

Univerzitet u Novom Sadu

Prirodno-matematički

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



Zavisnost CT broja od struje i napona rendgenske cevi i uticaj nekomisionirane CT krive na isporuku doze

-master rad-

Mentor: Prof. dr Jovana Nikolov

Student: Dragan Ćirić 57m/2017

Novi Sad, Avgust, 2019.

Sadržaj

| 1. | U١ | /od1 |
|-----|------|--|
| 2. | In | terakcija zračenja sa materijom2 |
| 2 | .1 | Interakcija fotona sa materijom (atenuacija fotonskog snopa)2 |
| 2 | .2 | Osnovni princip rada7 |
| 2 | .3 | Osnovni delovi CT-a8 |
| 3. | Do | pzimetrijske veličine12 |
| 3 | .1 | Ekspoziciona doza12 |
| 3 | .2 | Apsorbovana doza12 |
| 3 | .3 | Kerma12 |
| 3 | .4 | Ekvivalentna doza H13 |
| 3 | .5 | Efektivna ekvivalentna doza H_{E} 13 |
| 4. | СТ | dozimetrijske velične14 |
| 4 | .1 | CT Dozni indeks14 |
| 4 | .2 | Proizvod doze i dužine14 |
| 4 | .3 | Efektivna doza14 |
| 5. | То | mografska rekonstrukcija- preprocesuiranje i dobijeni podaci16 |
| 6. | Ac | curosXB algoritam |
| 7. | Ar | nisotropic Analytical Algorithm (AAA)20 |
| 8. | Re | zultati i diskusija21 |
| 9. | Za | ključak35 |
| 10. | Refe | rence |
| 11. | Biog | grafija |

Zahvaljujem se prof. dr Jovani Nikolov na savetima, korisnim sugestijama i ispravkama prilikom pisanja ovog rada.

Zahvalnost upućujem prof. dr Nataši Todorović i prof. dr Maji Stojanović bez kojih odbrana ovog rada ne bi bila moguća.

Veliko hvala mojim kolegama medicinskim fizičarima i ostalim zaposlenima iz ustanova:

"Klinički Centar Srbije",

"Vojnomedicinska Akademija"

Posebnu zahvalnost dugujem svojim roditeljima Suzani i Vladanu, bratu Milanu i budućoj supruzi Tanji na podršci i strpljenju tokom dosadašnjeg školovanja.

1. Uvod

CT simulator je uređaj na kome se vrši snimanje bolesnika u tačno određenoj poziciji, uz pomoć različitih vrsta imobilizacije. Identična pozicija izvodi se i na akceleratoru kako bi se pacijent postavio kao i na CT simulatoru i počeo zračenje. Postoje razne vrste CT simulatora, ali svaki radi po principu rendgenske cevi, dobijeni preseci sadrže informacije koje su neophodne kako bi se pravilno izradio radioterapijski plan.

U ovom radu korišćen je uređaj za CT simulaciju Siemens SOMATOM Definition AS. Uređaj je 64oro slajsni CT skener koji se koristi na Klinici za neurohirurgiju, odeljenje radiohirurgije X nož. Uređaj poseduje mogućnost snimanja CT preseka na različitim naponima i različitim strujama. Naponi koji su korišćeni u ovom radu su 70kV, 80kV, 100kV, 120kV i 140kV. Struje koje su korišćene u ovom radu su 40mA, 75mA, 100mA, 200mA, 300mA, 400mA i 410mA. Korišćen je fantom za karakterizaciju tkiva CIRS ELECTRON DENSITY PHANTOM Model 062M, fantom CIRS Steev, kao i sistem za planiranje zračne terapije Eclipse.

Cilj ovog rada, bio je ispitivanje:

- kako CT broj zavisi od napona rendgenske cevi i struje
- pri kojim vrednostima struje CT brojevi vode se više ne mogu smatrati relevantim (tj. kada više ne možemo reći da su CT brojevi prihvatljivi)
- kako se doza menja kada u sistemu za planiranje koristimo pogrešnu CT krivu

Dobijene rezultate za CT brojeve čitali smo i sa radne stanice na CT-u i u sistemu za planiranje (Eclipse) kako bi smo utvrdili da TPS (treatment planning system) adekvatno čita CT brojeve sa CT radne stanice. Rezultate za koje smo utvrdili da se doza menja sa pogrešnom CT krivom predstavli smo za dva različita kalkulaciona algoritma (AAA i AcurosXB). Dobijene rezultate smo prikazali tabelarno i grafički za sve merene vrednosti.

2. Interakcija zračenja sa materijom

Kada govorimo o primeni zračenja u medicinske svrhe, govorimo zapravo o dejstvu naelektrisanih čestica na tkiva pacijenta. Upadni primarni zračni snop je fotonski, ipak činjenica je da je sekundarno zračenje ono koje daje biološke efekte, ubija ćelije ili izaziva promene koje mogu dovesti do nastanka karcinoma.[1]

Jonizacija je proces tokom kojeg neutralni atom dobija pozitivno ili negativno naelektrisanje.

Naelektrisane čestice se tako zovu "direktno jonizujuće" zračenje ukoliko imaju dovoljnu kinetičku energiju da proizvedu jonizaciju u sudarima tokom prolaska kroz materiju. Moguće je da energija upadne čestice ne može da dovede do jonizacije, već samo do eksitacije – elektroni neutralnog atoma se ne mogu izbiti, nego prelaze na više energetske nivoe.

Nenaelektrisane čestice (fotoni i neutroni) predstavljaju "indirektno jonizujuće" zračenje, tj. oslobađaju direktno jonizujuću česticu iz materijala kroz koji prolaze i sa kojim interaguju[1].

2.1 Interakcija fotona sa materijom (atenuacija fotonskog snopa)

S obzirom da se fotoni uvek kreću brzinom svetlosti, oni se u materiji ne mogu usporavati, kao što je slučaj sa naelektrisanim česticama. Fotoni mogu da predaju svoju ukupnu energiju i da nestanu, ili da predaju deo svoje energije nakon čega nastavljaju da se kreću ali skreću sa prvobitne putanje[1].

Ukoliko se posmatra eksperimentalna postavka u kojoj vrlo uzan snop monoenergetskih fotona N, prolazi kroz apsorber debljine dx čime se gubi broj fotona dN, gde je detektor na dovoljno velikom rastojanju od apsorbera (čime se obezbeđuje da se detektuju samo fotoni koji nisu doživeli nikakvu interakciju u apsorberu), dolazi se do sledećeg izraza:

$dN = -\mu N dx$

(1)

gde je μ konstanta proporcionalnosti, odnosno atenuacioni koeficijent. Atenuacioni koeficijent predstavlja proizvod dve veličine: broja atoma po jedinici zapremine materijala kroz koji prolazi snop, i verovatnoće da foton doživi interakciju u tom materijalu (efikasni presek). Pošto je *dx* izraženo kao dužina, μ je linearni atenuacioni koeficijent.[1]

Količnik linearnog atenuacionog koeficijenta i gustine materijala kroz koji snop prolazi predstavlja maseni atenuacioni koeficijent:

 $\mu m=\mu/
ho$

(2)

Kada x-zračenje prolazi kroz medijum dešava se interakcija između fotona i medijuma, čiji je rezultat predaja energije medijumu. S ovom predajom dolazi do izbacivanja elektrona iz atoma medijuma, a ovi elektroni predaju svoju energiju u daljim jonizacijama i pobudama atoma medijuma duž putanje kojom prolaze. Ukoliko je ovaj medijum tkivo pacijenta, u ćelijama se deponuje dovoljno velika energija kojom se uništava njihov reproduktivni kapacitet. Ipak, većina apsorbovane doze se pretvara u toplotu i ne proizvodi nikakav biološki efekat.

Moguće je i da predata energija fotona nije dovoljna da izbaci elektron iz atoma, i u tom slučaju dešava se pobuđivanje atoma.

Ovi procesi se dešavaju u tri osnovna tipa interakcija: fotoelektričnom efektu, Komptonovom rasejanju i produkciji para. Svaki od ovih procesa može se predstaviti svojim atenuacionim koeficijentom, tj. ukupan atenuacioni koeficijent je zbir atenuacionih koeficijenata za fotoefekat, Komptonov efekat i efekat nastanka para elektron– pozitron.

Kod fotoelektričnog efekta foton interaguje sa atomom izbacujući iz njega jedan orbitalni elektron i pri tome mu predaje svoju celokupnu energiju. Kinetička energija fotoelektrona je energija upadnog fotona

umanjena za energiju veze elektrona. Interakcija ovog tipa dešava se sa elektronima iz K, L ili M ljuske. Šupljina koja ostaje odlaskom tog elektrona popunjava se drugim elektronom uz emisiju karakterističnog

x-zračenja. Maseni atenuacioni koeficijent za fotoefekat je srazmeran Z3/E3, gde je Z redni broj materijala sredine, a E energija upadnog fotona[1].

U slučaju Komptonovog rasejanja (Slika 2.1) dolazi do interakcije atomskog elektrona i fotona koji ima mnogo veću energiju od energije veze elektrona, i pri tome elektron prima deo energije od fotona, dok se foton sa umanjenom energijom dalje rasejava pod nekim uglom, tj. skreće sa prvobitne putanje.

Važna primena Komptonovog efekta je i u računanju debljine zaštitnih barijera – posebno rasejanih fotona iz pacijenta koji se kreću normalno u odnosu na osu zračnog snopa[1].



Slika 2.1. Šema Komptonovog rasejanja [1]

Ako je energija upadnog fotona veća od 1,022 MeV, foton može interagovati sa materijom preko mehanizma produkcije para. Pri tom procesu dolazi do interakcije fotona sa elektromagnetnim poljem atomskog jezgra i stvaranja para elektron–pozitron energije po 0,511 keV. Ukoliko je energija upadnog fotona veća od ovog praga, ona će se jednako raspodeliti na čestice u vidu njihove kinetičke energije.



Slika 2.2. Ukupni maseni atenuacioni koeficijent u funkciji energije upadnog fotona [1]

Na Slici 2.2. dat je grafički prikaz zavisnosti ukupnog atenuacionog koeficijenta u funkciji energije fotona za materijale vodu i olovo. Na niskim energijama i za materijale sa visokim atomskim brojem Z vidi se dominantnost fotoefekta. Zatim atenuacioni koeficijent opada sa povećanjem energije i u srednjem delu dijagrama, kada Komptonov efekat dominira, atenuacioni koeficijenti za vodu i olovo se ne razlikuju mnogo, jer ova interakcija ne zavisi od atomskog broja Z. Nakon toga, atenuacioni koeficijent počinje da raste, u oblasti pojave efekta para [1].

Na Slici 2.3. prikazana je oblast sa relativnom dominacijom pojedinih efekata, u odnosu na redni broj medijuma Z i energiju fotona. Krive koje dele oblasti, zapravo predstavljaju oblast podjednake verovatnoće dešavanja oba tipa interakcija.



Slika 2.3. Zavisnost verovatnoće interakcije od atomskog broja medijuma i energije upadnog snopa [1]

Kompjuterizovana tomografija zasniva se na tomografskoj tehnici. Princip tomografske tehnike temelji se na prolasku rendgenskog zračenja kroz telo pod različitim uglovima. Postoji sedam generacija razvoja kompjuterizovane tomografije.

Generacije se razlikuju po modifikacijama detektora i pokretanju rendgenske cevi [2].

Prva generacija CT-a koristila je kombinaciju translaciono-rotacionog pomaka rendgenske cevi. Tada je jedan uski snop zraka mogao biti usmeren prema detektoru i izvršiti merenje. Nakon završenog merenja, pomeranjem rendgenske cevi i detektora za određeni stepn, vrši se novo merenje. Merenja se nastavljaju do 180°. Nedostatak prve generacije je dugo vreme ekspozicije (3–5 minuta). Pomoću uređaja prve generacije, obavljala su se snimanja mozga [2].



Druga generacija CT-a takđe je koristila kombinaciju translaciono-rotacionog pomaka. Princip rada bio je isti kao i kod prve generacije uz broj detektora koji se povećao na 16 i smanjeno vreme ekspozicije (10–60 s) čime je ujedno smanjena i doza zračenja. Smanjenju vremena ekspozicije doprineo je divergentni snop zraka tzv. lepezasti snop. Osim mozga, omogućeno je snimanje i ostatka tela [2].



Slika 2.5. Druga generacija CT-a [2]

Treća generacija CT-a koristi široki lepezasti snop te ima mogućnost rotacije rendgenske cevi i lučnog detektora oko određenog dela tela. Vreme ekspozicije (1.4–14 s) obuhvata raspon od 360 stepeni. Broj detektora je između 380 i 600. Moguće je skeniranje celog tela i organa koji imaju različite fiziološke pokrete [2].



Slika 2.6. Treća generacija CT-a [2]

Četvrta generacija CT-a karakterisana je kontinuiranim kretanjem rendgenske cevi oko fiksnih detektora. Broj detektora kreće se između 1200 i 2000 što utiče na kvalitet slike. Detektori su smešteni u kružni prsten što je omogućilo kontinuiranu rotaciju i metodu spiralnog snimanja. Vreme ekspozicije drasticno je smanjeno (1–3 s)[2].



Slika 2.7. Četvrta generacija CT-a [2]

Peta generacija CT-a ne praktikuje pomeranje detektora i rendgenske cevi kao u prethodnim generacijama. Umesto toga, široki mlaz brzih elektrona bombarduje više masivnih paralelnih anoda, raspoređenih u obliku prstena oko pacijenta, koje emituje rendgensko zračenje. Vreme ekspozicije smanjeno je na 0.1 s. Koristi se za obavljanje kardioloških pregleda.[2]

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, krećući se kroz gentri. 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)[3].



Multislajne skenere karakteriše mogućnost snimanja više slajsova istovremeno. U komercijalnoj upotrebi se nalaze 16-slajsni i 64-slajsni skeneri kao i 128-slajsni. To drastično smanjuje vreme snimanja. Kod dual source CT-a postoje dve rengenske 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 [3].

Za razliku od ranijih skenera koji su imali više detektora u x-y ravni, MDCT (multiple-row detector CT- CT sa višerednim detektorom) ima više detektora i u z ravni. U x-y ravni broj detektora se najčešće kreće između 700 i 900, a kod MDCT-a postoji još 2, 4, 8, 16, 64, pa sve do 320 redova sa po 700 ili 900 detektora. To znači da MDCT 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 [3].

2.2 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 [4][5].

Stvaranje slike se može podeliti u nekoliko koraka:

Prvi korak je skeniranje. Tokom te faze, snop rendgenskih zraka prolazi kroz deo tela pacijenta i stiže do detektora sa suprotne strane. Detektor "vidi" samo profil dela tela iz jednog pravca, a da bi se kreirala potpuna slika, snop x-zraka se rotira tako da se dobije projekcija iz više uglova. Najčešće se uzima nekoliko hiljada projekcija i svi podaci se memorišu u kompjutersku memoriju [6].



Slika 2.9. Faza skenranja [3]

Drugi korak je rekonstrukcija slike koja se ostvaruje preko digitalnog kompjutera, koji je deo CT sistema. To je, zapravo, matematička procedura koja pretvara informaciju dobijenu skeniranjem jedne projekcije u numeričku ili digitalnu sliku. Slika je sadržana u oblasti piksela koji predstavlja numeričku vrednost, odnosno CT broj. Vrednost piksela je povezana sa gustinom tkiva i zajedno daju voksel. Rekonstrukcija traje nekoliko sekundi, ili manje, u zavisnosti od kompleksnosti slike i brzine kompjutera. Nakon toga, digitalna slika se čuva u kompjuterskoj memoriji [6].



Slika 2.10. Rekonstrukcija slike [3]

Treći i poslednji korak je pretvaranje digitalne slike u video prikaz koji se može videti ili zabeležiti na filmu. To se sprovodi pomoću digitalno analognih konvertora. Vrednost piksela je povezana sa sivilom slike (osvetljenosti) i može se prikazati pomoću prozorskih nivoa (windowing). Možemo menjati više i niže prozorske nivoe, pa time i podesiti osvetljenje i kontrast slike [6].



Slika 2.11. Pretvaranje digitalne slike u prikaz [3]

2.3 Osnovni delovi CT-a

Osnovni delovi CT skenera su:

- gentri sa rendgenskom cevi, detektorima i postoljem
- pokretni sto za pacijenta
- visokonaponski generator
- upravljačka i evaluacijska konzola sa memorijom, monitorom, sistemom za prenošenje slike na film i printerom.

GENTRI predstavlja baznu jedinicu svakog CT uređaja i na sebi sadrži rendgensku cev sa detektorima. To je rotirajući prsten velikog radijusa sa sistemom hlađenja i sistemom prenosa signala sa detektora do analogno-digitalnog (A/D) konvertora Slika 2.12. Kod većine CT uređaja ima prečnik 70 cm. Ipak, površina koja se koristi za merenje atenuacionih koeficijenata je manja i iznosi od 50 do 55 cm. Zbog te razlike, moguće je da se stvori artefakt koji čini sliku nekorisnom, ako su dimenzije pacijenta veće od dimenzija na kojoj se mere atenuacioni koeficijenti. Kod specijalno dizajniranih CT-a, kao što su PET-CT i pojedini CT simulatori, otvor gentrija iznosi i do 90 cm. Na gentriju se nalaze laserski sistemi za precizno

pozicioniranje pacijenta. Gentri sa svojim sadržajem (rendgenskom cevi i detektorima) može ostvariti nagib od 0° do $+30^{\circ}$ i od 0° do -30° [7].

Slika 2.12. Gentri CT-a [8]

RENDGENSKA CEV je najvažniji deo CT sistema za dobijanje dobre i korisne slike. Rendgenske cevi koje se koriste u modernim CT skenerima se zasnivaju na istom principu modela koje je koristio Röntgen na kraju 19. veka (Slika 2.13) [7][8].

Slika 2.13. Skica rendgenske cevi [8]

Unutar same rendgenske cevi postoje uslovi bliski vakuumu; katoda emituje stalan tok elektrona čije putanje su kontrolisane fokusirajućom šoljom. Anoda je postavljena nasuprot katodi, i nosi čvrsto prikačenu metalnu metu, obično od bakra i/ili volframa. Velika razlika potencijala na krajevima anode i katode, do 150 kV, uzrokuje usmereno kretanje elektrona sa katode ka anodi. Ovi elektroni dovode atome metalne mete na anodi u ekscitirano stanje, što rezultuje u emisiji X-zraka kao što je gore navedeno. Ovi X-zraci napuštaju rendgensku cev kroz stakleno prozorče rendgenske cevi, i to su tzv. karakteristični X-zraci, koji zavise od materijala anode.

Postoji i drugi tip X-zraka koji se takođe emituje iz rendgenske cevi, zajedno sa karakterističnim Xzracima. Kada elektroni dođu do metalne mete, oni skrenu sa svoje putanje kao rezultat dejstva mnogo većeg pozitivnog naelektrisanja atomskog jezgra, pored kojeg vrlo blisko prolaze. U ovom skretanju elektroni smanjuju svoju brzinu, gubeći kinetičku energiju, koja se konsekutivno emituje kao foton. Ova emisija X-zraka se naziva zakočno zračenje ("bremsstrahlung") i za razliku od karakterističnog X-zraka daje kontinualni heterogeni spektar rendgenskih zraka, različitih talasnih dužina, koji ne zavisi od materijala anode [5][7][8]. Prvi filter kroz koji prolaze rendgenski zraci je stakleni zid balona rendgenske cevi, drugi je sloj ulja između metalnog oklopa i cevi, odn. prozorčića kroz koji X-zraci izlaze, treći filter je materijal od kojih je napravljen sam materijal prozorčića.

Za razliku od ostalih dijagnostičkih metoda u kojima se koriste X-zraci, CT je najzahtevnija zbog većih termalnih opterećenja. Kod ranijih generacija je snimanje trajalo mnogo duže, a jedan od razloga je bilo i hlađenje anode. Kod novijih generacija je ta pauza svedena na minimum, razvitkom materijala od kojih se prave anode i načinom hlađenja. Rengdenska cev kod konvencionalnih CT aparata mogla je da bude u upotrebi 1000 časova, a danas, sa razvitkom tehnologije od 10 000 do 40 000 radnih časova [8].

Uobičajne vrednosti snage koju ostvaruju rendgenske cevi su od 20kW do 150kW sa voltažom od 80kV do 140kV, strujom do 800 mA i sa toplotnim kapacitetom od 1 000 000 do 2 000 000 toplotnih jedinica.. Stoga se posebna pažnja posvećuje izradi anodnog tanjira. Najveća snaga uređaja ne može biti ostvarena u dužem vremenskom periodu. Cev za X-zrake je montirana na kružno postolje, koje se rotira oko tela pacijenta i snabdeva se električnom energijom. Određeni broj skenera upotrebljava kablove koji se obmotaju oko postolja dok se ono rotira. Ovakav način dozvoljava nekoliko rotacija. Postolje mora biti zaustavljeno i rotiranje se otpočinje u drugom smeru kako bi se kablovi odmotali. Drugi način upotrebe je putem klizećeg električnog kontakta, bez kablova, koji dozvoljava kontinualnu brzu rotaciju - slip rings.

U kompjuterizovanoj tomografskoj tehnici se primenjuje uski snop rendgenskih zraka, a od uobičajene radiološke tehnike se razlikuje, pored ostalog, i time što je rendgenski film zamenjen detektorima. Prijemnik slike čine detektori i prateći elektronski sklopovi (pretpojačivači slabih struja koje izlaze iz detektora) [5][8].

DETEKTORSKI SISTEM ima specijalnu ulogu u konstrukciji CT komponenata, jer upravo on pretvara X-zrake različitog intenziteta u električni signal. Kod CTa, kao i kod ostalih digitalnih tehnika, dobijena slika je proizvod višestrukog detektovanja, merenja i izračunavanja digitalnih informacija [8].

Zavisno od aparata, detektora ima od 300 do 1000. Osnovni elementi koji čine detektor su supstanca koja absorbuje energiju, a napravljena je na bazi kristala, i fotodioda. Neki materijali imaju sposobnost da u mnogo većoj meri detektuju X-zrake, a neki od njih su bazirani na ultra brzoj keramici (UFC). Ovakvo svojstvo novih vrsta materijala značajno doprinosi poboljšanju kvaliteta slike, a samim tim i bržoj akviziciji podataka. Postoje tri tipa detektora zasnovani na različitim fizičkim principima:

- Scintilacioni detektori
- Gasni detektori
- Poluprovodnički detektori

Većina novih CT aparata koristi ili ksenonske detektore (3. generacija CT) ili scintilacione detektore u čvrstom stanju (od volframa (CWO kristali) ili gadolinijumskih keramičkih materijala).

Zbog ograničene debljine koja se može postići pomoću silikonskog kristala, detektorski sistem se izrađuje po principu slaganja malih detektorskih blokova (Slika 2.14). Jedan detektorski blok se sastoji od 24.64 = 1536 elemenata, dok se jedan ceo detektorski sistem sastoji od 38.4 = 152 blokova [8].

Slika 2.14. Princip rada detektora [8]

Višeredni detektori mnogo efikasnije koriste X-zrake koji stižu do njih, za razliku od jednorednih detektora.

STO ZA PACIJENTA je dizajniran tako da može da izdrži pacijenta do oko 200 kg, a specijalni CT uređaji i do 270 kg, uz preciznost pomeranja od 1 do 2 mm. Oni se prave od ugljeničnih vlakana, sa što manjim atenuacionim koeficijentom, kako ne bi uticali na merenje. Dužina stola iznosi i do 200 cm. [8].

Glavni delovi GENERATORA su: visokonaponski transformator, brojni manji transformatori i sklopke, neophodni za nesmetan rad aparata. Visokonaponski generator prima naizmeničnu električnu energiju iz gradske mreže i transformiše je u jednosmernu struju visokog napona koja je potrebna za rad rendgenske cevi, najčešće od 80 do 140 kV. Električna energija se prenosi preko slip – ring veze, kako bi se smanjila mogućnost električnog varničenja između visokonaponskih prenosnika u gentriju uređaja [8].

12

3. Dozimetrijske veličine

Od izuzetne važnosti je dobro poznavanje dozimetrijskih veličina, posebno kada se radi za izvorima jonizujućeg zračenja. One nam direktno ukazuju na izloženost pojedinaca jonizujućem zračenju i samim tim ukazuju na faktore koji utiču na verovatnoću javljanja neželjenuh efekata.

3.1 Ekspoziciona doza

Ekspoziciona doza se odnosi na jonizaciono dejstvo X zraka u vazduhu. Označavamo je sa X i računamo kao:

$$X = \frac{dQ}{dm} \tag{3}$$

dQ predstavlja apsolutnu vrednost ukupnog naelektrisanja svih jona istog znaka u vazduhu kada su svi elektroni i pozitroni oslobođeni u elementu zapremine vazduha dm potpuno zaustavljeni. Jedinica ekspozivione doze je Rendgen, tj. ekspozicija koja u 1 kg vazduha stvori naelektrisanje od 2,58 10-4 C.

$$1R = 2,58 \cdot 10^{-4} C/kg \tag{4}$$

U relaciji (4) uočavamo vezu između Rendgena i SI jedinica. Međutim, najveća mana ove jedinice bila je u tome što je definisana kao mera jonizujućeg efekta zračenja u medijumu, a ne kao direktna mera intenziteta x-zraka ili njegove apsorpcije u različitim materijalima [3].

3.2 Apsorbovana doza

Apsorbovana doza je definisana 1968. godine od strane Internacionalne komisije za radijacione veličine (ICRU) kao mera biološki značajnog efekta koji proizvede jonizujuće zračenje.

Ona opisuje količinu zračenja deponovanog u medijumu, za sve tipove zračenja, uključujući i naelektrisane i nenaelektrisane čestice, za sve vrste medijuma i sve energije [1].

$$D = \frac{\Delta E}{\Delta m} \tag{5}$$

Jedinica apsorbovane doze je Gy (Grej).

$$1Gy = 1\frac{J}{kg} \tag{6}$$

Iz jednačine (6) jasna je korelacija jedinice Gy sa SI jedinicama J i kg.

3.3 Kerma

Veličina Kerma K (Kinetic Energy Released in Medium) definiše se:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \tag{7}$$

 dE_{tr} je suma svih početnih kinetičkih energija naelektrisanih jonizujućih čestica (elektrona i pozitrona) oslobođenih nenaelektrisanim česticama (fotonima) u materijalu mase dm. Jedinica za kermu je $\frac{J}{ka}$ ili Gy [1].

(1)

Kerma se koristi u radijacionoj zaštiti, pogotovo pri primeni X zračenja, pri proračunu izloženosti profesionalno izloženih lica. Ima istu vrednost kao apsorbovana doza u vazduhu i opisuje polje zračenja. Kerma u vazduhu je skoro ekvivalentna kermi u mekom tkivu, pa se kao takva i koristi [1].

3.4 Ekvivalentna doza H

Ekvivalentna doza povezuje apsorbovanu dozu sa vrstom zračenja koje prolazi kroz materjal.

 $H = D \cdot Q$

(8)

Gde je D apsorbovana doza, a Q factor kvaliteta, koji je bezdimenziona veličina, a brojna vrednost zavisi od vrste zračenja [1].

Tabela a.

| Vrsta zračenja | Faktor kvaliteta Q |
|-------------------------------|--------------------|
| <i>x</i> , γ, β | 1 |
| Termalni neutron | 5 |
| n, p, α , teška jezgra | 20 |

Jedinica za ekvivalentnu dozu je Sivert, $Sv = \frac{J}{ka}$.

3.5 Efektivna ekvivalentna doza H_E

Efektivna ekvivalentna doza služi za bliže određivanje rizika od zračenja i određeuje se pomoću sledeće jednačine:

$$H_E = \sum_i W_i H_i \tag{9}$$

 W_i predstavlja deo oštećenja od stohastičnih efekata koji potiču od i-tog tkiva poredeći sa ukupnom štetom od stohastičnih efekata, kada je celo telo ravnomerno ozračeno.

 H_i je srednji ekvivalent doze u i-tom tkivu [3].

4. CT dozimetrijske velične

Prilikom primene CT uređaja, koriste se malo drugačije dozimetrijske veličine, koje su karakteristične za samu primenu CT-a. Veličine koje se najčešće koriste su: CT dozni indeks (Computed Tomography Dose Index-CTDI), Proizvod doze i dužine (Dose Lenght Product-DLP) i efektivna doza (E) [9].

4.1 CT Dozni indeks

CTDI možemo da odredimo preko distribucije doze duž linije koja je paralelna z osi, odnosno osi oko koje se okreće izvor i detektor. CTDI označava ekvivalent doze u posmatranom slajsu. Ovu veličinu možemo odrediti pomoću sledeće jednačine:

$$CTDI = \frac{1}{nT} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \tag{10}$$

gde je n broj slajsova, T debljina slajsa, D(z) doza zračenja koja je merena duž ose, odnosno pacijenta.

CTDI veličina nam je bitna, jer izražava radijacionu dozu CT-a. Ovu veličinu koristimo jer nije lako odrediti pravu dozu koja je dostavljena unutrašnjim organima. Može se meriti pomoću dozimetra koji se postavlja u fantom koji predstavlja ekvivalent ljudskom telu. Doza se meri pri skeniranju jednog slajsa, ali CTDI uključuje i rasejano zračenje koje se javalja pri multislajsnom skeniranju [3][8].

4.2 Proizvod doze i dužine

Proizvod doze i dužine ili DLP (Dose Lenght Product) je poređenje doze pojedinih slajsova sa celokupnom dozom koja je ostvarena pri skeniranju određenenog dela. DLP se određuje pomoću CTDIvol koji predstavlja srednju dozu za skeniranu zapreminu i pomoću skenirane dužine L.

$$DLP = CTDI_{VOL} \cdot L \tag{11}$$

Iz pređašnje jednačine se jasno vidi da je DLP direktno proporcijonalno sa dužinom skeniranja po z-osi i sa dozom. Jedinica za DLP je mGy cm.[8]

4.3 Efektivna doza

Efektivna doza (E) nam služi za konvertovanje CTDI i DLP veličina, koje su karakteristične za upotrebu CT-a, tako da se mogu porediti sa ostalim radiografskim tehnikama. Najčešće se efektivna doza

određuje preko konverzionih faktora i to tako što se vrednost DLP-a pomnoži sa srednjim konverzionim faktorom. Srednji konverzioni faktor zavisi od protokola koji je korišćen pri skeniranju i od regiona tela koji je bio skeniran [8][9].

Neki od standardnih konverzionih faktora koji se koriste kod odraslih pacijenata su:

- *f*mean za glavu je 0,0023 mSv/mGy·cm
- *f*mean za grudni koš je 0,017 mSv/mGy·cm
- *f*mean za abdomen je 0,015 mSv/mGy·cm

Efektivnu dozu onda možemo računati pomoću formule:

 $E = DLP \cdot f_{mean}$

(12)

5. Tomografska rekonstrukcija- preprocesuiranje i dobijeni podaci

Svaki zrak je transmisiono merenje kroz posmatrani objekat duž linije, gde detektor meri intenzitet X-zraka, I_t .

- I₀ neatenuirani intenzitet snopa X-zraka
- $I_t = I_0 e^{-\mu t}$
- t debljina pacijenta duž zraka
- μ prosečna vrednost linearnog atenuacionog koeficijenta duž zraka
- $\ln (I_0/I_t) = \mu t za svaki zrak$

Ovo je korak u preprocesuiranju koji se radi pre rekonstrukcije slike. Dobijena slika primarno zavisi od anatomskih karakteristika pacijenta

Slika 5.1.pricnip računanja matrica u preprocesuiranju

Pristup preko algebarskih procedura se koristi za rekonstrukciju slike. Rešavanjem sistema lineranih jednačina za nekoliko različitih projekcija može se izračunati vrednost atenuacionog koeficijenta µ.

Za dobijanje CT slike koriste se algoritmi za CT rekonstrukciju. Filtrirana back projekcija se najčešće koristi kod kliničkih CT skenera. Jednostavni metod back projekcije nadograđuje CT snimak reverznim koracima akvizicije (snimanja). Tokom back projekcije, μ vrednost za svaki zrak je u osnovi prebačena duž iste putanje na snimku pacijenta. Površine sa velikom atenuacijom pojačavaju jedna drugu kao što i površine sa malom atenuacijom pojačavaju jedna drugu i tako "grade" sliku/snimak na ekranu. Proizvođači sve više rade na pripremi iterativnih algoritama za rekonstrukciju CT podataka čime se umanjuje šum na slici a samim tim i doza zračenja za jedan red veličine, npr. ASIR/VEO (GE), IRIS/SAFIRE (Siemens) [7][10].

Kao rezultat procesa rekonstrukcije CT slike dobija se 2D matrica sa brojevima tačaka u opsegu 0.0 do 1.0. Ovi brojevi odgovaraju prosečnom linearnom atenuacionom koeficijentu tkiva koje je sadržano u svakom voxelu. CT slike su normalizovana i zaokružena na cele brojeve koji obuhvataju 4096 vrednosti, između -1000 i 3095 (obično). CT brojevi su zapavo reskalirani linearni atenuacioni koeficijenti.

Slika 5.2. Računanje HU pomoću atenuacionih koeficijenata

Na slici 5.2. je sa μ_m – obeležen atenuacioni koeficijent voxela, a sa μ_w je obeležen linearni atenuacioni koeficijent vode, HU_m je CT broj (ili Hounsfield-ova jedinica) koji obuhvata finalni klinički CT snimak. Vazduh= -1000, meko tkivo u opsegu od -300 (pluća) do -90 (masnoća), voda=0, bela materija=30, siva materija=40, mišići=50, guste kosti i oblasti koje su napunjene sa puno kontrastnog agensa kreću se u opsegu do +3000.

CT brojevi, a samim tim i kontrast na CT snimcima dominantno potiče od fizičkih osobina tkiva na koje deluje Komptonovo rasejanje. Linearni atenuacioni koeficijent linearno prati gustinu tkiva i ima važnu ulogu u formiranju kontrasta u medicinskoj primeni CT-a. CT brojevi su kvantitativni. Plućne nodule su klasifikovane kao obično benigne promene, a količina kalcifikacije se može odrediti od srednje vrednosti CT broja posmatrane nodule. CT je takođe kvantitativan u pogledu linearnih dimenzija i može se koristiti da bi se što tačnije odredila zapremina tumora ili prečnik lezije.

6. AcurosXB algoritam

AcurosXB algoritam je napravljen da bi se dobilo tačno i brzo računanje doze za eksterno fotonsko zračenje u radioterapiji pri energijama od 4MV do 25MV, sa kalkulacionom mrežom čiji voksel ima dimenzije od 1 do 3 mm. U radioterapiji, mešovitost nastala zbog upotrebe materijala kao što su pluća, vazduh, kosti i imlanti može da utiče na raspodelu doze u pacijentu, isključivo u prisustvu malih i iregularnih polja. Računanjem jednačine linearnog Bolcmanovog transporta (LBTE), AcurosXB direktno uračunava efekte takvih nehomogenosti.

LBTE je vodeća jednačina koja opisuje makroskopsko ponašanje zračenja (neutrona, gama zraka, elektrona itd.) kada ono prolazi kroz i interaguje sa materijom. Za zadatu zapreminu na koju planiramo da delujemo zračenjem rešenje LBTE će dati tačan opis doze u datoj zapremini. Kako analitičko rešenje može biti iskorišćeno samo za proste slučajeve, LBTE mora biti rešena u otvorenoj formi ili na ne-analitički način [11].

Prvi pristup je široko poznati metod Monte Karlo, koji skohastički predviđa transport čestica kroz medijum praćenjem statistički značajnog broja čestica kroz uspešne nasumične interakcije. Monte Karlo metode ne rešavaju eksplicitno LBTE nego indirektno nalaze rešenje jednačine.Drugi pristup je da se eksplicitno reši LBTE korišćenjem numeričkih metoda [11][12].

Monte Karlo i metode eksplicitnih rešenja LBTE su konvergentne. To znači, da će nakon dovoljnog broja koraka i jedna i druga metoda konvergirati ka istom rešenju. Dostignuta tačnost oba metoda je jednaka i ograničena je nesigurnošću podataka interakcije čestica i nesigurnošću u analiziranju problema [12].

Za oblast prostora sa zapreminom V i površinom δV , AcurosXB rešava vremenski nepromenjiv trodimenzionalan sistem jednačina Bolcmanovog transporta (LBTE) koje su date kao:

$$\hat{\Omega} \cdot \vec{\nabla} \Psi^{\gamma} + \sigma_t^{\gamma} \Psi^{\gamma} = q^{\gamma \gamma} + q^{\gamma} \tag{13}$$

$$\hat{\Omega} \cdot \vec{\nabla} \Psi^e + \sigma_t^e \Psi^e - \frac{d}{dE} S_R \Psi^e = q^{ee} + q^{\gamma e} + q^e \tag{14}$$

 $\vec{r} \in V, \hat{\Omega} \in 4\pi, i E > 0 \tag{15}$

 Ψ^{γ} - ugaoni tok- fluence (u daljem tekstu fluens) fotona (ili fluks ako je integrisan po vremenu), $\Psi^{\gamma}(\vec{r}, E, \hat{\Omega})$, kao funkcija pozicije $\vec{r} = \vec{r}(x, y, z)$, energije E i pravca $\hat{\Omega} = \hat{\Omega}(\mu, \eta, \zeta)$ Ψ^{e} - ugaoni elektronski fluens, $\Psi^{e}(\vec{r}, E, \hat{\Omega})$

 $q^{\gamma\gamma}$ - izvor foton-foton rasejanja, $q^{\gamma\gamma}(\vec{r}, E, \hat{\Omega})$, izvor fotona koji je nastao interakcijom fotona

 q^{ee} - izvor electron-elektron rasejanja, $q^{ee}(\vec{r}, E, \hat{\Omega})$, izvor elektrona koji je nastao interakcijom elektrona

 $q^{\gamma e}$ - izvor foton-elektron rasejanja, $q^{\gamma e}(\vec{r}, E, \hat{\Omega})$, izvor elektrona koji je nastao interakcijom fotona

 q^{γ} - eksternalni izvor fotona, $q^{\gamma}(E, \hat{\Omega})$, izvor svih fotona iz modela izvora mašine, u našem slučaju akceleratora

 q^e - eksternalni izvor elektrona, $q^e(E, \hat{\Omega})$, Predstavlja izvor svih elektrona iz modela izvora mašine, u našem slučaju akceleratora

 σ_t^{γ} - makroskopski ukupni poprečni presek za fotone, $\sigma_t^{\gamma}(\vec{r}, E)$, jedinica je cm⁻¹

 σ_t^e - makroskopski ukupni poprečni presek za elektrone, $\sigma_t^e(\vec{r}, E)$, jedinica je cm⁻¹

 S_R - redukovana sudarna plus radijativna zaustavna moć, $S_R(\vec{r}, E)$

Jednačine (13) i (14) rešavaju transport fotona i elektrona, respektivno. Jednačine (13) i (14) podležu svim mogućim standardnim uslovima na površini, δV . U AcurosXB-u, sve eksternalne površine za uslov imaju vakuum ili neuvučene granice:

| $\Psi^{\gamma} = 0$; za $\hat{\Omega} \cdot \vec{n} < 0$, | (14) |
|---|------|
| $\Psi^e = 0; \operatorname{za} \hat{\Omega} \cdot \vec{n} < 0,$ | (15) |

 \vec{n} - vektor normalan na površinu δV , usmeren normalno od granice računarske mreže. Prvi termin sa leve strane u jednačini (13) i (14) je striming operator (operator toka), drugi termin je sudarni ili operator uklanjanja. Jednačina (14). je Bolcman Foker-Plank jednačina transporta, koja je rešena za transport elektrona.[11]

U drugoj jednačini, treći pojam sa leve strane predstavlja kontinualno zaustavljajući (CSD) operator, koji uračunava Kulonove "lake" sudare elektrona. Desne strane jednačina (13) i (14) predstavljaju rasejanje, produkciju i uslove eksternalnog snopa. Uslovi eksternalnog snopa, i , predstavljaju izlaze fotona i elektrona iz izvora fotonskog snopa, uključujući primarni izvor, sekundarni izvor i izvor kontaminacije elektrona.[11]

7. Anisotropic Analytical Algorithm (AAA)

Anisotropic Analytical Agorithm (AAA) je 3D *pencil beam convolution/superposition* algoritam koji korisiti posebne Monte Carlo izvedene modele za primarne fortone, rasejane ekstra-fokusne fotone i elektrone rasejane sa uređaja. Doza je modelovana sa 6 eksponencijalnih krivi. Funkcionalni oblik ovog algoritma omogućuje analitičku konvoluciju, što direktno utiče na trajanje proračuna [13].

Klinička implementacija AAA je podeljena:

- *Photon beam source model-* ovaj model određuje fundamentalne fizičke parametre koji su neophodni za stvarnu doznu kalkulaciju
- *Dose calculation algorithm* Kalkuliše dozu koristeći fundamentalne fizičke parameter. Ovi prametri karakteriču čestični fluens i energijski spektar fotona i elektrona.

Za volumetrijsku doznu distribuciju , zaprenima tela pacijenta je podeljena u matricu 3D kalkulacionih voksela na osnovu selektovanih dimezija. Svaki voksel je povezan sa srednjom elektronskom gustinom ρ koji je u vezi sa CT snimcima koji su snimljeni pri tačno određenim uslovima (komisionirana kriva).

Fotonska atenuacija je modelovana sa funkcijom energijske depozicione gustine $I_{\beta}(z, \rho)$. Fotosnko rasejanje je modelovano *kernel* rasejanjem $K_{\beta}(x, y, z)$ koje definiše bočno energijsko rasejanje. Obe funkcije I_{β} i K_{β} su definisane individulano. Primarni i ektra-fokalni su kalkulisani na isti način, sa izuzetkom njihovih spektralnih kompozicija i pozicija i veličine fokalne tačke [13].

AAA i AcurosXB kalkulacioni algoritmi su posebno licencirani za rad u Eclipse radnoj stanici. Oba algoritna konfikursani su u zračnoj konfguraciji radnih stanica. Rezolucija matrice dozne kalkulacije može biti selektovana u rasponu od 1-5mm za AAA i 1-3mm za AcurosXB tokom tretmana. Dozna kalkulacija za oba algoritma u potpunosti podržava modifikovanje snopa, tj. korišćenje: klinova (wedge), blokova, dinamičkih klinova, motorizovanih klinova, MLC-a, VMAT polja, kao i dodavanje struktura kao što su sto i bolus. AAA podržava koršćenje otvorenih polja, polja sa blokovi, polja sa statičkim lifovima, sa klinovima i dinamičkim klinovima. AcurosXB se ne može korisiti za planove sa otvorenim poljima i statičkim lifovima. AAA kalkuliše dozu u datoj tački na osnovu SSD (Source-skin distance) i dubne [13].

8. Rezultati i diskusija

Grafički i tabelarno predstavljeno je kako CT broj zavisi od napona struje rendgenske cevi, pri kojim vrednostima struje CT brojevi se više ne mogu smatrati relevantnim kao i to kako se apsorbovana doza menja kada u sistemu za planiranje koristimo pogrešnu CT krivu. Rezultati su prikazan za dva kalkulaciona agoritma (AAA i AcurosXB).

Za svaki snimljeni CT presek fantoma (CIRS ELECTRON DENSITY PHANTOM Model 062M) prikazana je slika kako bi se uočila razlika u kvalitetu dobijenih preseka pri različitim uslovima snimanja. Takođe je objašnjeno i kako napon utiče na rezoluciju i šum slike.

| Tabela 1. 0 | CT brojevi na | i konstantoj struji od | 410mA i razlčitim | naponima cevi. |
|-------------|---------------|------------------------|-------------------|----------------|
|-------------|---------------|------------------------|-------------------|----------------|

| 410mA | ρ(g/cm³) | 70kV | 80kV | 100kV | 120kV | 140kV |
|--------------|----------|-------------|-------------|-------------|--------------|--------------|
| | | HU | HU | HU | HU | HU |
| vazduh | 0.001 | -995±99 | -996±99 | -998±99 | (-100±10)·10 | (-100±10)·10 |
| Lung(Inhale) | 0.205 | -832±83 | -836±84 | -836±84 | -836±84 | -838±84 |
| Lung(Exhale) | 0.507 | -530±53 | -528±53 | -530±53 | -529±53 | -531±53 |
| Adipose | 0.96 | -84±8 | -75±8 | -64±6 | -60±6 | -54±5 |
| Breast 50/50 | 0.99 | -44±4 | -36±4 | -29±3 | -26±3 | -24±3 |
| voda | 1 | -6.0±0.6 | -6.0±0.6 | -4.0±0.4 | -3.0±0.3 | 0.0±0.1 |
| Muscle | 1.06 | 70±7 | 65±6 | 61±6 | 59±6 | 60±6 |
| Liver | 1.07 | 92±9 | 85±9 | 76±8 | 75±8 | 74±7 |
| Bone 200mg | 1.16 | 382±38 | 335±36 | 270±27 | 232±23 | 215±22 |
| Bone | 1.53 | (143±14)·10 | (126±13)·10 | (103±10)·10 | 898±90 | 825±82 |
| 800mg/cc | | | | | | |
| Bone | 1.82 | (223±22)·10 | (195±19)·10 | (161±16)·10 | (140±14)·10 | (128±13)·10 |
| 1250mg/cc | | | | | | |

Grafik 1. Zavisnost CT broja od gustine materijala pri različitom naponu i konstantoj struji

Iz tabele 1. i grafika 1. Zaključeno je da se CT broj menja sa povećanjem napona, tačnije, CT kriva ima manji nagib kako se napon povećava. Materijali čije su gustine manje od gustine vode (1 g/cm³) nemaju značajno različite CT brojeve za različite napone cevi. Kod gušćih materijala, kao što su kosti, može se primetiti kako se CT broj izuzetno menja sa povećanjem napona cevi.

Slika 8.1.CT CIRS fantoma pri naponu od 70kV

Slika 8.3. CT CIRS fantoma pri naponu od 100kV

Slika 8.2. CT CIRS fantoma pri naponu od 80kV

Slika 8.4. CT CIRS fantoma pri naponu od 120kV

Slika 8.5. CT CIRS fantoma pri naponu od 140kV

| Tabela 2. C | CT brojevi na | konstantom i | паропи о | d 70kV | i različitim | strujama |
|-------------|---------------|--------------|----------|--------|--------------|----------|
|-------------|---------------|--------------|----------|--------|--------------|----------|

| 70kV | ρ(g/cm³) | 40mA | 75mA | 100mA | 200mA | 300mA | 400mA |
|--------------|----------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|
| | | HU | HU | HU | HU | HU | HU |
| vazduh | 0.001 | -966±97 | -982±98 | -984±98 | -993.1±99 | -993±99 | -998±99 |
| Lung(Inhale) | 0.205 | -775±78 | -820±82 | -823±82 | -827±83 | -831±83 | -831±83 |
| Lung(Exhale) | 0.507 | -485±48 | -532±53 | -531±53 | -520±52 | -527±53 | -528±53 |
| Adipose | 0.96 | -76±8 | -92±9 | -81.±8 | -82±8 | -87±9 | -87±9 |
| Breast 50/50 | 0.99 | -37±4 | -27±3 | -29±3 | -42±4 | -41±4 | -40±4 |
| voda | 1 | -41±4 | -37±4 | -34±3 | 22±2 | -10±1 | -9.0±0.9 |
| Muscle | 1.06 | 64±6 | 79±8 | 77±8 | 71±7 | 68±7 | 67±7 |
| Liver | 1.07 | 87±9 | 144±14 | 102±10 | 79±8 | 89±9 | 89±9 |
| Bone 200mg | 1.16 | 350±35 | 351±35 | 369±37 | 381±4 | 383±4 | 382±38 |
| Bone | 1.53 | (124±12)·10 | (103±10)·10 | (125±12)·10 | (146±15)·10 | (142±14)·10 | (142±14)·10 |
| 800mg/cc | | | | | | | |
| Bone | 1.82 | (190±19)·10 | (166±17)·10 | (193±19)·10 | (222±22)·10 | (224±22)·10 | (223±22)·10 |
| 1250mg/cc | | | | | | | |

Grafik 2. Zavisnost CT broja od gustine materijala pri naponu od 70kV i različitim strujama

U tabeli 2. i grafiku 2. predstavljeni su rezultati na najnižem naponu (70kV) i različitim strujama. Materijali koji su manje gustine od gustine vode imaju mala odstupanja u CT brojevima pri promeni struja, dok se za gušće materijale razlika može jasnije uočiti. Rezolucija i kontrast su veoma loši na niskim strujama. Vrednosti za vodu i vazduh pri najnižoj struji izuzetno odstupaju od referentih vrednosti (voda=0 HU, vazduh= -1000 HU), kako se struja povećava tako se i vrednosti približavaju referentnim vrednostima. Primećeno je i da nagib krive raste sa povećanjem struje.

Slika 8.6. CT CIRS fantoma pri naponu i struji od 70kV 40mA

Slika 8.8. CT CIRS fantoma pri naponu i struji od 70kV 100mA

Slika 8.10. CT CIRS fantoma pri naponu i struji od 70kV 300mA

Slika 8.7. CT CIRS fantoma pri naponu i struji od 70kV 75mA

Slika 8.9. CT CIRS fantoma pri naponu i struji od 70kV 200mA

Slika 8.11. CT CIRS fantoma pri naponu i struji od 70kV 400mA

| 100kV | ρ(g/cm³) | 40mA | 75mA | 100mA |
|--------------|----------|-------------|-------------|-------------|
| | | HU | HU | HU |
| vazduh | 0.001 | -996±99 | -999±99 | -999±99 |
| Lung(Inhale) | 0.205 | -781±78 | -778±78 | -784±78 |
| Lung(Exhale) | 0.507 | -495±50 | -494±49 | -493±49 |
| Adipose | 0.96 | -64±6 | -63±6 | -61±6 |
| Breast 50/50 | 0.99 | -27±3 | -31±3 | -29±3 |
| voda | 1 | 1.0±0.1 | -7.0±0.7 | -6.0±0.6 |
| Muscle | 1.06 | 53±5 | 52±5 | 52±5 |
| Liver | 1.07 | 65±6 | 65±6 | 68±7 |
| Bone 200mg | 1.16 | 249±25 | 250±25 | 254±25 |
| Bone | 1.53 | 953±95 | 958±96 | 968±97 |
| 800mg/cc | | | | |
| Bone | 1.82 | (150±15)·10 | (150±15)·10 | (151±15)·10 |
| 1250mg/cc | | | | |

Tabela 3. CT brojevi na konstantom naponu od 100kV i različitim strujama

Grafik 3. Zavisnost CT broja od gustine materijala pri naponu od 100kV i različitim strujama

U tabeli 3. predstavljeni su rezultati za konstantan napon od 100kV i niskim strujama od 40mA, 75mA i 100mA. Na ovom naponu kao i na niskim strujama, CT brojevi materijala su prilično konstantni.

Slika 8.12. CT CIRS fantoma pri naponu i struji od 100kV 40mA

Slika 8.13. CT CIRS fantoma pri naponu i struji od 100kV 75mA

Slika 8.14. CT CIRS fantoma pri naponu i struji od 100kV 100mA

| 120kV | ρ(g/cm³) | 40mA | 75mA | 100mA |
|--------------|----------|-------------|--------------|-------------|
| | | HU | HU | HU |
| vazduh | 0.001 | -997±99 | (-100±10)·10 | -999±99 |
| Lung(Inhale) | 0.205 | -780±78 | -781±78 | -783±78 |
| Lung(Exhale) | 0.507 | -494±49 | -494±49 | -494±49 |
| Adipose | 0.96 | -59±6 | -60±6 | -57±6 |
| Breast 50/50 | 0.99 | -25±2 | -28±3 | -27±3 |
| voda | 1 | -5.0±0.5 | -5.0±0.5 | -4.4±0.4 |
| Muscle | 1.06 | 48±5 | 48±5 | 47±5 |
| Liver | 1.07 | 63±6 | 59±6 | 61±6 |
| Bone 200mg | 1.16 | 219±22 | 214±21 | 215±22 |
| Bone | 1.53 | 838±84 | 830±83 | 836±84 |
| 800mg/cc | | | | |
| Bone | 1.82 | (130±13)·10 | (130±13)·10 | (130±13)·10 |
| 1250mg/cc | | | | |

Tabela 4. CT brojevi na konstantom naponu od 120kV i različitim strujama

Grafik 4. Zavisnost CT broja od gustine materijala pri naponu od 120kV i različitim strujama

U tabeli 4. predstavljeni su rezultati pri naponu od 120kV i niskim strujama od 40mA, 75mA i 100mA. Dobijeni rezultati su grafički identični kao i pri naponu od 100kV. Što nedvosmisleno govori da pri srednjim naponima cevi, CT broj ne zavisi značajno od promene niskih vrednosti struja.

Slika 8.15. CT CIRS fantoma pri naponu i struji od 120kV 40mA

Slika 8.16. CT CIRS fantoma pri naponu i struji od 120kV 75mA

Slika 8.17. CT CIRS fantoma pri naponu i struji od 120kV 100mA

| 140kV | ρ(g/cm³) | 40mA HU | 75mA HU | 100mA HU | 200mA HU | 300mA HU | 400mA HU |
|--------------|----------|------------|------------|-------------|-------------|-------------|-------------|
| | | | | | | | |
| vazduh | 0.001 | -998±99 | (-100±10) | (-100±10) | (-101±10) | (-100±10) | (-101±10) |
| | | | ·10 | ·10 | ·10 | ·10 | ·10 |
| Lung(Inhale) | 0.205 | -783±78 | -840±84 | -842±84 | -838±84 | -840±84 | -839±84 |
| Lung(Exhale) | 0.507 | -495±50 | -530±53 | -530±53 | -530±53 | -528±53 | -531±53 |
| Adipose | 0.96 | -51±5 | -52±5 | -53±5 | -53±5 | -53±5 | -53±5 |
| Breast 50/50 | 0.99 | -23±2 | -24±2 | -22±2 | -23±2 | -22±2 | -23±2 |
| voda | 1 | -1.0±0.1 | -1.0±0.1 | -1.0±0.1 | -1.0±0.1 | 1.0±0.1 | -1.0±0.1 |
| Muscle | 1.06 | 50±5 | 59±6 | 61±6 | 60±6 | 61±6 | 60±6 |
| Liver | 1.07 | 63±6 | 78±8 | 77±8 | 78±8 | 74±7 | 76±8 |
| Bone 200mg | 1.16 | 205±21 | 214±21 | 214±21 | 214±21 | 215±22 | 215±22 |
| Bone | 1.53 | 766±77 | 825±83 | 825±82 | 824±82 | 825±82 | 825±82 |
| 800mg/cc | | | | | | | |
| Bone | 1.82 | (119±12) | (129±13) | (129±13) | (128±13) | (128±13) | (128±13) |
| 1250mg/cc | | ·10 | ·10 | ·10 | ·10 | ·10 | ·10 |

Tabela 5. CT brojevi na konstantom naponu od 140kV i različitim strujama

Grafik 5. Zavisnost CT broja od gustine materijala pri naponu od 140kV i različitim strujama

U tabeli 5. predstavljeni su rezultati za napon cevi od 140kV i različite struje od 40mA, 75mA, 100mA, 200mA, 300mA i 400mA. Iz dobijenog grafika 5. primećeno je da su predstavljene krive gotovo istovetne, tačnije da se jedino razlikuju krive koje su snimane pri struji od 40mA i 400mA, dok se ostale krive gotovo poklapaju sa krivom od 400mA.

Slika 8.18. CT CIRS fantoma pri naponu i struji od 140kV 40mA

Slika 8.20. CT CIRS fantoma pri naponu i struji od 140kV 100mA

Slika 8.22. CT CIRS fantoma pri naponu i struji od 140kV 300mA

Slika 8.19. CT CIRS fantoma pri naponu i struji od 140kV 75mA

Slika 8.21. CT CIRS fantoma pri naponu i struji od 140kV 200mA

Slika 8.23. CT CIRS fantoma pri naponu i struji od 140kV 400mA

Koristeći fantom CIRS (Steev), koji smo snimili na različitim naponima cevi (70kV, 80kV, 100kV, 120kV, 140kV) i konstantnoj struji (410mA), isporučili smo dozu od 5Gy VMAT tehnikom koju smo kalkulisali prvo algoritmom AAA potom i algoritmom AcurosXB. Prikazali smo kolika su odstupanja od doze u izocentru, maksimalne i minimalne doze pri konstantoj struju i različitim naponima cevi, u odnosu na CT snimak pri naponu cevi od 120kV i struji 410mA. Svaki plan, normalizovan je tako da 100% doze pokriva 99% volumena.

Tabelarno smo predstavili kako se isporučena doza od 5Gy, VMAT tehnikom, menja u zavisnosti koja CT kriva se koristi, gde su D_{iso} - doza u izocentru, D_{max} - doza u maksimumu, D_{min} - minimalna doza, Δ_{iso} , Δ_{max} , Δ_{min} su odnosi doza na određenom naponu i doze na komisioniranoj CT krivoj (120kV, 410mA).

Slika 8.24 CIRS Steev

| Tabela 6. Kalkulacion | i algoritam AAA | i konstantna struja | 410mA |
|-----------------------|-----------------|---------------------|-------|
|-----------------------|-----------------|---------------------|-------|

| I=410mA | | | | | | | | | |
|-----------|-----------------------|-------------------|-----------------------|------------------------|---------------------|---------------------|--|--|--|
| AAA | | | | | | | | | |
| Napon (V) | D _{iso} (Gy) | $D_{max}(Gy)$ | D _{min} (Gy) | $\Delta_{\rm iso}(\%)$ | $\Delta_{\max}(\%)$ | $\Delta_{\min}(\%)$ | | | |
| 70kV | 5.47±0.50 | 5.73±0.60 | 4.64 ± 0.50 | 0.72 | 0.21 | 0.15 | | | |
| 80kV | 5.46±0.50 | 5.72 ± 0.60 | 4.62 ± 0.50 | 0.52 | 0.04 | 0.22 | | | |
| 100kV | 5.41±0.50 | 5.74 ± 0.60 | 4.63±0.50 | 0.29 | 0.37 | 0.05 | | | |
| 120kV | 5.43 ±0.50 | 5.72 ±0.60 | 4.63 ±0.50 | | | | | | |
| 140kV | 5.42±0.50 | 5.72 ± 0.60 | 4.67 ± 0.50 | 0.22 | 0.09 | 0.82 | | | |

Tabela 7. Kalkulacioni algoritam AcursoXB i konstantna struja 410mA

| I=410mA | | | | | | |
|-----------|-----------------------|-------------------|-----------------------|------------------------|---------------------|---------------------|
| AcurosXB | | | | | | |
| Napon (V) | D _{iso} (Gy) | $D_{max}(Gy)$ | D _{min} (Gy) | $\Delta_{\rm iso}(\%)$ | $\Delta_{\max}(\%)$ | $\Delta_{\min}(\%)$ |
| 70kV | 5.88 ± 0.600 | 6.66 ± 0.70 | 4.04 ± 0.40 | 1.12 | 2.18 | 1.17 |
| 80kV | 5.85±0.600 | 6.53±0.60 | 4.04 ± 0.40 | 0.50 | 1.21 | 1.17 |
| 100kV | 5.87±0.600 | 6.53±0.60 | 4.05 ± 0.40 | 0.88 | 0.08 | 0.95 |
| 120kV | 5.82 ±0.600 | 6.52 ±0.60 | 4.09 ±0.40 | | | |
| 140kV | 5.75±0.600 | 6.47 ± 0.60 | 4.08 ± 0.40 | 1.17 | 0.81 | 0.08 |

Slika 8.25. 70kV 410mA, levo-AAA, desno AcurosXB

Slika 8.26. 80kV 410mA, levo-AAA, desno AcurosXB

Slika 8.27. 100kV, 410mA, levo-AAA, desno AcurosXB

Slika 8.28. 120kV 410mA, levo-AAA, desno AcurosXB

Slika 8.29. 140kV 410mA, levo-AAA, desno AcurosXB

9. Zaključak

Na osnovu dobijenih rezultata snimanja može se zaključiti da napon cevi ima glavnu ulogu u određivanju CT broja. Posmatrajući vodu i vazduh kao dva materijala koja su referentna za snimanje CT krivih očitali smo, pri niskom naponu i relativno visokoj struji (410mA), vrednosti koje su na granici tolerancije (+/- 5 HU za vodu i +/- 5 HU za vazduh), kako se napon povećavao, a struja ostajala konstanta, naše vrednosti su se bližile referentnim vrednostima.

Pri najnižem naponu i najnižoj struji, vrednosti vode i vazduha se ne mogu smatrati relevantnim, ali kako se struja povećavala, dobijali smo sve približnije vrednosti referentnim vrednostima. Takođe, na niskom naponu i niskoj struji, prostorna rezolucija i kontrast su dobri, ali je šum izražen, smanjena je doza koju prima pacijent na račun kvaliteta slike, takođe, primećuje se i pojava artefakta. Sa povećanjem struje šum se polako smanjuje. Na srednjima naponima od 100kV i 120kV i pri niskim strujama uvideli smo da CT broj zavisi samo od napona, tj da pri promeni niskih struja CT broj ostaje skoro konstantan. Pri naponu od 140kV dobili smo grafički dokaz da sa visokim naponom i različitim strujama CT broj ostaje skoro isti, jedino se primećuje odstupanje pri izuzteno niskoj struji od 40mA. Primetili smo kako nagib krive blago opada sa svakim narednim povećanjem napona, takođe uvideli smo da za sve materijale koji su gušći od vode CT broj uvek opada sa povećanjem napona.

Uvidom u preseke fantoma svih snimanih krivi, možemo nedvosmisleno reći kako sa povećanjem napona i povećanjem struje dobijamo bolji kvalitet slike, bolji kontrast, šum je smanjen, dok artefakta gotovo da nema. Naravno treba imati u vidu da se sa povećanjem napona i struje povecava i doza koju bi primio pacijent. Napon cevi od 120kV i struja jačine 410mA podešeni su kao referentni uslovi za snimanje CT simulacije, tj. CT simulator je kalibrisan na ovim vrednostima. Iz tog razloga izuzetno treba voditi računa da se svi CT preseci snimaju na ovim uslovima kako ne bi dolazilo do grešaka prilikom proračuna doze u TPS-u.

Pokazano je da upotreba pogrešne kalibracione krive može dovesti do odstupanja u proračunu doze i do 2%.

U daljem delu rada, snimili smo CIRS-ov fantom (Steev) na različitim naponima cevi i vršili kalkulaciju doze na tačno određenoj lokaciji. Primećeno je da se doza razlikuje u zavisnosti koji algoritam se koristi, kao i da ima određenih odstupanja ukoliko koristimo pogrešnu CT krivu. Ova odstupanja nisu velika, ali bi ih ipak trebalo uzeti u razmatranje. Može se primetiti da su ta odstupanja uglavnom manja ukoliko se u kalkulaciji koristi AAA, dok za izrazito nizak napon cevi (70kV) kod AcurosXB-a odstupanje u odnosu na komisioniranu CT krivu (120kV) za dozu u izocentru iznosi preko 1%, dok u maksimumu iznosi preko 2%. Odstupanja nisu drastična, ali bi ih ipak trebalo razmatrati i voditi računa da se ne greši u parametrima CT-a, pogotovo ukoliko se u radioterapijskom centru primenjuje stereotaksična radioterapija, tj. terapija kada se tretman vrši obično u jednoj seansi i kada se isporučuju vrlo visoke doze.

10.Reference

[1] Borislava Petrović, Fizičke osnove radioterapije, Univerzitet u Novom Sadu, Prirodno-matematički fakultet, Novi Sad, Srbija, 2018.

[2] A. A. Bharath: Introductory Medical Imaging, Morgan&Claypool publishers, Imperial College, London, England, 2009.

[3] Master rad: Projektovanje mera radijacione sigurnosti i bezbednosti za prostoriju sa CT uređajem, Gencel I., Novi Sad, Srbija, 2012.

[4] Steve Webb: The Physics of Medical Imaging, Institute of Cancer Research and Royal Marsden Hospital, Sutton, Surrey, 1988.

[5] Radiation Oncology Physics: a handbook for Teachers and students, E.B. Podgorsak, International Atomic Energy Agency, Vienna, Austria, 2005.

[6] P. Mayles, A. Nahum, J. C. Rosenwald, Handbook of Radiotherapy Physics, Theory and Practice, New York, USA, 2007.

[7] Faiz M. Khan, John P. Gibbons, The Physics of Radiation Therapy, Fifth Edition, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, USA, 2014.

[8] Doktorska disertacija: Procena doza I optimizacija protokola pri standardnim pregledima višeslojnom kompjuterizovanom tomografijom, Darka Handađev Šimonji, Novi Sad, 2015.

[9] B. Zurl, R. Tiefling, P. Winkler, P. Kindl, K.S. Kapp, Hounsfield units variations, Impact on CT-density based conversion tables and their effects on dose distribution, Department of Therapeutic Radiotherapy and Oncology, University Medical School of Graz, Graz, Austria, 2013.

[10] Faiz M. Khan, Tratment Planning in Radiation Oncology, Third Edition, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, USA, 2011.

[11] Master rad: Dozimetrijska provera algoritma za računanje apsorbovane doze za snopove eksternog fotonskog zračenja AcurosXB, Dražan Jaroš, Novi Sad, 2014.

[12] Antonella Fogliata, Giorgia Nicolini, Alessandro Clivio, Eugenio Vaneti, Pietro Mancosu, Luca Cozzi, "Dosimetric validation of the Acuros XB advanced dose calculation algorithm: fundamental characterization in water", Phys. Med. Biol., 2011. [13] E. Sterpin, M. Tomsej, B. De Smedt, N. Reynaert, S.Vynckier, Monte Carlo evaluation of the AAA treatment planning algorithm in a heterogeneous multilayer phantom and IMRT clinical treatments for an Elekta SL25 linear accelerator, The International Journar of Medical Physics Research and Practice, DOI: 10.1118/1.2727314.

11. Biografija

Dragan Ćirić je rođen 09.07.1992. godine u Beogradu. Osnovnu školu "Vladimir Nazor" je završio u Beogradu (Železnik) 2007.godine. Iste godine upisuje srednju školu "Medicinska škola Zvezdara", smer farmaceutski tehničar. Nakon srednje škole, 2011. godine upisuje Fakultet za fizičku hemiju u Beogradu na kojem je diplomirao 2015. godine. Kao fizičar radio medicinski je od 2016. godine na Vojnomedicinskoj akademiji na odeljenju radioterapije, sve do Novembra 2018. godine kada počinje da radi u Kliničkom Centru Srbije na odeljenju radiohirurgije X nož.

UNIVERZITET U NOVOM SADU PRIRODNO-MATEMATIČKI FAKULTET

KLJUČNA DOKUMENTACIJSKA INFORMACIJA

Redni broj: **RBR**

| Identifikacioni broj: IBR | |
|-----------------------------------|--|
| Tip dokumentacije: TD | Monografska dokumentacija |
| Tip zapisa: TZ | Tekstualni štampani materijal |
| Vrsta rada: VR | Master rad |
| Autor: AU | Dragan Ćirić |
| Mentor: MN | Prof. dr Jovana Nikolov |
| Naslov rada: NR | Zavisnost CT broja od struje i napona rendgenske cevi i uticaj nekomisionirane CT krive na isporuku doze |
| Jezik publikacije: JP | srpski (latinica) |
| Jezik izvoda: JI | srpski/engleski |
| Zemlja publikovanja: ZP | Srbija |
| Uže geografsko područje: UGP | Vojvodina |
| Godina: GO | 2019. |
| Izdavač: IZ | Autorski reprint |
| Mesto i adresa: MA | Prirodno-matematički fakultet, Trg Dositeja Obradovića 4, Novi Sad |
| Fizički opis rada: FO | |
| Naučna oblast: NO | Medicinska fizika |
| Naučna disciplina: ND | Fizika |

| Predmetna odrednica/ ključne reči: PO UDK | Medicinska fizika, kopjuterizovana tomografija, CT broj, doza |
|---|--|
| Čuva se: ČU | Biblioteka departmana za fiziku, PMF-a u Novom Sadu |
| Važna napomena: VN | nema |
| Izvod: IZ | U ovom radu ispitali smo kako CT broj zavisi od struje i napona rendgenske cevi, uvideli smo pri kojim vrednostima dobijamo CT brojeve koje možemo smatrati prihvatljivim i bitnim za naš rad u centru. Ispitali smo i kako se doza menja sa korišćenjem različitih CT krivi. |
| | Avgust, 2019. |
| Datum prihvatanja teme od NN veća: DP | 08.08.2019. |
| Datum odbrane: DO | 19.08.2019. |
| Članovi komisije: KO | |
| Predsednik: | dr Nataša Todorović, redovni profesor |
| član: | dr Maja Stojanović, redovni profesor |
| član: | dr Jovana Nikolov, vanredni profesor |

UNIVERSITY OF NOVI SAD FACULTY OF SCIENCE AND MATHEMATICS

KEY WORDS DOCUMENTATION

| Accession number: ANO | |
|---|--|
| Identification number: INO | |
| Document type: DT | Monograph publication |
| Type of record: TR | Textual printed material |
| Content code: CC | Final paper |
| Author: AU | Dragan Ćirić |
| Mentor/comentor: MN | Prof. dr Jovana Nikolov |
| Title: Tl | The dependence of the CT number on current and voltage of the X-ray tube and the impact of uncomissioned CT curve on dose delivery |
| Language of text: LT | Serbian (Latin) |
| Language of abstract: LA | English |
| Country of publication: CP | Serbia |
| Locality of publication: LP | Vojvodina |
| Publication year: PY | 2012 |
| Publisher: PU | Author's reprint |
| Publication place: PP Physical description: PD | Faculty of Science and Mathematics, Trg Dositeja Obradovića 4, Novi Sad |
| Scientific field: SF Scientific discipline: SD | Medical Physics Physics |

| Subject/ Key words: SKW UC | Medical physics, computed tomography, CT number, dose |
|--|---|
| Holding data: HD | Library of Department of Physics, Trg Dositeja Obradovića 4 |
| Note: N | none |
| Abstract: AB | This work examines dependence of CT nuber on current and voltage of X-ray tube, we have noticed which CT numbers are acceptable and important for our clinic. Also we have checked how dose change whe we use different CT curve. |
| | Avgust, 2019. |
| Accepted by the Scientific Board: ASB | 08.08.2019. |
| Defended on: DE | 19.08.2019. |
| Thesis defend board: DB | |
| President: | dr Nataša Todorović, full professor |
| Member: | dr Maja Stojanović, full professor |
| Member: | dr Jovana Nikolov, associate professor |