

Univerzitet u Novom Sadu Prirodno-matematički fakultet



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

Kvalitativna analiza konverzionih krivih uređaja za kompjutersku tomografiju s primjenom u radioterapiji

-Master rad-

Mentori:

Prof. dr Borislava Petrović

Prof. dr Dario Faj

Kandidat:

Mladen Marković 385M/17

Novi Sad, novembar 2019

Veliku zahvalnost dugujem svom mentoru, dr Borislavi Petrović na svesrdnoj podršci, posvećenom vremenu, strpljenju i prenesenom znanju tokom čitavog procesa realizacije rada.

Iskreno se zahvaljujem dr Dariju Faju, redovnom profesoru na Mediniskom fakultetu u Osijeku, koji je prihvatio da bude mentor ovog rada, na ukazanom povjerenju, korisnim savjetima i izdvojenom vremenu.

Takođe se zahvaljujem članovima komisije na sugestima i prenesenom znanju tokom studiranja.

Posebnu zahvalnost dugujem svojim roditeljima Bori i Zorici, sestri Marini i djevojci Tatjani na podršci tokom studiranja.

Takođe se zahvaljujem kolegama medicinskim fizičarima i ostalom osoblju u sledećim centrima, bez čije saradnje realizacija ovog rada ne bi bila moguća:

Neveni Ignjatov i Mladenu Babiću, Institut za plućne bolesti Vojvodine, Arpadu Totu i Ivanu Gencelu, Klinika za radioterapiju, Institut za onkologiju Vojvodine Dragomiru Paunoviću, Zdravstveni centar Kladovo Jeleni Krestić Vesović, Klinički centar Kragujevac Jeleni Stanković, Klinički centar Niš Mladenu Kasabašiću, Klinički bolnički centar Osijek Katarini Ružić i Juraju Bibiću, Klinički bolnički centar Zagreb Mirjani Budanec, KBC Sestre milosrdnice, Zagreb Ivani Kralik, Klinička bolnica Dubrava, Zagreb

> Darjanu Franjiću, Sveučilišna klinička bolnica Mostar Igoru Šurjanu, Klinički bolnički centar Split

Goranu Kolareviću, Interantional Medical Centers Banja Luka

Jasni Davidović, Univerzitetski klinički centar Banja Luka

Lejli Ibrišimović, Univerzitetski klinički centar Tuzla

Koči Čičareviću i Draganu Ćiriću, Klinički centar Srbije, Beograd

Ivani Miškovič, Institut za onkologiju i radiologiju Srbije, Beograd

Mladen Marković

Sadržaj

1. Uvod		1
1.1. Inte	erakcija zračenja sa materijom	3
1.1.1.	Interakcija fotona sa sredinom	3
1.1.2.	Interakcije naelektrisanih čestica sa sredinom	5
1.2. Ost	novi CT tehnologije	6
1.2.1.	CT gentri (gantry)	6
1.2.2.	Dobijanje slike	7
1.3. Isto	prijski osvrt	10
1.3.1.	Prva generacija	10
1.3.2.	Druga generacija	11
1.3.3.	Treća generacija	11
1.3.4.	Četvrta generacija	11
1.3.5.	Peta generacija	12
1.3.6.	Šesta generacija	12
1.3.7.	Sedma generacija	13
1.4. Do	zimetrijske veličine	14
1.4.1.	Fluens i fluks	14
1.4.2.	KERMA	14
1.4.3.	Apsorbovana doza	15
1.4.4.	Ekspoziciona doza	15
1.4.5.	Ekvivalentna doza	15
1.4.6.	Efektivna doza	16
1.5. Do	zimetrijske veličine u kompjuterskoj tomografiji	17
1.5.1.	CT dozni indeks (CTDI – Computed Tomography Dose Index)	17
1.5.2.	" <i>Pitch</i> " faktor	18
1.5.3.	CTDI ₁₀₀	18
1.5.4.	nCTDI ₁₀₀	18
1.5.5.	CTDI _w (weighted CTDI)	18
1.5.6.	Volumetrijski CTDI _w - CTDI _{vol}	19
1.5.7.	Proizvod doze i dužine - DLP (Dose-Length Product)	19
1.6. MI	DCT – Multirow-Detector Computed Tomograph	20
1.7. CT	u radioterapiji	22
1.7.1.	Modifikacije za terapijski CT uređaj	22
1.7.2.	Kontrola kvaliteta	24
2. Metodol	logija	25
2.1. I	Fantom CIRS 062M	26

3.	Rezu	ıltati
	3.1.	Rezultati ankete
	3.1.1	. Podaci o namjeni i broju CT uređaja različitih proizvođača 31
	3.1.2	2. Podaci o starosti CT uređaja
	3.1.3	2. Podaci o broju pacijenata na dan
	3.2.	Rezultati očitavanja CT brojeva i konverzione krive 34
	3.2.1	. CT broj za vodu i vazdu
	3.2.2	2. Snimanje na 120 kV sa centriranim fantomom
	3.2.3	8. Snimanje na 140 kV sa centriranim fantomom 38
	3.2.4	Poređenje krivih na 120 kV i 140 kV pojedinačnih proizvođača 41
	3.2.5	5. Snimanje sa fantomom pomjerenim 15 cm u stranu
	3.2.6	6. Poređenje rezultata centriranog i pomjerenog fantoma na naponima 120 kV i 140 kV 44
3	.3.	Rezultati za dozu 49
4.	Disk	usija
4	.1.	Rezultati ankete o CT uređajima i kontroli kvaliteta 51
4	.2.	Rezultati očitavanja CT brojeva i konverzione krive 51
	4.2.1	. CT broj za vodu i vazduh
	4.2.2	2. Snimanje sa centriranim fantomom na 120 kV i 140 kV 51
	4.2.3	8. Poređenje krivih na 120 kV i 140 kV pojedinačnih proizvođača 52
	4.2.4	Snimanje na 120 kV i 140 kV sa fantomom pomjerenim 15 cm u stranu
4	.3.	Rezultati za dozu 52
5.	Liter	atura
6.	Prilo	zi 55
6	5.1.	Anketni list 55

1. Uvod

"Medicinski fizičari zaposleni na klinikama su zdravstveni radnici, obogaćeni specijalističkim obrazovanjem i obukom, kompetentni za samostalno obavljanje zadataka u različitim poljima medicinske fizike. Sposobni su, dakle, da osiguraju najbezbjedniju i najefikasniju moguću primjenu jonizujućeg i nejonizujućeg zračenja u svrhu postizanja dijagnostičkog ili terapijskog rezultata, koje je prepisao nadležni ljekar specijalista." Ovako, uz male izmjene ili dopune glase sve definicije profesije medicinskog fizičara od strane svih relevantnih agencija: IAEA – International Atomic Energy Agency, EFOMP – European Federation of Organisations for Medical Physics, BSS – Basic Safety Standards i drugih.

U radioterapiji, fizičari su lica koja kroje planove zračenja pacijenta, brinu o radu uređaja za zračenje i planiranje zračenja te analiziraju ozračivanje pacijenta i svih lica u ozračivanom prostoru. Nemaju direktnog kontakta sa pacijentom, pa vrlo često pacijenti za njih i ne znaju.

U dijagnostici, fizičar je takođe zadužen za pravilan rad medicinske instrumentacije, sa posebnim naglaskom na analizu dobiti radiološkog ispitivanja u odnosu na štetu prouzrokovanu zračenjem. Vrši učestale kontrole kvaliteta i dijagnostikuje nepravilnosti ili eventualne kvarove.

Kompjuterizovana tomografija ili CT – (*Computed Tomography*) postala je jedan od najvažnijih alata, najprije za dijagnostiku raznih oboljenja i stanja u organizmu, a kasnije i za radioterapiju, kao simulacija odnosno osnovni modalitet u planiranju terapije pacijenta zračenjem. CT skener je postao jedan od najvažnijih medicinskih instrumenata koji koristi jonizujuće zračenje.

Kao simulator u radioterapiji, CT se koristi za dobijanje slika koje se dalje proslijeđuju sistemima za izradu plana zračenja pacijenta. Proces izrade plana zračenja sastoji se u izradi "naređenja" uređaju za terapiju. Upravo CT slika sadrži potrebne informacije o anatomiji anomalija – tumora koji treba da se ozračuju. Naravno, cilj je zaštititi okolno zdravo tkivo, a relativno male greške u planiranju mogu dovesti do neadekvatnog tretmana.

U izradi plana, vrlo važnu ulogu ima konverziona kriva CT uređaja, koja predstavlja svojevrstan spoj realnih osobina različitih tkiva tj. njihove relativne elektronske gustine, i karakteristika slike (nijanse sive boje) dobijene CT skenerom. Samo korištenjem odgovarajuće konverzione krive, mogu se postići zadovoljavajući rezultati tretmana. Neodgovarajuća konverziona kriva dovodi do pogrešne "naredbe" uređaju za terapiju, tj. dovodi do pogrešne raspodjele doze za regione od interesa.

CT simulatori se odavno koriste za imidžing pacijenata koji će se planirati za radiološku terapiju, ali se za te svrhe koristi čitav spektar aparata, u čijem softveru postoji cijeli niz različitih protokola za snimanje. CT simulatori se razlikuju po svojim performansama, iako su po proizvođačkim specifikacijama vrlo slični. Korišćenje različitih CT simulatora dovešće do različite konverzije CT krive u sistemu za planiranje, a naročito u slučaju krupnijih pacijenata. Analizom CT konverzionih krivih dobiće se informacija o tome koliko se razlikuju međusobno konverzione krive CT simulatora istog proizvođača kao i različitih proizvođača, kao i informacija o tome da li rekonstruisana proširena CT slika kod krupnijih pacijenata ima različitu konverzionu krivu od one generisane za pacijente normalnog spoljašnjeg izgleda. Sve sa ciljem da se utvrdi koliko izmjena krive u krajnjem slučaju utiče na grešku u terapijskom planu za pacijenta.

Kontrola kvaliteta CT simulatora je jako bitna stavka u obezbjeđenju uspješnog terapijskog tretmana. Preporuke krovnih organizacija u ovom polju su da se kontrole vrše sa većom učestalošću, po protokolima koje bi trebalo standardizovati. Analizom ankete o provođenju

kontrole kvaliteta u terapijskim centrima dobija se informacija o učestalosti kontrole i načinu provođenja iste, tj. protokolima kojima se vrši kontrola. Na osnovu te analize mogu se donijeti određene preporuke za rješenja eventualnih problema.

Ideja za ovaj rad proistekla je iz dobre regionalne saradnje stručnjaka u polju medicinske fizike, čime je omogućeno provođenje istraživanja u tri države – Hrvatskoj, Srbiji i Bosni i Hercegovini. Obogaćenju instraživanja doprinosi i činjenica da su u pomenutim državama prisutna čak četiri različita proizvođača CT uređaja.

1.1. Interakcija zračenja sa materijom

Poznavanje "ponašanja" čestica zračenja pri prolasku kroz različite sredine omogućilo je primjenu istih u dijagnostičkoj radiologiji, nuklearnoj medicini i radioterapiji. Doprinos daju fotoni, kao nenaelektrisano zračenje i elektroni, protoni i alfa čestice kao lake, odnosno teške naelektrisane čestice. Govoreći o fotonima u ovom kontekstu, mislimo na fotone X-zračenja (dijagnostička radiologija) i gama fotone (nuklearna medicina). Obično je primarni snop zračenja fotonski, ali najveću biološku promjenu daju naelektrisane čestice. To sekundarno zračenje ubija ćelije ili izaziva promjene na istim dovodeći do malformacija i karcinoma.

Naelektrisane čestice bi tako svrstali u direktno jonizujuće, jer dovode do jonizacije sredine (atoma) ukoliko posjeduju dovoljnu energiju. Ako energija nije dovoljna za jonizaciju, dolazi do ekscitacije atoma sredine, tj. do prelaska elektrona pogođenog atoma na viši energetski nivo. Fotoni su, kao i neutroni, nenaelektrisane čestice i mogu se svrstati u indirektno jonizujuće zračenje jer oni oslobađaju direktno jonizujuću česticu iz atoma sa kojim interaguju.

1.1.1. Interakcija fotona sa sredinom

Kako CT uređaji koriste fotone posebnu pažnju ćemo posvetiti prolasku upravo ovog zračenja kroz materiju. U početku razmatranja potrebno je naglasiti da se ovi talasi/čestice kreću brzinom svjetlosti i njihova se brzina se ne mijenja usljed interakcija. Energiju mogu da izgube na način da se potpuno apsorbuju (nestanu, svu energiju predaju atomu) ili rasiju usljed čega mijenjaju svoj pravac (dio energije daju atomu-elektronu).

Prolaskom kroz sredinu, inicijalni snop fotona postaje slabiji, odnosno biva atenuiran nestankom dijela fotona sa početnog pravca. Nestaje putem dva mehanizma: rasijanjem (Komptonovim i elastičnim) i potpunom apsorpcijom (fotoefekat i proizvodnja para). Ukupnoj atenuaciji doprinosi svaki od mehanizama u zavisnosti od energije fotona. Efekat proizvodnje para elektron-pozitron se javlja na relativno visokim energijama fotona (> 1,022 MeV) koji spadaju u gama zračenje pa o tom efektu nećemo posebno govoriti.

Radi pojednostavljenja matematike procesa posmatraćemo uzan monoenergetski snop fotona N koji prolazi kroz materijal (apsorber) debljine dx. Na svom putu gubi neki broj fotona dN usljed interakcija. Detektor broja fotona N - dN postavljen je na dovoljno velikoj udaljenosti da eliminiše prinos rasijanih fotona. Dolazimo do sljedećeg izraza:

$$dN = -\mu N dx. \tag{1}$$

gdje je μ konstanta proporcionalnosti, poznata kao atenuacioni koeficijent. Kako se radi o sistemu velikog broja čestica, ovaj broj je statističke prirode. Predstavlja proizvod broja atoma po jedinici zapremine materijala sredine kroz koju snop prolazi, i vjerovatnoće da do interakcije dodje – efikasni presjek σ . Integracija jednačine (1) daje eksponencijalni zakon atenuacije snopa sa porastom debljine apsorbera. Naravno, snop fotona je samo zbog pojednostavljenja monoenergetski, u realnosti je to teško postići. Za višeenergetski snop proračun je teži jer atenuacioni koeficijent je različit za varijacije energija. Tačnije rečeno, vjerovatnoća za interakciju se mijenja sa energijom.

Kako je dx dimenzija dužine, μ je linearni atenuacioni koeficijent. U praksi se često koristi maseni atenuacioni koeficijent, koji je količnik linearnog atenuacionog koeficijenta i gustine materijala:

$$\mu_m = \frac{\mu}{\rho} \tag{2}$$

Kako je rečeno, ukupnom atenuacionom koeficijentu doprinosi atenuacija nastala usljed svih navedenih mehanizama.

Fotoefekat je proces pri kojem upadni foton međudjeluje sa atomom sredine pri čemu dolazi do izbijanja orbitalnog elektrona iz K, L ili M ljuske. (slika 1.1.) Šupljina koja nastaje se popunjava elektronom sa višeg nivoa uz emisiju karakterističnog X-zračenja. Sva energija upadnog fotona pri fotoefektu predaje se vezanom elektronu. Tačnije, troši se na energiju izbijanja elektrona iz orbite – energiju veze, a ostatak ide na kinetičku energiju odlazećeg elektrona. Jasno je, iz ovoga, da je prag za fotoefekat zapravo energija veze elektrona. Vjerovatnoća za fotoefekat szrazmjerna Z^3

je $\frac{Z^3}{F^3}$, gdje je Z redni broj materijala sredine, a *E* energija upadnih fotona.





Pri Komptonovom rasijanju (slika 1.2.), upadni foton interaguje sa slobodnim ili slabo vezanim elektronom i predaje mu dio svoje energije, dok sam foton skreće sa prvobitnog pravca. Zaključuje se da je potrebna energija za ovaj efekat veća od energije za fotoefekat, koja je uporediva sa energijom veze elektrona. Dakle, ako gledamo jedan pojedinačan elektron u atomu na koji nailazi foton, vjerovatnoća da će se desiti Komptonov efekat raste sa porastom energije fotona, dok se vjerovatnoća za fotoefekat smanjuje. Budući da kod ovog efekta foton interaguje sa slobodnim ili slabo vezanim elektronom, vjerovatnoća ne zavisi mnogo od Z materijala već samo od gustine elektrona. Ona sporo opada sa rednim brojem *A*, pa se može smatrati da je gustina elektrona približno ista za sve materijale, osim za vodonik.



Slika 1.2. Komptonov efekat [11]

Na slici 1.3. može se vidjeti relativno prisustvo pojedinih efekata u zavisnosti od energije fotona i rednog broja materijala. Krive koje dijele oblasti predstavljaju podjednaku vjerovatnoću za oba

efekta. Može se reći da u oblasti niskih energija dominira fotoefekat, u oblasti srednjih energija Komptonov efekat, a u oblasti visokih energija proizvodnja para elektron-pozitron.



Slika 1.3. Relativno prisustvo tri glavna tipa interakcija u zavisnosti od atomskog broja i energije fotona [10]

1.1.2. Interakcije naelektrisanih čestica sa sredinom

Pri interakcijama naelektrisanih čestica sa materijalom sredine kroz koju prolaze, takođe dolazi do jonizacije ili ekscitacije atoma te sredine. Kao što je rečeno, postoje lake naelektrisane čestice – elektroni i teške naelektrisane čestice – protoni i α -čestice. Kako se radi o naelektrisanim česticama, interakcije su kulonovske u kojima mogu učestvovati i omotači i pozitivna jezgra. Pri interakcijama sa jezgrom dolazi do radijacionih gubitaka usljed čega nastaje zakočno zračenje. Ova interakcija je karakteristična za brze elektrone koji usporavaju u blizini jezgra i na taj način dio svoje kinetičke energije predaju novonastalim fotonima. U interakcijama sa elektronima dolazi do jonizacije ili ekscitacije atoma sredine. Zbog svoje male mase, elektroni u odnosu na teške čestice doživljavaju mnogo više rasijanja pa je stoga trag elektrona višestruko izlomljena linija, u odnosu na α -čestice čiji je trag približno ravna linija, ali je domet znatno kraći. Takođe, teške naelektrisane čestice, pored kulonovskih interakcija mogu da izazovu i nuklearne reakcije proizvodeći tako radionuklide.

1.2. Osnovi CT tehnologije

U osnovi CT tehnologije, kao i u drugim radiološkim imidžing modalitetima, leži propuštanje Xzračenja kroz onaj dio tijela pacijenta koji se oslikava. Fotoni se generišu u rendgenskoj cijevi, ali ono što zapravo daje sliku objekta je pojava različitog slabljenja tih fotona pri prolasku kroz različite strukture (tkiva), usljed interakcija koje su opisane u poglavlju 1.1. Kako bi se dobili poprečni presjeci (slajsevi) objekta, koristi se lepezasti snop zračenja, obično debljine od 0,5 mm do 10 mm. Pri jednoj rotaciji cijevi oko tijela pacijenta dobije se čak nekoliko stotina atenuacionih profila. Ovi profili se kompjuterskom obradom rekonstruišu, dajući željenu sliku.

1.2.1. CT gentri (gantry)

U gentriju, koji se rotira oko tijela pacijenta nalaze se osnovni dijelovi sistema, rendgenska cijev sa uparenim detektorima. (slika 1.4.) Napon cijevi se obično podešava na vrijednosti od 80 kV do 140 kV. Može se generisati preko 109 fotona po mm² u sekundi, na udaljenosti od 75 cm od fokusa cijevi, pri naponu od 120 kV i struji cijevi od 300 mA. Kako su u pitanju visoke vrijednosti napona i struje cijevi, neophodno je uvesti rashladni sistem koji će vršiti odvođenje toplote i tako spriječiti pregrijavanje i prestanak rada cijevi. [5]

Snop X zračenja, po napuštanju cijevi prolazi kroz filter koji eliminiše niskoenergetske fotone. Pri odabiru filtera treba voditi računa o kojem dijelu tijela je riječ. Nakon filtracije, snop zračenja je podvrgnut kolimaciji koja određuje širinu snopa. U savremenoj CT tehnologiji koriste se skeneri koji daju više presjeka odjednom (MSCT - *multi-slice CT*, ili MDCT – *multi-row detector CT*), pa bi tada ukupna širina snopa bila širina jednoog presjeka pomnožena brojem presjeka koji se simultano dobijaju. Nakon prolaska zračenja kroz pacijenta, fotoni nailaze na još jedan kolimator koji sprečava dolazak rasijanog zračenja na detektor.



Slika 1.4. Unutrašnjost gentrija [5]

Detektor zračenja je obično jonizaciona komora koja koristi ksenon pri visokom pritisku ili scintilacioni detektori. Prvi skeneri su koristili scintilacione detektore poput natrijum-jodida (NaI) illi kadmijum-volframata (CdWO₄), ali kasnije se pribjeglo korištenju ksenona a kasnije su te komore obogaćene keramičkim materijalima poput gadolinijum oskisulfida (Gd₂O₂S) ili itrijum gadolinijum oksida (YGdO). Kod jednoslajsnih skenera detektor se obično sastoji od 700 elemenata duž snopa (slika 1.5.). Ovakva geometrija je karakteristična za treću generaciju CT uređaja (poglavlje 1.3.3.), i uz određene modifikacije koristi se i u modernim skenerima. Moderni uređaji, pored velikog broja elemenata u x-y ravni, imaju i niz detektora u z-ravni (čak do 320). Na taj način se povećava širina ukupnog presjeka koji se dobija odjednom. Koristeći ovakav detektorski sistem smanjuje se vrijeme akvizicije, ali i mogućnost nastajanja artefakata usljed pokreta. [5]



Slika. 1.5. Šematski prikaz geometrije CT sistema frontalno (lijevo, x-y ravan) i lateralno (desno, y-z ravan) [5]

1.2.2. Dobijanje slike

Rekonstrukcija slike je postupak koji predstavlja analizu električnih signala sa detektora i prikaz istih na ekranu. Kako je rečeno ranije, na detektore padaju različiti atenuacioni profili iz različitih uglova. Prilikom prolaska kroz pacijenta, fotoni nailaze na razne strukture, koje, zbog svoje različite gustine, manje ili više interaguju sa zračenjem. Interakcijama sa materijom, dolazi do slabljenja snopa, pa tako na detektor padaju profili koji su različito oslabljeni – atenuirani. Veličina koja karakteriše to slabljenje je linearni atenuacioni koeficijent - μ koji zavisi od energije zračenja i sastava materijala kroz koji prolazi.

CT slike je zapravo matrica sastavljena od velikog broja (256x256 il 512x512) elemenata (piksela) gdje svaki element ima svoj linearni atenuacioni koeficijent. Svaki piksel zapravo predstavlja 2D prikaz zapreminskog (3D) elementa tkiva - voksela, jer je debljina presjeka konačna. Dakle, zadatak cijelog sistema za rekonstrukciju je da izračuna kolike su vrijednosti linearnog atenuacionog koeficijenta za sve pojedinačne elemente, i na taj način sliku prikazati kao veliki broj nijansi sive boje (slika 1.6.)



Slika 1.6. Princip dobijanja slike [12]

Vrijednost linearnog atenuacionog koeficijenta za svaki piksel je reskalirana u CT brojeve na način definisan sledećim izrazom:

$$CT_{broj} = \frac{\mu_{tkivo} - \mu_{voda}}{\mu_{voda}} \cdot 1000$$

CT broju definisanom na ovakav način dodjeljuje se jedinica HU – *Hounsfied Unit*. Iz same definicije vidimo da će CT broj za vodu biti 0 HU, dok će za vazduh iznositi -1000 HU. Opseg CT brojeva obično ide od -1024 HU pa sve do +3071 HU. Okvirne vrijednosti za neka tkiva prikazane su u tabeli 1.1.

Tkivo	CT _{broj} [HU]
Voda	0
Vazduh	-1000
Kosti	300 do 2500
Mišići	10 do 40
Krv	50 do 60
Jetra	50 do 70
Masti	-100 do -80
Pluća	-950 do -600
Siva masa	32 do 44
Bijela masa	24 do 36

Tabela 1.1. Neke vrijednosti CT brojeva [1,12]

Ljudsko oko nije toliko savršeno da može da raspozna sve nijanse sivog koje se dobijaju kada se pridruže CT brojevima. Problem postoji kada su u pitanju tkiva sa ne mnogo različitim CT brojevima. Razlika u nijansi sive bi postojala i tada, ali ljudsko oko to ne bi razlikovalo. Stoga se pribjegava metodi pravljenja prozora "*windowing*". Metoda se sastoji u tome da se uzima samo jedan (manji) opseg CT brojeva i da se na taj način male razlike u CT broju jasnije vide zbog veće razlike u nijansi sive (slika 1.7.).



Slika 1.7. Metoda "windowing" [13]

Najteži zadatak pri rekonstrukciji slike je pridruživanje tačnih vrijednosti CT broja svakom pikselu. Onaj intenzitet zračenja koji stiže do detektora nam daje ukupnu transmisiju zračenja duž tog pravca, dakle ne nosi informaciju o tome kroz šta je sve prošlo (evidentno je da je struktura kroz koju prolazi heterogena). Međutim, rotacijom cijevi oko objekta (pacijenta),

dobijaju se projekcije iz različitih uglova pa se rješavanjem sistema velikog broja jednačina može doći do rješenja za svaki piksel (nijansu sive) ponaosob. Kod savremenih CT skenera kosristi se algoritam zasnovan na Furjeovim transformacijama. Zbog međusobnog uticaja okolnih piksela dolazi do pojave zamagljenja, ali to se uspješno rješava uvođenjem posebnih matematičkih filtera. Zaključuje se da je za rekonstrukciju neophodan računarski sistem visokih performansi.

1.3. Istorijski osvrt

Svaku priču o primjeni jonizujućeg zračenja u medicini potrebno je započeti sa 1895. godinom, odnosno godinom kada je Konrad Rendgen otkrio x-zrake. Za to otkriće je 6 godina kasnije dobio Nobelovu nagradu. Ostalo je zapisano da je Rendgen propuštao x-zrake kroz šaku svoje supruge i tako dobio prve slike anatomske strukture čovjeka. Sledeći vrlo bitan period za istoriju CT tehnologije je 1917. godina, kada je austrijski matematičar Johan Radon objavio teoremu koja predstavlja matematičku osnovu za rekonstrukciju slike u kompjuterskoj tomografiji. Rad jasno pokazuje da se dvodimenzionalna geometrija objekta može dobiti sa veliki brojem projekcija izmjerenih oko objekta.

U Japanu se 1946. godine pojavio rotograf, uređaj koji se smatra pretečom CT-a. Sastojao se od rendgenske cijevi i rendgen filma smještenog u kasetu. Cijev i film su postavljeni sa suprotnih strana objekta-pacijenta i simultano rotirali oko njega.

Godina koja je, ipak, najznačajnija za kompjutersku tomografiju je 1971. kada su engleski fizičar Godfri Haunsfild (Godfrey Hounsfield) i američki matematičar Alan Mek Kormak (Allan McCormack) konstruisali prvi prototip CT-a. Iste godine pušten je u rad i prvi komercijalni CT uređaj (slika 1.8.). O veličini tog dostignuća govori Nobelova nagrada za medicinu koja im je dodijeljena 1979. Vođeni su idejom da se mjerenjem transmisionih profila, odnosno mjerenjem slabljenja fotonskog snopa pri prolasku kroz tijelo pacijenta, iz velikog broja uglova, mogu dobiti informacije o svim strukturama koje su se našle na putu zracima. Zbog svojih limitiranih performansi, ovaj prvi uređaj je korišten samo za snimanje glave.



Slika 1.8. Prvi komercijalni CT uređaj i ser Haunsfild, 1971. [1]

Od tada, CT tehnologija se ubrzano razvijala i danas predstavlja jedan od osnovnih imidžing modaliteta u medicini. Kroz godine, mijenjala se sama konstrukcija uređaja, od cijevi do detektora, ali i metode za matematičku obradu. Sav taj napredak može se sistematično podijeliti u nekoliko generacija CT skenera.

1.3.1. Prva generacija

U ovu generaciju spadaju prvi konstruisani skeneri. Korišten je samo jedan detektor koji se nalazio na suprotnoj strani od cijevi, odnosno, pratio je put cijevi. Sistem cijev-detektor mogao

(morao) je da se kreće najprije translatorno, dobijajući tako jedan "sken". Nakon toga, sistem se rotira za 1 stepen i ponovo se translacijom duž pacijenta dobija novi sken (slika 1.9.).



Slika 1.9. Prva (lijevo) i druga (desno) generacija skenera [2]

Cijeli postupak se ponavlja 180 puta kako bi dobili projekciju iz svakog ugla. Odmah se naslućuje veliko vrijeme snimanja, 4-5 minuta. Upravo to vremensko ograničenje je i limitiralo upotrebu ove generacije samo na snimanje glave, jer se pozicija objekta-glave za to vrijeme može smatrati konstantnom. Imidžing abdomena nije bio moguć, tj. bio bi lošeg kvaliteta zbog respiratornih pokreta pacijenta. Kako je otvor gentrija bio jako mali, ova generacija se odlikuje jako velikim stepenom kolimacije, kako rasijano zračenje ne bi doprinosilo stvaranju slike. Doza koju prima pacijent je takođe mana ove generacije, upravo zbog velikog vremena ekspozicije. Prednost ove generacije je relativno jednostavna kompjuterska rekonstrukcija slike korištenjem filtrirane bekprojekcije. Može se naslutiti da dalji napredak ide u smjeru smanjenja vremena snimanja.

1.3.2. Druga generacija

U ovoj generaciji takođe imamo sistem translacija-rotacija ali je povećan broj korištenih detektora (slika 1.9.). Druga bitna razlika je u obliku snopa fotona koji je sada lepezasti (širi). Prvi uređaj ove generacije koristio je tri detektora, sa bitnom karakteristikom da su bili međusobno pomjereni za 1 stepen. Na taj način se jednim skenom dobija projekcija iz tri ugla. Prostim računom uočavamo da je vrijeme skeniranja skraćeno trostruko. Noviji izdanci ove generacije koriste mnogo više detektora pa se čak vrijeme snimanja smanjilo na čak 20 sekundi. To je dovoljno kratko vrijeme za snimanje u jednom dahu, pa su stvoreni uslovi za imidžing abdomena ili grudnog koša.

1.3.3. Treća generacija

Ovo je prva generacija koja koristi samo rotaciju. Preduslov za to bio je korištenje izuzetno širokog lepezastog snopa fozona (slika 1.10.). Veliki broj detektora (preko 300), sada je postavljen u obliku luka, a rotacija se sada vrši za svih 360 stepeni oko pacijenta. Vrijeme snimanja je dodatno smanjeno (reda 5 s) ali su algoritmi za rekonstrukciji sada znatno složeniji.

1.3.4. Četvrta generacija

Niz detektora se više ne kreće, stacionarni su u gentriju, njih oko 1000 (slika 1.10.). Kreće se rendgenska cijev po unutrašnjem krugu ravnomjerno raspoređenih detektora. Ova generacija se razvijala uporedo sa trećom, vrijeme snimanja nije značajno smanjeno. Poboljšanja se ogledaju u vidu boljeg kvaliteta slike i manje zahtjevnih detektora.



Slika 1.10. Princip rada skenera treće i četvrte generacije [2]

1.3.5. Peta generacija

Ova generacija se u mnogome razlikuje od svih ostalih generacija i korištena je samo u svrhu kardioloških snimanja. Razlog za to je izuzetno kratko vrijeme akvizicije, čak na vrijednosti milisenkunde čime su artefakti usljed pokreta srca svedeni na minimum. Ova generacija se naglo razvijala krajem osamdesetih, nakon čega polako biva potisnuta od ostalih. Ipak, ponovo se uzdiže početkom ovog vijeka kada dobija novi naziv – *Electron Beam Computed Tomography*". Naravno, to je marketinški trik, jer i ova tehnologija za oslikavanje takođe koristi fotone. Naziv potiče od specifičnog načina dobijanja tih zraka, koji se razlikuje od ostalih generacija. Naime, sada nemamo klasičnu rendgensku cijev, već se snop elektrona usmjerava na volframov luk koji se nalazi obično ispod pacijenta, a detektori su postavljeni iznad pacijenta (slika 1.11.). Zaključujemo da kod ove generacije čak nemamo pokretnih dijelova, a to je upravo i omogućilo kratko vrijeme snimanja.



Slika 1.11. Princip rada pete generacije skenera [2]

1.3.6. Šesta generacija

Helikalni ili spiralni uređaji koji takođe, kao glavni adut imaju jako kratko vrijeme snimanja. Princip rada je takav da ne postoji potreba za translaciju sistema izvor-detektor, već se snimanje vrši kontinualno; gentri se rotira oko pacijenta (slika 1.12.) koji se nalazi na stolu koji se kreće translatrono kroz gentri. Na taj način snop prolazeći transaksijalno kroz pacijenta opisuje spiralu, pa otuda i naziv ove tehnologije. Ova generacija ima određene zahtjeve za normalno funcionisanje:

- slip-ring tehnologija koja omogućava konstantno napajanje cijevi bez poteškoća oko upetljavanja provodnih žica (gentri rotira),
- razvijen kompjuterski sistem koji je u stanju da rješava nekomplanarne podatke,
- visoke performanse cijevi u pogledu snage i hlađenja.



Slika 1.12. Šesta generacija skenera [11]

1.3.7. Sedma generacija

U sedmu generaciju se svrstava naprednija verzija spiralnih skenera. U ovu generaciju se svrstavaju višeslojni (*multislice*) skeneri - MSCT, skeneri sa višerednim detektorima (*multi-row detector*) – MDCT, i skeneri sa dva izvora (*dual source*). Višeslojni skeneri, kao što im naziv govori, imaju mogućnost snimanja više slojeva istovremeno. To drastično smanjuje vrijeme snimanja, i omogućava ispitivanje gotovo svih struktura u organizmu. Koriste se 16-slajsni, 64-slajsni i 128-slajsni skeneri. Kod MDCT skenera, osim velikog broja detektora (700-900) u x-y ravni, sada imamo i detektore u z ravni. Kako broj redova (detektori u z ravni) dostiže i 320, zaključuje se ti skeneri mogu imati i 288000 detektora. Kod skenera sa dva izvora, dvije cijevi su postavljene pod uglom od 90 stepeni i rade istovremeno, smanjujući tako vrijeme skenirana. Zajednička karakteristika svih skenera ove generacije je izuzetno smanjeno vrijeme snimanja, dobra prostorna rezolucija, ali na račun povećane doze za pacijenta.

MDCT skeneri će detaljno biti opisani u poglavlju 1.6.

1.4. Dozimetrijske veličine

Od početka upotrebe jonizujućeg zračenja pojavila se potreba za kvantifikacijom količine zračenja. Prije toga, o samoj dozi zračenja moglo se naslutiti tek po pojavi determinističkih efekata¹ na tijelu. U narednom dijelu prikazane su najvažnije opšte dozimetrijske veličine.

1.4.1. Fluens i fluks

Fluens se definiše kao odnos broja čestica dN i elementarnog dijela površi sfere dA na koju čestice padaju:

$$\Phi = \frac{dN}{dA}.$$

Zaključuje se da je jedinica za fluens 1 m⁻². Smatra se da je dA elementarni dio površi sfere normalan na upadno zračenje pa je stoga fluens nezavisan od upadnog snopa.

Na isti način možemo definisati i **energetski fluens**, samo se odnos broja čestica zračenja zamijeni energijom zračenja:

$$\Psi = \frac{dE}{dA}$$

Jedinica za energetski fluens je onda J \cdot m⁻².

Jačina fluksa pokazuje koliki je broj fotona koji prođe kroj jediničnu površinu u jedinici vremena:

$$\varphi = \frac{d\Phi}{dt}.$$

Na sličan način uvodi se i **jačina energentskog fluksa**, kao energija prenesena kroz jediničnu površinu u jedinici vremena:

$$\Psi = \frac{d\Psi}{dt}.$$

1.4.2. KERMA

Kerma (*Kinetic Energy Released per Mass*) *K* predstavlja odnos sume svih početnih kinetičkih energija naelektrisanih čestica (elektrona i pozitrona) oslobođenih u masi *dm* apsorbera od strane fotona, i mase *dm*:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}.$$

Jedinica kojom se izražava kerma je J/kg odnosno Gy (Grej). Kerma se može izraziti i kao zbir kolizione kerme K^{col} i radijacione kerme K^{rad} :

$$K = K^{col} + K^{rad}.$$

Kolizona kerma je dio kerme koji dovodi do nastanka elektrona koji dalje troši energiju na jonizaciju. Radijaciona kerma ili kerma transfera energija je dio kerme koji dovodi do nastanka

¹ Štetni biološki efekti zračenja se dijele u dvije kategorije: deterministički i stohastički. Determinički su odmah vidljivi i imaju određeni prag, dok su stohastički "zakašnjeli" i smatra se da mogu nastati na svim energijama, tj. nemaju određeni prag.

fotona a posljedica je interakcije (usporavanja) elektrona sa jezgrom, tj. pojave zakočnog zračenja.

1.4.3. Apsorbovana doza

Apsorbovana doza je uvedena 1968. od strane Međunarodne komisije za radijacione veličine (ICRU). Odnosi se na ukupnu deponovanu energiju zračenja u medijumu. Obuhvata sve tipove zračenja, i upadno nenaelektrisano i sekundarno naelektrisano zračenje, kao i sve tipove medijuma i energije zračenja. Definiše se kao ukupna predata energija jonizujućeg zračenja ΔE , medijumu mase dm:

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

Jedinica za apsorbovanu je dozu je kao i za kermu – Gy. Raniji je u upotrebi bila i jedinica 1 rad (1 rad = 0.01 Gy).

1.4.4. Ekspoziciona doza

Ekspoziciona doza je uvedena nešto ranije, 1926. godine, ali se njena prva definicija pojavila još 20-ak godina ranije. Odnosi se na x i γ zračenje a predstavlja (apsolutni) zbir nalektrisanja svih jona istog znaka nastalih u jedinici mase Δm vazduha, pri prolasku zračenja. Matematički se izražava na sledeći način:

$$X = \frac{\Delta Q}{\Delta m}$$

Tradicionalna jedinica za ekspozicionu dozu je 1 Rendgen koji predstavlja ekspoziciju koja u 1 kg vazduha oslobodi naelektrisanje od $2.58 \cdot 10^{-4}C$. Ili:

$$1R = 2.58 \cdot 10^{-4} \frac{C}{kg}$$

Ekspozicionoj dozi doprinose primarni jonski parovi (elektroni i pozitroni), koji nastaju pri interakciji upadnog zračenja sa materijom, ali i sekundarni jonski parovi koji nastaju kada primarni parovi jonizuju druge atome sredine.

1.4.5. Ekvivalentna doza

Još od davnina je ispitivanima zakljućeno da različite vrste zračenja daju različite biološke efekte na tkivu pacijenta, ali i da isto zračenje ima različite efekte na različita ozračena tkiva. Javila se potreba da se kvantifikuje ta zavisnost bioloških efekata različitih vrsta zračenja na različite vrste tkiva. Veličina koja povezuje apsorbovanu dozu sa vrstom zračenja kojoj je tijelo izloženo je ekvivalentna doza – H. Po definicji:

$$H=D\cdot Q,$$

gdje je *D* apsorbovana doza, a *Q* faktor kvaliteta ili radijacioni težinski faktor (bezdimenziona veličina), a zavisi od vrste zračenja. Na taj način dobijamo zavisnost doze od vrste zračenja. Kako bi se razdvojila od apsorbovane doze, jedinica za ekvivalentnu dozu je Sivert ($Sv = \frac{J}{kg}$). U tabeli 1.2. prikazane su vrijednosti faktora kvaliteta za različite vrste zračenja. Jasno je da će faktor za "teško" zračenje biti najveći, jer ono pravi najveći "haos" u tkivu. Ove vrijednosti variraju za različite energije (brzine) protona i neutrona.

Vrsta	zračenja	Faktor kvaliteta		
Fotoni,	β, mioni	1		
Pro	otoni	5		
Neutroni:	<10 keV 10 keV-100 keV 100 keV-2 MeV 2 MeV-20 MeV >20 MeV	5 10 20 10 5		
α, tešl	ka jezgra	20		

Tabela 1.2. Vrijednosti faktora kvaliteta za različite vrste zračenja [8]

1.4.6. Efektivna doza

Ova veličina - E je u račun uzela i činjenicu da isto zračenje ima različite efekte na različita tkiva. Bolje rečeno, ista ekvivalentna doza ne postiže iste efekte za sva tkiva. Po definiciji, efektivna doza je proizvod ekvivalentne doze i težinskog tkivnog faktora w_T . Kako se ozračeni dio obično sastoji od više različitih tkiva, potrebno je sumirati dozu po svim "tkivima":

$$E = \sum_T w_T H_T.$$

Težinski tkivni faktor je takođe bezdimenziona veličina, a neke njegove vrijednosti su prikazane u Tabeli 1.3. Prema ICRU (*The International Commission on Radiation Protection*) neke od vrijednosti su se tokom vremena mijenjale.

Tkivo	Tk	ivni težinski fak	tor
	ICRP (1979)	ICRP (1991)	ICRP (2007)
Koštana srž	0.12	0.12	0.12
Pluća	0.12	0.12	0.12
Dojke	0.15	0.05	0.12
Želudac		0.12	0.12
Debelo crijevo		0.12	0.12
Gonade	0.25	0.20	0.08
Mokraćna		0.05	0.04
bešika			
Jetra		0.05	0.04
Jednjak		0.05	0.04
Štitna žlijezda	0.03	0.05	0.04
Koža			0.01
Kosti	0.03	0.01	0.01
Ostatak	0.30		

Tabela 1.3. Neke vrijednosti tkivnog težinskog faktora [7, 8, 9]

1.5. Dozimetrijske veličine u kompjuterskoj tomografiji

Od same pojave CT skenera bilo je jasno da se za kvantifikovanje doze zračenja koje daju ovi uređaju moraju uvesti neke nove veličine, karakteristične za CT. Jedan od glavnih razloga za to je način distribucije doze kod konvencionalne radiologije koji se znatno razlikuje od distribucije kod CT-a. Naime, kod planarne radiografije distribucija doze je najveća na ulazu (na površini pacijenta), nakon čega opada tako da pri izlazu dobijamo da je doza 100 ili 1000 puta manja od ulazne. (slika 1.13.) [4] Zbog rotirajuće cijevi, kod CT skenera, može se zaključiti da će distribucija doze na svim ulaznim površinama biti otprilike ista. Dalje, problem kod CT uređaja predstavlja i jako uzan kolimisan snop što za posljedicu daje da će u ukupnoj dozi dobar dio biti posljedica efekta polusjenke ili rasijanog zračenja.



Slika 1.13. Distribucija doze pri oslikavanju glave [4]

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

CTDI je osnovna dozimetrijska veličina u CT tehnici. Matematički, CTDI se definiše kao apsorbovana doza duž linije paralelne osi rotacije gentrija (z-osa) tokom jedne rotacije, podijeljena kolimacijom snopa, tj. debljinom snopa:

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

gdje je D(z) doza na nekoj poziciji z, a $N \cdot T$ nominalna debljina presjeka, gdje je N broj kanala (tomografskih presjeka) u z-osi, a T debljina jednog kanala.

Takođe, CDTI se može definisati i kao ekvivalent doze u ozračenom presjeku koji bi nastao kada bi se realni oblik profila apsorbovane doze (slika 1.14.) pretvorio u pravougaoni profil čija je širina jednaka h, odnosno $N \cdot T$ (debljina presjeka).



Slika 1.14. Realni oblik doznog profila i njegov ekvivalent-pravougani oblik debljine h [4]

1.5.2. "Pitch" faktor

Ako se akvizicija vrši sa preklapajućim presjecima (pomjeraj stola manji od debljine slajsa), dolazi do povećanja doze usljed doprinosa tih susjednih presjeka. *Pitch* faktor se uvodi kao veličina koja opisuje stepen preklapanja. Definiše se kao količnik pomjeraja stola i nominalne debljine slajsa:

$$pitch = \frac{I}{N \cdot T}$$

gdje je $N \cdot T$ - debljina presjeka, a I pomjeraj stola po jednoj rotaciji

Imamo tri karakteristična slučaja:

- *pitch* < 1; dolazi do preklapanja susjednih presjeka,
- *pitch* > 1; postoji razmak između susjednih presjeka i
- *pitch* = 1; susjedni presjeci se tačno dodiruju.

1.5.3. CTDI₁₀₀

Za mjerenje CTDI koristi se jonizaciona komora dužine 100 mm i dva cilindrična fantoma PMMA (*polymethylmethacrylate*). Jedan čiji je dijametar 16 cm, koji simulira glavu pacijenta, i drugi dijametra 32 cm koji simulira tijelo pacijenta. Takođe, pored fantoma, ova veličina se može mjeriti i u vazduhu. [2] Ono što je razlika u odnosu na standardni CTDI je granica integraljenja, koja sada ide od -50 mm do +50 mm (ukupno 100 mm što odgovara dužini komore):

$$CTDI_{100} = \frac{1}{N \cdot T} \cdot \int_{-50mm}^{+50mm} D(z) \cdot dz$$

1.5.4. nCTDI₁₀₀

Tzv. normirani CTDI₁₀₀, koji se označava kao nCTDI₁₀₀ definiše se kao:

$$nCTDI_{100} = \frac{CTDI_{100}}{Q}$$

gdje je Q proizvod struje cijevi i vremena ekspozicije, tj. količina naelektrisanja cijevi [mAs]. Važno je istaći da ova veličina ne govori ništa o pacijentnoj dozi, već se koristi u komparaciji različitih uređaja.

1.5.5. CTDI_w (weighted CTDI)

Ova veličina je uvedena usljed različitih vrijednosti CTDI-a duž vidnog polja (FOV-a, x-y ravan). Naime, CTDI je raščlanjen na vrijednost $CTDI_{100}$ u centru fantoma – $CTDI_{100,c}$ i vrijednost $CTDI_{100}$ na periferiji fantoma – $CTDI_{100,p}$, na sledeći način:

$$CTDI_w = \frac{1}{3} \cdot CTDI_{100,c} + \frac{2}{3} \cdot CTDI_{100,p}$$

Takođe, i ova veličina se može normirati, pa je u upotrebi i nCTDIw:

$$nCTDI_{w} = \frac{CTDI_{w}}{Q}$$

gdje je Q proizvod struje cijevi i vremena ekspozicije, tj. količina naelektrisanja cijevi [mAs].

1.5.6. Volumetrijski CTDI_w - CTDI_{vol}

Za većinu protokola skeniranja potrebno je uzeti u obzir i preklapanje doznih profila ili, s druge strane praznine između dva profila. Upravo je CTDI_{vol} veličina koja uzima u obzir ove nemale faktore u procjeni doze. Naravno, sa preklapanjem profila (presjeka) povećava se i doza, a postiže veći kvalitet, dok za praznine između profila važi obrnuto. CTDI_{vol} , dakle, predstavlja srednju dozu u ukupnoj skeniranoj zapremini. Preklapanje profila nastaje kada je pomjeranje stola po jednoj rotaciji – *I*, manje od ukupne kolimacije snopa - *N*·*T*.

$$CTDI_{vol} = \frac{N \cdot T}{I} \cdot CTDI_{w}$$

Kako smo ranije definisali pitch, CTDIvol se može izraziti i na sledeći način:

$$CTDI_{vol} = \frac{1}{pitch} \cdot CTDI_w$$

1.5.7. Proizvod doze i dužine - DLP (Dose-Length Product)

Kako bi se bolje predstavila ukupna energija isporučena u nekom protokolu skeniranja, prethodno pomenuta veličina može da se integriše po cijeloj dužini skeniranja. Tako dobijamo novu veličinu – proizvod doze i dužine, koja se označava kao DLP (*dose-length product*):

$$DLP(mGy \cdot cm) = CTDI_{vol}(mGy) \cdot L(cm)$$

gdje je L dužina skena.

DLP, dakle, predstavlja ukupnu primljenu dozu za pacijenta i na taj način se pravi razlika za različite protokole, koji mogu imati iste CTDI_{vol} veličine. Takođe, ova veličina se koristi i za procjenu bioloških efekata koje zračenje može da izazove u tijelu pacijenta.

1.6. MDCT – Multirow-Detector Computed Tomograph

Naziv MDCT (Multiple-Detector-Row CT) je nastao jer ovaj tip CT skenera koristi više detektorskih redova duž z-ose, odnosno duž pacijenta. U praksi se koriste MDCT skeneri kod kojih luk detektora i rendgenske cijevi rotiraju zajedno. Snimanje (prikupljanje podataka) je spiralno, brzinom rotacije većom od 0.33 sekunde za potpunu rotaciju rendgenske cijevi. Iako MDCT imaju više redova detektora, podaci dobijeni sa njih izgledaju kao da su prikupljeni sa jednog detektora, što je velika prednost. Različiti redovi detektora sakupljaju podatke na način da se pojedinačni redovi kombinuju, i to tako da se gubi informacija iz kog reda je određeni podatak dobijen. Redovi detektora na taj način formiraju kanal, koji predstavlja najmanju jedinicu iz koje se podaci nezavisno prikupljaju. U upotrebi su MDCT skeneri koji istovremeno duž z-ose mogu da prikupljaju do 64 kanala podataka. Svaki kanal prikuplja dovoljno podataka kako bi stvorio aksijalni presjek (krišku) ili sliku, tako da se može konstruisati N nezavisnih aksijalnih presjeka duž z-ose CT skenera. Broj dozvoljenih slika po rotaciji se može ograničiti na manji od N_{max}. ukoliko se pretpostavi da je snop konusni. Ako razmatramo neki CT skener sa 16 rezova, on omogućava 16 kanala od 1,5 mm za spiralno prikupljanje podataka, i samo 12 ako se razmatra konusni snop. Takođe, moguće je podatke sa više kanala sabrati tako da se u konačnici dobije manje od N_{max} slika, od kojih će svaka imati veću širinu. Ako uporedimo MDCT sa skenerima koji imaju jedan radni detektor (SDCT), možemo reći da su MDCT mnogo efikasniji u smislu da omogućavaju brže prikupljanje podataka sa manjim toplotnim opterećenjem na rendgenskoj cijevi, uz skraćivanje vremena ekspozicije pacijenta. S obzirom da MDCT skeneri omogućavaju snimanje specifičnih anatomskih zapremina sa tanjim presjecima (slojevima), oni imaju mnogo bolju prostornu rezoluciju.



Slika 1.15. Prikaz sistema detektora sa jednim redom duž z-ose (lijevo) i sistema sa 16 redova duž z-ose (desno) [3]

Slika 1.15. pokazuje razliku između SDCT i MDCT skenera. Može se uočiti da je osnovna razlika u broju redova detektora duž z-ose. Kod SDCT skenera je širina presjeka određena kolimacijom snopa rendgenskog zračenja prije prolaska kroz pacijenta, dok samo neki skeneri imaju tu mogućnost da kolimišu snop nakon ekspozicije. Karakteristika MDCT skenera je da ta da je širina jednog presjeka definisana konfiguracijom detektora, tačnije širinom pojedinig aktivnog detektorskog reda koji se koristi za rekonstrukciju slike. Detektorska konfiguracija se može predstaviti kao proizvod broja nezavisnih kanala N i širine jednog detektorskog kanala T (*mm*), duž z-ose u izocentru.

Na slici 1.15. (lijevo) primjećujemo da SDCT skener ima jedan detektorski red duž longitudinalne ose (1 nezavisan kanal), koji je okomito postavljen u odnosu na z-osu. U luku oko pacijenta je postavljeno mnogo detektorskih redova. Širina detektora u odnosu na izocentar je 20 mm, iako je širina snopa samo 10 mm. Zaključujemo da je detektor širi od rendgenskog snopa.

Na slici 1.15. (desno) možemo uočiti sistem od više detektora (MDCT), koji ima 16 detektorskih elemenata (broj nezavisnih kanala) i širinu jednog kanala od 1,25 mm. I u ovom slučaju je širina detektora 20 mm u izocentru.



Slika 1.16. Dijagram geometrije detektorskog sistema u 4-kanalnim MDCT uređajima četiri glavna proizvođača [3]

Na slici 1.16. su prikazane različite konfiguracije detektora duž x-ose, u zavisnosti od proizvođača. General Electric proizvodi CT skenere sa 16 detektorskih redova, koji imaju istu veličinu duž z-ose, dok Siemens, Philips i Toshiba proizvode CT skenere sa detektorskim redovima različitih veličina. Korištenjem detektorskih redova različitih veličina se može postići da presjeci imaju različite širine.

General Electric, Philips i Toshiba koriste 64 reda detektora širine 0,625 mm ili 0,5 mm, kako bi dobili 64 presjeka duž z-ose istovremeno. Siemens koristi 32 reda detektora širine 0,6 mm i oscilujuću fokusnu tačku, kako bi dobio 64 preklapajuća presjeka, te na taj način postiže bolju prostornu rezoluciju duž z-ose uz smanjenje prostornih artefakata.

MDCT skener ima primarnu osobinu da posjeduje što veći broj presjeka koji se mogu istovremeno akvizirati. Što je veći broj presjeka koji su uključeni u simultano skeniranje, veća je brzina snimanja. Razvojem tehnologije, prvenstveno procesorske snage računara su u velikoj mjeri poboljšani i MDCT skeneri, s obzirom da ih je bilo moguće koristiti za najviše 4 istovremena presjeka, jer je veliki broj podataka koji se prikupljaju i prenose istovremeno. [3]

1.7. CT u radioterapiji

Kada govorimo o radioterapiji, CT je osnovni imidžing modalitet koji se koristi za generisanje presjeka pacijenta, a ti podaci će se dalje koristiti za planiranje radioterapije. CT skeniranem dobija se zapreminska informacija o tumoru, ali i o svim drugim strukturama. Cilj je da se ovim postupkom maksimalno poboljša kvalitet tretmana, u smislu raspodjele doze i zaštite okolnog zdravog tkiva. Pored planiranja radioterapije, CT simulatori se koriste i za virtuelnu simulaciju koju omogućuju dodatni laserski sistem za pozicioniranje i napredni softverski sistem za virtuelnu simulaciju. CT uređaji koji se koriste u radioterapiji treba ipak da pretrpe određene modifikacije kako bi se postigao željeni rezultat.

Već krajem 90-ih godina prošlog vijeka proizvođači su počeli proizvoditi tj. dizajnirati uređaje – simulatore, specijalizovane za terapijske svrhe. Najprije su se pojavljivali jednoslajsni CT simulatori pa se uz kontinuirani napredak stiglo do MDCT simulatora sa veoma širokim otvorima.

1.7.1. Modifikacije za terapijski CT uređaj

CT skeneri koji se koriste u terapijske svrhe treba da posjeduju laserski sistem za pozicioniranje i obilježavanje pacijenta, ravan pacijentski sto (kod dijagnostočkih skenera je ovalni sa udubljenjem na sredini) i softverski sistem za virtuelnu simulaciju i 3D planiranje terapije. Modifikacije za CT terapijski uređaj uključuju: veličinu otvora gentrija, toplotni kapacitet cijevi, sto za pacijenta, lasere za obilježavanje, softver za simulaciju, konturisanje i lokalizaciju struktura, stvaranje slike (slika 1.17.)



Slika 1.17. CT simulator sa ravnim stolom, sistemom za pozicioniranje i markiranje, laserima (unutrašnjim pokretnim i spoljašnjim fiksnim obično na zidu) i specijalizovanim sftverom za simulaciju [5]

Konvencionalni CT skeneri obično imaju otvor širine (prečnika) 70 cm. Za većinu procedura ova širina je dovoljna jer omogućava snimanje objekata dimenzija do 50 cm. Međutim, jedan od zahtjeva u terapiji nekih tumora (npr. dojke, pluća) je da se ekstremiteti pozicioniraju što dalje od tijela. Takođe, u slučaju skeniranja glave ili vrata za pacijenta se prave imobilizaciona sredstvamaske. U navedenim situacijama otvor od 70 cm nije dovoljan, jer ne bi zadovoljavao optimalne uslove u pogledu komforta pacijenta. Pored toga, pozicija pacijenta na CT stolu treba da bude identična poziciji na akceleratoru, a to je u slučaju ovakvih "skučenih" uslova teško postići.

Iz navedenih razloga bilo je potrebno dizajnirati simulatore sa velikim otvorima (*large bore CT scanners*), većim od 70 cm. Međutim, pri proširenim SFOV-om (SFOV – *scan field of view*) dovedena je u pitanje tačnost CT brojeva. Ovi brojevi su kod nekih skenera relevantni samo pri malom SFOV-u, a brojevi koji se dobijaju pri proširenim SFOV-om (kod debljih pacijenata), naročito oni prema periferiji su veoma nepouzdani. Ta nepouzdanost dalje dovodi do grešaka u kalkulaciji doze u sistemu za planiranje. [5]

Najvažniji izazov u konstrukciji cijevi je kontrola toplotnog opterećenja. Kako CT simulacije zahtijevaju jako veliki broj slika u što kraćem vremenu, može se zaključiti da je grijanje cijevi puno veće u poređenju sa precedurama u dijagnostičkoj radiologiji. Dakle, anoda mora da ima jako dobre karakteristike hlađenja kako bi skener ostao u optimalnom radu.

Kod CT skenera koji se koriste za simulacije neophodno je da površina stola bude ravna, skoro identičan onom koji se koristi za terapiju. Na taj način je omogućena koordinacija dva uređaja. Takođe, sredstva za imobilizaciju pacijenta korištena na CT simulatoru samo se prenesu na terapijski sto.

Možda i osnovni dio CT simulatora je kompjuter. Upravo razvoj kompjutera koji je sposoban za rješavanje komplikovanih matematičkih problema je i omogućio napredak u oslikavanju tijela. Ono što "dođe" do kompjutera su samo sirovi podaci dobijeni od detektora koji samo pokazuju slabljenje fotonskog snopa. Tek kompjuterskom obradom tih podataka rekonstruiše se 3D prikaz unutrašnjosti ljudskog tijela. Pored algoritama za rekonstrukciju, moderni simulatori posjeduju i softvere za automatsku analizu dobijenih podataka. Hardverski, skeneri posjeduju više mikroprocesora koji su u međusobnoj komunikaciji pomoću kojih se podešavaju parametri samog skenirana.

CT skeneri koji se koriste za simulacije su, pored unutrašnjih lasera za markirane i pozicioniranje, opremljeni i sa eksternim laserima. Upotreba unutrašnjih lasera je vrlo često limitirana usljed malih otvora gentrija pa se uvođenje dodatnih lasera pokazalo kao dobro rješenje. Kako ovi laseri mogu da budu pokretljivi, u mnogome su olakšali markiranje pacijenta jer je sada omogućeno markiranje/centriranje dalje od centra pacijenta (sto se ne može pomjerati lateralno). [6]



Slika 1.18. Dijagram pokazuje vezu skenera, simulacionog softvera i sistema za planiranje [5]

1.7.2. Kontrola kvaliteta

Kontrola kvaliteta CT simulatora mnogo je sveobuhvatnija od kontrole kvaliteta CT uređaja koji se koristi u dijagnostici. Tu se najviše misli na preciznost CT broja, geometrijsku preciznost, kvalitet slike, šum, uniformnost slike itd.

Prije početka korištenja CT simulatora u svrhu planiranja radioterapije neophodno je kalibrisati uređaj i odrediti konverzionu krivu CT broja i relativnu elektronsku gustinu materijala (REG), a to se postiže upotrebom posebnog fantoma (slika 1.19.) koji u sebi sadrži umetke različitih materijala koji simuliraju strukture u ljudskom pacijentu. Osobine tih materijala u fantomu su već poznate i tačno određene. [1]



Slika 1.19.. Fantom koji se koristi za određivanje konverzione krive CT broja u REG [1]

Fizičke gustine, prosječne elektronske gustine i relativne elektronske gustine (u odnosu na vodu) različitih tkiva u organizmu prikazane su u sledećoj tabeli 1.4..

Vrsta materijala	Fizička gustina p	Prosječna elektronska	Relativna elektronska
	$[g/cm^3]$	gustina	gustina
		$[\cdot 10^{23} \text{elektrona/cm}^3]$	
Voda	1.0	3.34	1
Pluća pri udisaju	0.2	0.634	0.19
Pluća pri izdisaju	0.5	1.632	0.489
Dojka	0.99	3.261	0.976
Jetra	1.07	3.516	1.052
Mišići	1.06	3.483	1.043
Masti	0.96	3.171	0.949
Gusta kost	1.82	5.663	1.695

Tabela 1.4. Vrijednosti gustina za najdominantnije strukture u ljudskom tijelu [1]

Vrijednosti CT brojeva jako zavise od napona cijevi, što znači da promjenom napona nećemo dobiti iste vrijednosti brojeva za jednu te istu struktura. Kako bi se to izbjeglo, pacijenti se uvijek pripremaju na konstantnom naponu cijevi, na kojem je takođe snimljena i konverziona kriva CT broja i relativne elektronske gustine. [1]

2. Metodologija

Osnovna metodologija u radu bila je snimanje fantoma CIRS 062M, prikazanog na slici 1.19. po protokolu koji se koristi za snimanje abdomena pacijenta. Pri tome, uzeta su četiri snimka:

- 1. Na naponu od 120 kV sa centriranim fantomom u odnosu na lasere.
- 2. Na naponu od 140 kV sa centriranim fantomom u odnosu na lasere.
- 3. Na naponu od 120 kV sa fantomom pomjerenim u stranu za 15 cm, koristeći prošireno vidno polje.
- 4. Na naponu od 140 kV sa fantomom pomjerenim u stranu za 15 cm, koristeći prošireno vidno polje.

Poznato je da vrijednost mjerenih CT brojeva i konverziona kriva zavise od napona na kojem se vrše snimanja, pa su mjerenja vršena na dva napona, 120 kV i 140 kV. Testovi koji se rade pri kontroli kvaliteta pokazuju najbolje rezultate za napon od 120 kV, ali neki terapijski centri koriste konverzionu krivu koja je snimljena na naponu od 140 kV. Najbitnije je da se sva snimanja koja se rade sa stvarnim pacijentima vrše na naponu na kojem je i snimljena kriva, tj. napon treba da se održava konstantnim. [17] S druge strane, pošto struja cijevi ne utiče mnogo na CT brojeve, u našem slučaju ona nije mijenjana i koristila se ona vrijednost koja se koristi na većini istih ili sličnih ispitivanja na tom uređaju (klinici) [17].

Ranije poznate činjenice ukazuju na nepouzdanost tačnosti CT brojeva [5] kada se koristi prošireni FOV (poglavlje 1.7.1.), pa su analizirani podaci dobijeni sa fantomom pomjerenim u stranu za 15 cm (slika 2.1.), na onim uređajima koji imaju softver za prošireni FOV.





Slika 2.2. Korišteni fantom sa umecima

Kako se najveća nepouzdanost u CT brojevima javlja za materijale koji su postavljeni na periferiji, tj. najdalje od centra otvora gentrija, korisno je raščlaniti te materijale od onih bliže centru. Sledeća specifičnost koja se javlja je suprotnost strana na koju se pomjera fantom. Drugim riječima, ako fantom sa slike 2.1. pomjerimo 15 cm od centra u desnu stranu (a ne u lijevu kao na slici), umeci koji su prvo bili na periferiji sada se nalaze bliže centru.

Mjerenjem su obuhvaćena 23 CT uređaja u radioterapijskim centrima širom Srbije, Hrvatske i Bosne i Hercegovine, bilo da se uređaji koriste samo u terapijske svrhe ili i za dijagnostičke. Na slici 2.3. dat je raspored svih uređaja prema lokaciji.



Slika 2.3. Lokacije i broj obuhvaćenih CT uređaja [16]

Nakon snimanja očitane su vrijednosti CT brojeva svih uzoraka koji se u fantomu nalaze (poglavlje 2.1.). Pored CT brojeva, očitane su i vrijednosti *pitch* faktora kao i vrijednosti CTDI_{vol} i parametara kvaliteta slike, svi dobijeni podaci analizirani su po naponima, proizvođačima, kao i po namjeni uređaja (radioterapijski, dijagnostički ili kombinovani)

Pored mjerenja, korisnici su zamoljeni da popune anketu o kontroli kvaliteta CT uređaja. Anketa je prikazana u Prilogu 1.

2.1. Fantom CIRS 062M

Fantom CIRS model 062M sastoji se od dva diska različitih prečnika (slika 2.4.), pri čemu se manji može uklopiti u veći čineći jednu cjelinu. Manji disk se može sam koristiti i u tom slučaju predstavlja glavu pacijenta. Za predstavljanje abdomena pacijenta, koriste se oba diska spojena u jednu cjelinu. Tijelo fantoma, pored kostura, sastoji se od 17 šupljina koje se popunjavaju umecima (čepovima) koji predstavljaju različita tkiva u organizmu, tj. materijale jednake elektronske gustine kao tkiva. (slika 2.2.) Jedan od čepova se može puniti, pa se on najviše koristi kao umetak za vodu. Kako su mjerenja vršena u periodu od nekoliko nedelja, vodeno punjenje je mijenjano nekoliko puta, sa oprezom da ne dođe do nastanka vodenog mjehura (vazduh), koji ima CT broj od približno -1000 HU.



Slika 2.4. Građa fantoma CIRS 062M [15]

Koli-	Vrsta materijala i opis	Fizička	Prosječna elektronska	Relativna
čina		gustina ρ	gustina	elektronska
		$[g/cm^3]$	$[\cdot 10^{23}$ elektrona/cm ³]	gustina
1	Voda	1.0	3.34	1
1	Pluća pri udisaju	0.205	0.634	0.19
2	Pluća pri izdisaju	0.507	1.658	0.489
2	Dojka (50% žlijezde, 50% masti)	0.99	3.261	0.976
2	Jetra	1.07	3.516	1.052
2	Mišići	1.06	3.483	1.043
2	Masti	0.96	3.171	0.949
2	Sunđerasta (trabekularna kost)	1.16	3.73	1.117
	200mg/cm^3			
2	Kompaktna kost 800 mg/cm ³	1.53	4.862	1.456
1	Kompaktna kost 1250 mg/cm ³	1.82	5.663	1.695

U tabeli 2.1. prikazani su karakteristike svih umetaka koji su korišteni pri snimanju.

Tabela 2.1. Osobine i broj uzoraka (čepova) korištenih u fantomu [15]

Pored ovih 17 uzoraka, uzeti su i podaci za CT broj vazduha.

Različiti proizvođači koriste različite računarske softvere, ali svaki daje sve potrebne informacije o CT brojevima i parametrima skeniranja. Na sledećim slikama prikazani su načini prikupljanja podataka za sve proizvođače posebno.



Slika 2.5. Izgled displeja za očitavanje CT brojeva i parametara snimanja na GE uređaju, KB Mostar



Slika 2.6. Izvještaj o dozi na GE uređaju, KC Niš



Slika 2.7. Izgled displeja za očitavanje CT brojeva i parametara snimanja na Toshiba uređaju, KBC Zagreb

				- A2	Bon/LB	Protocol	Scan Details	Recon Details	1
	Start	Start Time	Start Pos	End Pos	Scan Mode	CTDING	0.07	Elformy Z-SE(%)	
			36.0	-36 0	Helical	18 BmGy	193 DmƏy.cm		
-			36.0	-36.0	Helical	26 BmGy	270.0mGy.cm		
	a second		-36.0	108.0	Helend	manay	778.8mOy.rm		

Slika 2.8. Izvještaj o dozi na Toshiba uređaju, KBC Sestre milosrdnice, Zagreb



Slika 2.9. Izgled displeja za očitavanje CT brojeva i parametara snimanja na Siemens uređaju, IPB Vojvodine



Slika 2.10. Izgled displeja za očitavanje CT brojeva i parametara snimanja na Philips uređaju, UKC Tuzla

		and the state of the state	and the second sec	
ABDOMENTRI FAZE - Show All				
Overview	All Parameters			
) • D 5 Abdomen/Pelvis, N	ATIVNO, Helical			
General			Dose Management	
Labelt	NATIVNO		🗟 DoseRight	
Collimation	Auto	• (46x0.625)	DoseRight Index:	Reduce
Pitch:	1.116		kV:	140 +
Rotation Time:	0.75		Average mAs:	225 *
Automatic Scan T	ime		Min mAs:	200 -
Scan Time:	2.9	sec	MaxmAs	234 -
🗁 Auto Voice	S. Inspiration, I	Breathe	Liver Area DoseRight Index	+2 *
			Rof. Size: 29 cm Patient 5	izw 30.3mm
∽ Edit before final R	econ		CTDIvol:22.8 mGy DLP:	242.3 mGy*cm
			Phantom: CTDIVol Body Phantom 32cm	ntated DLP: 725.6 mGy*cm
Injection			Down Methilication	
T Injection	Injection Paran	nuture 1	Desir Notification Vision Clinton	
□ Contrast			Dase Notification Value Di P.	150 тбу
Trigger	Manual	-		Inone mGy*cm
-				
Eliza		75		

Slika 2.11. Izvještaj o dozi i nekim parametrima na Philips uređaju, IPB Vojvodine

3. Rezultati

3.1. Rezultati ankete



3.1.1. Podaci o namjeni i broju CT uređaja različitih proizvođača

Grafik 3.1. Raspodjela CT uređaja po proizvođačima i namjeni



3.1.2. Podaci o starosti CT uređaja

Grafik 3.2. Raspodjela CT uređaja po godištima²

² Uzeti su podaci za godinu kada je uređaj pušten u rad

3.1.3. Podaci o broju pacijenata na dan



Grafik 3.3. Raspodjela CT uređaja po broju pacijenata na dan

3.1.4. Rezultati ankete o kontroli kvaliteta

Minimalni testovi kontrole kvaliteta CT uređaja definisani su u Republici Srbiji Pravilnikom o primjeni jonizujućih zračenja u medicini. U Republici Hrvatskoj definisani su Pravilnikom o uvjetima i mjerama zaštite od ionizirajućeg zračenja za obavljanje djelatnosti s rendgenskim uređajima, akceleratorima i drugim uređajima koji proizvode ionizirajuće zračenje, a u Bosni i Hercegovini Pravilnikom o zaštiti od jonizujućeg zračenja kod medicinske ekspozicije. Ovi testovi kontrole kvaliteta smatraju se nacionalnim u ovom radu.

Protokol IAEA je niz testova koje preporučuje IAEA, dok je AAPM niz testova koje preporučuje AAPM. Protokol proizvođača je protokol koji sam proizvođač preporučuje.

Učestalost testiranja je dnevna, ukoliko je najmanji interval između testiranja jedan dan, nedjeljni - ukoliko se jednom nedjeljno rade testovi kontrole kvaliteta, itd.

Na grafiku 3.4. je prikazana raspodjela po učestalosti i po vrsti protokola koji se sprovodi na određenom CT uređaju.



Grafik 3.4. Učestalost kontrole kvaliteta i korišteni protokoli

3.2. Rezultati očitavanja CT brojeva i konverzione krive

3.2.1. CT broj za vodu i vazdu

Tkivo	Siemens			Siemens GE				Toshiba			Philips			Svi uređaji	
	min	max	\overline{HU}	min	max	\overline{HU}	min	max	\overline{HU}	min	max	\overline{HU}	ĦŪ	$\overline{\Delta HU}$	
Voda	-13	-1	-8	-9	0	-5	-10	-3	-8	-9	0	-5	-7	4	
Vazduh	-1024	-998	-1001	-997	-976	-989	-1007	-999	-1003	-1004	-999	-1002	-998	8	

Tabela 3.1. Vrijednosti CT broja za vodu i vazduh na svim naponima

3.2.2. Snimanje na 120 kV sa centriranim fantomom

Tabela 3.2. Vrijednosti CT broja za različite proizvođače pri naponu od 120 kV

Tkivo		Siemen	S	GE			r	Toshiba	a	Philips		
	min	max	ĦŪ	min	max	ΗŪ	min	max	ΗŪ	min	max	ĦŪ
Voda	-13	-6	-9	-9	0	-5	-10	-8	-9	-9	0	-4
Vazduh	-1024	-997	-1003	-997	-981	-990	-1007	-1001	-1004	-1004	-1002	-1003
Masti	-66	-54	-61	-61	-48	-55	-64	-55	-61	-74	-64	-67
Pluća pri udisaju	-794	-773	-784	-779	-753	-766	-812	-785	-794	-799	-788	-794
Pluća pri izdisaju	-501	-484	-492	-490	-471	-479	-532	-488	-503	-511	-494	-500
Jetra	35	56	46	47	73	57	38	58	52	35	49	44
Mišići	36	51	44	44	69	54	42	58	50	38	47	44
Dojka	-47	-25	-34	-35	-14	-24	-39	-26	-31	-41	-31	-36
Kost 200	199	246	216	213	245	231	218	255	237	213	229	220
Kost 800	786	939	838	860	919	880	903	1122	981	858	869	866
Kost 1250	1219	1417	1270	1291	1363	1314	1366	1709	1483	1304	1317	1310



Grafik 3.5. Konverzione krive izmjerene pri naponu od 120 kV na 11 različitih Siemens CT uređaja



Grafik 3.6. Konverzione krive izmjerene pri naponu od 120 kV na 7 različitih GE CT uređaja



Grafik 3.7. Konverzione krive izmjerene pri naponu od 120 kV na 2 različita Philips CT uređaja



Grafik 3.8. Konverzione krive izmjerene pri naponu od 120 kV na 3 različita Toshiba CT uređaja



Grafik 3.9. Konverzione krive izmjerene pri naponu od 120 kV koristeći srednje vrijednosti CT brojeva za 4 proizvođača³

³ Pri računanju srednje vrijednosti za CT broj Toshiba uređaja, u obzir nisu uzeti brojevi sa uređaja koji je pokazao veliko odstupanje, naročito za umetke kostiju

3.2.3. Snimanje na 140 kV sa centriranim fantomom

Tkivo	Š	Siemen	S	GE			r	Toshiba	a	Philips		
	min	max	\overline{HU}	min	max	\overline{HU}	min	max	\overline{HU}	min	max	\overline{HU}
Voda	-12	-1	-7	-7	0	-4	-10	-3	-7	-6	-6	-6
Vazduh	-1003	-998	-1000	-996	-976	-988	-1006	-999	-1002	-999	-999	-999
Masti	-63	-49	-57	-56	-45	-52	-59	-50	-55	-58	-56	-57
Pluća pri udisaju	-793	-774	-784	-777	-753	-765	-838	-783	-802	-790	-790	-790
Pluća pri izdisaju	-505	-484	-493	-489	-471	-480	-576	-487	-518	-497	-496	-496
Jetra	35	56	46	48	67	56	37	59	52	47	54	50
Mišići	32	53	45	45	64	52	41	60	50	48	52	50
Dojka	-40	-21	-31	-31	-14	-22	-32	-23	-28	-33	-25	-29
Kost 200	172	202	196	198	221	210	187	238	215	200	214	207
Kost 800	720	770	756	776	818	795	833	1272	985	790	795	793
Kost 1250	1105	1172	1147	1168	1218	1189	1259	1900	1477	1197	1197	1197

Tabela 3.3. Vrijednosti CT broja za različite proizvođače pri naponu od 140 kV



Grafik 3.10. Konverzione krive izmjerene pri naponu od 140 kV na 11 različitih Siemens CT uređaja



Grafik 3.11. Konverzione krive izmjerene pri naponu od 140 kV na 7 različitih GE CT uređaja



Grafik 3.12. Konverziona kriva izmjerena pri naponu od 140 kV na Philips Ingenuity CT uređaju



Grafik 3.13. Konverzione krive izmjerene pri naponu od 140 kV na 3 različita Toshiba CT uređaja



Grafik 3.14. Konverzione krive izmjerene pri naponu od 140 kV koristeći srednje vrijednosti CT brojeva za 4 proizvođača³

3.2.4. Poređenje krivih na 120 kV i 140 kV pojedinačnih proizvođača



Grafik 3.15. Poređenje konverzionih krivih snimljenih na 120 kV i 140 kV za Siemens uređaje



Grafik 3.16. Poređenje konverzionih krivih snimljenih na 120 kV i 140 kV za General Electric uređaje



Grafik 3.17. Poređenje konverzionih krivih snimljenih na 120 kV i 140 kV za Toshiba uređaje³

3.2.5. Snimanje sa fantomom pomjerenim 15 cm u stranu

Kako je rečeno u poglavlju 2., pri obradi rezultata mjerenja sa proširenim FOV-om, odnosno sa fantomom pomjrenim u stranu, poželjno je posebno posmatrati uzorke koji se nalaze najdalje od centra ose gentrija, tj. one koji se nalaze na periferiji (slika 3.1.).



Slika 3.1. Korišteni fantom sa linijama koje odvajaju uzorke na periferiji i one bliže centru, pri čemu: lijevo od plave linije su uzorci koji se nalaze na periferiji kada se fantom pomjera u lijevu stranu, a desno od crvene linije su uzorci koji su na periferiji kada se fantom pomjera u desnu stranu.

Za crtanje konverzionih krivih za proširenu rekonstrukciju, uzimane su vrijednosti CT broja onog uzorka koji se nalazi na periferiji, tj. dalje od centra fantoma.

3.2.6. Poređenje rezultata centriranog i pomjerenog fantoma na naponima 120 kV i 140 kV

Na sledećim graficima prikazene su uporedne krive za centrirani i pomjereni fantom. Pri tome su uzeti po jedan uređaj svakog proizvođača.

Tkivo	Relativne	Vrijednosti CT broja [HU]		Vrijednosti CT broja [HU]	
	elektronske	120 kV		140 kV	
	gustine	Standardni FOV	Prošireni FOV	Standardni FOV	Prošireni FOV
Vazduh	0.001	-1024	-1006	-999	-1002
Pluća pri udisaju	0.19	-782	-769	-780	-774
Pluća pri izdisaju	0.489	-490	-462	-491	-439
Masti	0.949	-62	-49	-57	-17
Dojka	0.976	-35	-54	-30	-42
Voda	1	-11	-16	-8	-12
Mišići	1.043	43	8	45	18
Jetra	1.052	46	17	48	50
Kost 200	1.117	216	192	202	182
Kost 800	1.456	827	768	762	710
Kost 1250	1.695	1260	1123	1154	1037

Tabela 3.4. Uporedni podaci o CT brojevima centriranog (standardni FOV) i pomjerenog (prošireni FOV) fantoma za uređaj GE Discovery RT590



Grafik 3.18. Konverzione krive uređaja Siemens Sensation Open snimljene na 120 kV centriranim (standardni FOV) i pomjerenim (prošireni FOV) fantomom



Grafik 3.19. Konverzione krive uređaja Siemens Sensation Open snimljene na 140 kV centriranim (standardni FOV) i pomjerenim (prošireni FOV) fantomom

Tkivo	Relativne	Vrijednosti CT broja [HU]		Vrijednosti CT broja [HU]	
	elektronske	120 kV		140 kV	
	gustine	Standardni Prošireni FOV FOV		Standardni FOV	Prošireni FOV
Vazduh	0.001	-994	-1014	-992	-1018
Pluća pri udisaju	0.19	-779	-780	-777	-781
Pluća pri izdisaju	0.489	-488	-535	-489	-540
Masti	0.949	-58	-103	-54	-99
Dojka	0.976	-25	-55	-23	-52
Voda	1	-6	-21	-4	-18
Mišići	1.043	52	3	52	7
Jetra	1.052	56	-40	56	-38
Kost 200	1.117	236	194	213	178
Kost 800	1.456	895	826	810	750
Kost 1250	1.695	1337	1185	1212	1084

Tabela 3.5. Uporedni podaci o CT brojevima centriranog (standardni FOV) i pomjerenog (prošireni FOV) fantoma za uređaj GE Discovery RT590



Grafik 3.20. Konverzione krive uređaja GE Discovery RT590 snimljene na 120 kV centriranim (standardni FOV) i pomjerenim (prošireni FOV) fantomom



Grafik 3.21. Konverzione krive uređaja GE Discovery RT590 snimljene na 140 kV centriranim (standardni FOV) i pomjerenim (prošireni FOV) fantomom

Tkivo	Relativne	Vrijednosti CT	Г broja [HU]	Vrijednosti CT broja [HU]		
	elektronske	120	kV	140 kV		
gustine		Standardni FOV	Prošireni FOV	Standardni FOV	Prošireni FOV	
Vazduh	0.001	-1007	-985	-1006	-989	
Pluća pri udisaju	0.19	-785	-776	-784	-770	
Pluća pri izdisaju	0.489	-489	-477	-489	-482	
Masti	0.949	-60	-54	-56.2	-56	
Dojka	0.976	-27	-36	-26	-38	
Voda	1	-9	-4	-10	-2	
Mišići	1.043	54	32	54	35	
Jetra	1.052	56	43	57	45	
Kost 200	1.117	245	228	229	211	
Kost 800	1.456	914	874	845	806	
Kost 1250	1.695	1373	1282	1272	1183	

Tabela 3.6. Uporedni podaci o CT brojevima centriranog (standardni FOV) i pomjerenog (prošireni FOV) fantoma za uređaj Toshiba Aquilion LB



Grafik 3.22. Konverzione krive uređaja Toshiba Aquilion 16 snimljene na 120 kV centriranim (standardni FOV) i pomjerenim (prošireni FOV) fantomom



Grafik 3.23. Konverzione krive uređaja Toshiba Aquilion 16 snimljene na 140 kV centriranim (standardni FOV) i pomjerenim (prošireni FOV) fantomom

3.3. Rezultati za dozu

	Tip	Napon snimanja	CTDI _{vol} [mGy]	Protokol	Parametar kvaliteta slike	Opis parametra
	Somatom Def	120 kV	33.4		250	
ili	As 1	140 kV	33.44	KI ABD	173	ıAs
Iređi	Somatom	120 kV	7.47		190	се и
U U	Sensation Open	140 kV	10.57	KI ABD	190	eren
ns (Somatom Def	120 kV	7.88		250	lity refe
eme	As 2	140 kV	11.28	KI ABD	183	
Sic	PET/CT	120 kV	7.27	RT THX	100	Бис
	Biograph	140 kV	11.54		100	
	Discovery	120 kV	44.81	RT ABD	12.6	
ıređaji	590RT 1	140 kV	51.94		12.6	
	Discovery 590RT 2	120 kV	37.58	RT ABD	15.8	index
CT	Discovery	120 kV	44.55		15.8	oise
GE	590RT 3	140 kV	51.79	RT ABDC	15.8	Nc
-	Discovery	120 kV	35.73		11.2	-
	590RT 4	140 kV	47.74	KI ABDU	11.2	
Philips	I CT	120 kV	21.5		364	s/ Se
	Ingenuity CT	140 kV	22.8	DIA ABD	243	mA slia
	Srednja	120 kV	26.7			
	vrijednost	140 kV	30.1			

Tabela 3.7. Vrijednosti CTDIvol za različite uređaje u Srbiji

Tabela. Vrijednosti CTDI_{vol} za različite uređaje u BiH

Proizvoč	tač Tip	Napon snimanja	CTDI _{vol} [mGy]	Protokol	Parametar kvaliteta slike	Opis parametra
ji	Discovery	120 kV	33.86		15.8	
eđa	RT16 br. 1	140 kV	43,94	KI ADD	15.8	lex
ure	Discovery VCT	120 kV	26.4	ABD MF	15.5	ise inc
L	64	140 kV	33.8		14.4	
щ	Discovery	120 kV	44.55		20	No
G	RT16 br. 2	140 kV	51.79	KI ADD	20	·
	Srednja	120 kV	34.9			
	vrijednost	140 kV	43.2			

	Tip	Napon snimanja	CTDI _{vol} [mGy]	Protokol	Parametar kvaliteta slike	Opis parametra
	Somatom Def	120 kV	7.87		210	
	As+1	140 kV	10.04	ABD MF	169	
	Somatom	120 kV	11.72		190	
	Sensation Open 2	140 kV	15.58	KI ADD	190	
aji	Somatom	120 kV	7.62		170	nAs
Iređ	Sensation Open 3	140 kV	10.79	RT ABD	190	Quality reference m
L L	Somatom	120 kV	6.87	RT ABD	160	
ns (Sensation 40	140 kV	9.57		160	
eme	Somatom	120 kV	5.45	RT ABD	190	
Sic	Sensation Open 4	140 kV	8.24		190	
	Somatom	120 kV	5.21	DIA ABD	125	
	Perspective	140 kV	7.13		125	
	Somatom Def	120 kV	9.45	DIA ABD	210	
	As+2	140 kV	11.58		169	
	A guilian I D	120 kV	33.2	RTP ABD	10	SD
	Aquinon LB	140 kV	38.1		10	
hiba	A guilian I D	120 kV	18.8	RTP ABD	10	
Tosł	Aquilion Lb	140 kV	26		10	
-	Aquilion I P	120 kV	8		12.5	
	Aquinon LB	140 kV	12.4		12.5	
	Srednja	120 kV	11.42			
	vrijednost	140 kV	14.94			

4. Diskusija

4.1. Rezultati ankete o CT uređajima i kontroli kvaliteta

Govoreći o prisutnosti proizvođača na tržištu BIH, Srbije i Hrvatske, jasno je da je polovina uređaja kupljena od jednog proizvođača, koji je decenijama najprisutniji na ovom tržištu, a to je Siemens. Drugi najčešće korišteni uređaji su proizvođača General Electric. Takođe se vidi da je polovina uređaja starija od 7 godina, što govori o potrebi ulaganja u narednih nekoliko godina, s obzirom da je procijenjeni vijek trajanja CT uređaja 10 godina. Na primjer, u Velikoj Britaniji, samo 20% CT uređaja je starije od 7 godina, prema izvještaju NHS iz 2015. godine.

Kada se sagleda broj pacijenata na dan, polovina klinika ima do 10 pacijenata, a četvrtina između 10 i 20 pacijenata, preostala četvrtina klinika preko 20, odnosno preko 30 pacijenata na dan, uglavnom u slučajevima kada se CT uređaj koristi i kao dijagnostički, i kao CT simulator.

Najčešći način kontrole kvaliteta na CT simulatoru je na godišnjem nivou, ali česte su i dnevne kontrole, što govori o tome da postoji svijest o potrebi kontrole kvaliteta CT uređaja u radioterapiji, ali kako je to ipak aparat sekundarnog značaja u radioterapiji, a u skladu sa intenzivnim uvođenjem naprednih tehnika u radioterapiji, kontrola kvaliteta na CT uređajima se ipak može smatrati nedovoljnom. Prema preporukama međunarodno priznatih tijela (IAEA, AAPM), potrebno je sprovoditi niz testova kako na dnevnom, tako i nedjeljnom i mjesečnom nivou, i to čak više za CT simulator, nego za simulator koji se koristi u dijagnostičke svrhe.

Međutim, testiranje CT simulatora zahtjeva dodatno osoblje (medicinske fizičare), a pošto ova regija pati od hroničnog nedostatka osoblja, kao i odbijanja državnih organa da prepoznaju značaj profesije u pravilnom i preciznom sprovođenju dijagnostičkih i terapijskih procedura, jasno je da je potrebna izmena zakona u svim državama, kao i pratećih podzakonskih akata.

Ovo istraživanje nije obuhvatilo opremu koja je dostupna za testove kontrole kvaliteta, ali u razgovoru sa zaposlenima, jasno je da je opremljenost vrlo limitirana, i da zavisi skoro isključivo od individualnih napora u samoj klinici. Ovo bi takođe bio prijedlog za razmatranje: kupovina obavezne QA opreme uz kupovinu CT simulatora ili CT uređaja, pošto su naknadne kupovine skoro nemoguće u uslovima u kojima se bolnice Hrvatske, Srbije i BIH finansiraju.

4.2. Rezultati očitavanja CT brojeva i konverzione krive

4.2.1. CT broj za vodu i vazduh

Kako su CT brojevi zapravo veličine na koje se kalibriše svaki CT uređaj, i ne zavise od napona cijevi, ne bi trebali da zavise ni od proizvođača. Vidimo da su vrednosti vrlo približne -1000 za vazduh i 0 za vodu, sa srednjim odstupanjem ±8 HU za vazduh i ±4 HU za vodu.

4.2.2. Snimanje sa centriranim fantomom na 120 kV i 140 kV

Uočavamo dosta dobra poklapanja konverzionih krivih istog proizvođača. Velika odstupanja od ostalih izmerenih vrednosti se uočavaju kod Toshiba Aquilion CT uređaja, koji znatno odstupa od ostalih konverzionih krivih, a jedan od mogućih razloga za to leži u prevelikom opterećenju uređaja, imajući u vidu da je ispitivanje vršeno pred kraj radnog vremena, te da se neznatno ranije uređaj usljed pregrijevanja isključio.

Odstupanja CT brojeva raznih proizvođača najveća su kod materijala najvećih gustina (kosti), i to najviše kod proizvođača Toshiba, te bi se u ovom slučaju predložilo konsultovanje servisa.

4.2.3. Poređenje krivih na 120 kV i 140 kV pojedinačnih proizvođača

Sa navedenih grafika vidimo da konverzione krive jako zavise od napona cevi, tj da je srednja vrijednost za svaki umetak pomjerena ka manjim vrijednostima za veći napon. Odnosno, korišćenjem pogrešne CT-ED krive u sistemu za planiranje, sistem za planiranje bi u slučaju snimanja pod manjim naponom, a korišćenjem CT-ED krive većeg napona, tkiva vidio kao rjeđa, tj računao bi veću dozu nego sto stvarno jeste, odnosno podzračivali bismo pacijenta.

Odstupanja između krivih pojedinih proizvođača na 120 kV i 140 kV prati istu matricu, odnosno na isti način i istim intenzitetom se smanjuju vrijednosti CT broja na višim, u odnosu na niže napone.

4.2.4. Snimanje na 120 kV i 140 kV sa fantomom pomjerenim 15 cm u stranu

U većini slučajeva pacijenti se mogu bez ikakvih odstupanja snimiti u vidnom polju od 50cm, međutim, kod pacijenata sa većim BMI (*body-mass-index*) ili u slučajevima kada se koriste imobilizaciona sredstva koja težište tijela pomjeraju van centra vidnog polja, kao na primjer *breast board*, imobilizaciono sredstvo za dojku, dio anatomije pacijenta nalaziće se van centralnog vidnog polja.

Zbog toga su razvijeni algoritmi za rekonstrukciju slike u ovoj proširenoj regiji vidnog polja, povećavajući tako nominalno polje za oko 20 cm, što zavisi od proizvođača. Cilj algoritma jeste da nedostajući deo rekonstruiše, kao i da mu na osnovu okolnih HU vrednosti, dodijeli najpribližniju.

Snimanje sa proširenim vidnim poljem (kod Siemensa se FOV povećava do 70 cm, kod GE do 65 cm, kod Philipsa do 70 cm, a kod Toshibe čak do 85 cm), dovodi nas do značajnog zaključka, da je rekonstrukcija tkiva koje se nalazi na krajevima vidnog polja značajno odstupa od vrijednosti koja važi za samo vidno polje, odnosno njegov centar. Standardna veličina FOV-a iznosi 50 cm.

Prema rezultatima koji su dobijeni snimanjem fantomom koji je pozicioniran u centru, i fantomom koji je pomeren u stranu 15 cm, čime je dio fantoma već van vidnog polja, a drugi dio fantoma blizu ivice vidnog polja, HU brojevi tkiva snimljenog sa proširenim algoritmom dosta odstupa od vrijednosti u centru kruga. Dodjela takvih vrijednosti u sistemu za planiranje, dovela bi do pogrešne kalkulacije, te se za ovakve slučajeve predlaže se sledeće:

Kako se na krajevima vidnog polja najčešće nalazi masno tkivo, moguće rješavanje ovog problema je konturisanje ugroženih dijelova tijela pacijenta, i dodeljivanje vrednosti relativne gustine koja je poznata, a odnosi se na taj deo tijela.

4.3. Rezultati za dozu

U navedenoj tabeli uočavamo značajna odstupanja doze kod skenera u Srbiji i Bosni i Hercegovini, od doze kod hrvatskih CT uređeja. Kako je u R Hrvatskoj bila sprovedena nacionalna optimizacija protokola, slično bi bilo uputno predložiti iu Srbiji i BiH.

Za sprovođenje ove ideje potrebna je tješnja saradnja fizičara u imidžing dijagnostici i u radioterapiji, međutim, takvih u Srbiji i BiH na žalost nema, dok su u Hrvatskoj uposleni kadrovi na dijagnostičkoj radiologiji, što je dalo rezultat nakon optimizacije.

5. Literatura

- 1. Borislava Petrović, Fizičke osnove radioterapije, PMF Novi Sad, 2018
- 2. A. A. Bharath: *Introductory Medical Imaging*, Morgan & Claypool publishers, Imperial College, London, England, 2009
- 3. AAPM Report 96, *The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT*, American Association of Physicists in Medicine AAPM Report 96, New York, 2008
- 4. Galanski M, N.Hidajet, W. Maier, H.D. Nagel, Th. Schmidt, *Radiation Exposure in Computed Tomography*, CTB Publications, Hamburg, Germany, 4th Revised and Updated Edition, 2002
- 5. IAEA HUMAN HEALTH SERIES No. 19, Quality Assurance Programme for Computed Tomography: Diagnostic and Therapy Applications, 2012
- 6. AAPM Report 66, *Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed tomography-simulation process*, 2003
- 7. ICRP Publication 30, Limits for Intakes of Radionuclides by Workers, 1979
- 8. ICRP Publication 119, Compendium of Dose Coefficients based on ICRP Publication 60, 2012
- 9. ICRP Publication 103, The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, 2007
- 10. E. B. Podgorsak sponsored by IAEA, Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, Vienna, 2005
- 11. N. B. Smith, A. Webb, Introduction to Medical Imaging Physics, Engineering and Clinical Applications, Cambridge University Press, New York, 2011
- 12. Darka Handađev Šimonji, *Procena doza i optimizacija protokola pri standardnim pregledima višeslojnom kompjuterizovanom tomografijom*, Doktorska disertacija, Univerzitet u Novom Sadu, 2015.
- 13. Lagumdžija A, Komparacija parametara kvaliteta slike različitih tipova uređaja u kompjuterizovanoj tomografij,; Magistarski rad, Univerzitet u Sarajevu, Prirodnomatematički fakultet, 2012.
- 14. http://www.physicscentral.com/explore/action/scans.cfm
- 15. https://imagingequipment.co.uk/wp-content/uploads/2017/10/CIRS-062M-DS-1121171.pdf
- 16. https://www.google.com/maps/
- 17. Tamara Tanasijin, Karakterizacija i implementacija sistema kontrole kvaliteta na CT simulatoru, Master rad, Univerzitet u Novom Sadu, 2015
- 18. <u>https://www.aapm.org/meetings/2013CTS/documents/Fri_10SupanichTCMFinal.pdf</u>
- 19. <u>https://www.aapm.org/meetings/amos2/pdf/59-17245-97004-450.pdf</u>
- 20. <u>https://www.aapm.org/meetings/2010CTS/documents/1530_McCollough_Converting_Across_S</u> <u>canner_Models_04-29-2010.pdf</u>

6. Prilozi6.1. Anketni list

Ime klinike, grad, država		
Proizvođač		
Tip/model(npr Somatom Plus)		
Godina instalacije		
Da li je menjana originalna cijev tokom života CT uređaja		
Redovna kontrola kvaliteta (podvući)	Godišnje Mjesečno Da Sedmično Dnevno	Ne
QA prema protokolu (upisati)	 IAEA AAPM Institucionalni Nacionalni 5. 	
Prosječan broj pacijenata na dan		
Aparat se koristi za:	 Planiranje terapije Dijagnostiku Oboje 	
Napon snimanja	 120 kV (struja cijevi 140 kV (struja cijevi)
Algoritam za proširenu rekonstrukciju slike (npr. eFOV)		

BIOGRAFIJA



Mladen Marković je rođen 03.10.1993. godine u Brčkom. Osnovnu školu "Crkvina" u Gornjoj Crkvini završava 2008. godine, te Gimnaziju "Nikola Tesla" u Šamcu 2012. godine. Iste godine upisuje studije prvog ciklusa na Prirodno-matematičkom fakultetu u Banjoj Luci, koje završava 2016. godine i stiče zvanje profesor fizike. 2017. godine upisuje master akademske studije na Prirodno-matematičkom fakultetu u Novom Sadu – smjer medicinski fizičar. Od 2017. godine radi kao profesor fizike u osnovnim i srednim školama.

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	Mladen Marković
Mentor: MN	Prof. dr Borislava Petrović Prof. dr Dario Faj
Naslov rada: NR	Kvalitativna analiza konverzionih krivih uređaja za kompjutersku tomografiju sa primjenom u radioterapiji
Jezik publikacije: JP	srpski (latinica)
Jezik izvoda: JI	srpski/engleski
Zemlja publikovanja: ZP	Republika Srbija
Uže geografsko područje: UGP	Vojvodina
Godina: GO	2019
Izdavač: I Z	Autorski reprint
<i>Mjesto</i> i adresa: MA	Prirodno-matematički fakultet, Trg Dositeja Obradovića 4, Novi Sad
Fizički opis rada: FO	6 poglavlja/ 60 strana/ 31 slika/ 14 tabela/ 23 grafika

Naučna oblast: NO	Fizika
Naučna disciplina: ND	Medicinska fizika
Predmetna odrednica/ ključne riječi: PO	Konverziona kriva, kompjuterizovana tomografija, CT broj
Čuva se: ČU Važna napomena: VN Izvod:	Biblioteka departmana za fiziku, PMF-a u Novom Sadu nema
IZ Datum prihvatanja teme od NN vijeća: DP Datum odbrane: DO Članovi komisije: KO	Novembar, 2019 29.11.2019
Dradaiadaila	

Predsjednik: Član: Član:

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	Master thesis
Author: AU	Mladen Marković
Mentor/comentor: MN	PhD Borislava Petrović PhD Dario Faj
Title: TI	
Language of text: LT	Serbian (Latin)
Language of abstract: LA	English
Country of publication:: CP	Serbia
Locality of publication: LP	Vojvodina
Publication year:: PY	2019
Publisher: PU	Author's reprint
Publication place: PP	Faculty of Science and Mathematics, Trg Dositeja Obradovića 4, Novi Sad
Physical description:	6 chapters / 60 pages / 54 figures / 14 tables
Scientific field: SF	Physics
Scientific discipline	Medical Physics

SD Subject/ Key words: SKW UC Holding data: HD Note:: Ν Abstract: AB Accepted by the Scientific board:: ASB Defended on: ĎĚ Thes defend board: DB

Conversion curve, computed tomography, CT number

Library of Department of Physics, Trg Dositeja Obradovića 4, Novi Sad None

November, 2019

29.11.2019

President: Member: Member: