



Univerzitet u Novom Sadu
Prirodno-matematički fakultet
Departman za fiziku



Kvalitet slike i dozimetrija u odabranim dijagnostičkim i terapijskim metodama

Master rad

Kandidat:

Miloš Krivokuća, 253m/14

Mentor:

Doc. Dr Jovana Nikolov

Novi Sad, jun, 2015

Sadržaj

Uvod.....	6
Teorijski deo	8
1. X zračenje.....	8
1.1. Osobine x zraka.....	9
1.2. Generisanje X zraka.....	9
2. Interakcija zračenja sa materijom.....	11
2.1. Fotoefekat.....	13
2.1.1. Zavisnost fotoefekta od energije fotona	13
2.2. Komptonov efekat.....	16
2.2.1. Elastično rasejanje	18
2.3. Poređenje interakcija.....	18
3. Fluoroskopija	19
3.1. Delovi fluoroskopskog sistema i akvizicija slike	20
3.1.1. Rentgenska cev	20
3.1.2. Pojačavači	21
3.1.2.1. Princip rada pojačavača rendgenske slike	22
3.1.2.2. Fluoroscentni ekran (ulazni ekran).....	24
3.1.2.3. Fotokatoda	25
3.1.2.4. Izlazni ekran	25
3.1.2.5. Dalja obrada slike sa izlaznog ekrana pojačavača slike	25
3.1.2.6. Pojačavači slike “ <i>Panel</i> ” tipa	26
3.1.2.7. Pojačavači slike CCD tipa	28
3.1.2.8. Kontrola video signala.....	29
3.2. Kvalitet slike	30
3.2.1. Rezolucija	30
3.2.2. Kontrast slike	31
3.2.3. Uvećanje slike.....	32
3.2.4. Šum slike.....	33

3.2.5. Električni šum.....	34
3.2.6. Metode merenja odnosa Signal-Šum (S/N)	35
3.2.7. Modulaciona funkcija prostornog prenosa (MTF)	36
3.3. Optimizacija i metode za kontrolu doze za pacijente	38
3.3.1. Uticaj povećanja napona na apsorbovanu dozu i kvalitet slike.....	38
3.3.2. Uticaj promene vremena ekspozicije na pacijentnu dozu i na kvalitet slike.....	38
3.3.3. Uticaj ABC (automatska kontrola osvetljaja) na smanjenje doze.	38
3.3.4. Uticaj promene veličine polja i uvećanja na izlaganje pacijenta...	39
3.3.5. Uticaj angulacije snopa X zraka po različitim delovima pacijentovog tela na dozu pacijenta.....	40
3.3.6. Smanjenje pacijentne doze smanjenjem broja slika	41
3.4. Interventna kardiologija	42
3.4.1. Tehnike pri interventnoj kardiologiji.....	43
4. CT-kompjuterizovana tomografija	46
4.1. Formiranje slike kompjuterskom tomografijom	48
4.2. Rekonstrukcija slike	50
4.2.1. Formatiranje slike	51
4.2.2. CT brojevi	51
4.2.3. Pozadinska projekcija	53
4.3. Kvalitet slike kompjuterske tomografije.....	55
4.3.1. Kontrasna osetljivost	56
4.3.2. Vidljivost detalja, zamućenje i rezolucija	57
4.3.3. Širina zraka	57
4.3.4. Veličina voxela i pixela	58
4.3.5. Kombinovano zamagljenje	59
4.3.6. Šum	60
4.3.6.1. Efekat na vidljivost.....	60
4.3.6.2. Faktori koji utiču na šum.....	62
4.3.7. Artefakti	62
4.4. CT dozni indeksi	63

5. Digitalni radioterapijski simulator.....	66
5.1. Karakteristike	69
6. Brahiterapija	70
6.1. Upotreba fluoroskopskog sistema sa C-lukom pri planiranju tretmana HDR brahiterapije	71
Eksperimentalni deo.....	74
1. Dozimetrijske veličine.....	74
2. Dozimetrija tokom interventne kardiološke procedure (angiografija).....	75
3. Dozimetrija pri CT dijagnostici.....	77
4. Dozimetrija pri snimanju na simulatoru.....	79
5. Dozimetrija HDR brahiterapije	81
Zaključak.....	85
Reference:	87

Svom mentoru, Doc. dr Jovani Nikolov, iskazujem veliku zahvalnost na savetima i pomoći pri realizaciji rada, i na otkrivanju svih pravopisnih grešaka koje sam pravio.

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

Zahvaljujem se i Katedri za nuklearnu fiziku na rezultatima dozimetrijskih merenja na Interventnoj kardiologiji

Uvod

Početak radiodijagnostike i radioterapije se veže sa otkrićem X zraka koje je otkrio *Wilhelm Conrad Rontgen* 1895 godine. X zraci su počeli da se koriste u eksperimentalne i dijagnostičke svrhe, da bi malo nakon otkrića X zraka kada su uočene pojave da pri dužoj izloženosti X zračenju dolazi do oštećenja kože počeli da se primenjuju u terapijske svrhe za lečenje izraslina i lezija koje izazivaju bolesti kao što su lupus i epitelioma. U početku se verovalo da radijacija ima bakteriocidna svojstva, pa se nakon što je otkriven radijum, koristio za lečenje tuberkoloze. Radiodijagnostika se od jednostavnog snimanja gde se X zrak pusti kroz pacijenta i zabeleži na filmu koji se nalazi na drugoj strani pacijenta, pa do posmatranja scintilacija na ekranu od cink-sulfida pri fluoroskopskom snimanju, razvila do tih granica, da danas imamo digitalne slike koje možemo naknadno obrađivati i skladištiti u digitalnom formatu. Napredovanje radioterapije u pogledu teleterapije i brahiterapije počelo je od 1935 godine.

U današnje vreme napredak tehnologije je imao veliki uticaj i na napredovanje medicine. Naročito na polju medicinskog imidžinga. Aparati za medicinsku radiodijagnostiku i radioterapiju su razvijani i usavršavani, tako da su mnogo efikasniji i u pogledu vremena koje nam je potrebno da izvršimo određen dijagnostički pregled, i u efikasnosti lečenja radioterapijskim tretmanom. To je glavni razlog sve veće upotrebe aparata sa jonizujućim zračenjem. Doktori i tehničari u današnje vreme provode mnogo više vremena izloženi zračenju, nego što je bio slučaj ranije. Zato je veoma bitno voditi računa o dozimetriji kako za profesionalna lica tako i za pacijente, jer se dešavaju i slučajevi da se određeni protokoli ne poštuju, ali i da se zanemaruju rizici od zračenja. Do zanemarivanja dolazi najviše iz razloga što profesionalna lica izložena zračenju nisu dovoljno informisana o rizicima izlaganja jonizujućem zračenju kao i o mehanizmima i interakcijama zračenja sa materijom. Pri dijagnostičkim procedurama važno je poštovati ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*) princip, koji govori o tome da koristimo onoliko niske doze koliko je to razumljivo i prihvatljivo. Zato nam je bitan kvalitet slike, jer od njega zavisi koju će dozu primiti pacijent a i tehničar koji rukovodi tim aparatom. U ovom radu poseban akcenat je stavljen na parametre od kojih zavisi kvalitet slike, u cilju smanjenja doze za pacijente i profesionalno izložena lica. U radu su izračunate na osnovu izmerenih vrednosti okupacione doze zračenja, i na taj način

je prikazano koliko su rizične određene radioterapijske i dijagnostičke procedure za profesionalno izložena lica zračenju.

Kvalitet slike u dijagnostičkim procedurama je od velike važnosti, kako bi dobili korisnu informaciju o delu tela pacijenta koji nam je od interesa. Ako je kvalitet loš to može da utiče na donošenje pogrešnih dijagnoza i da dovede do pogrešnih zaključaka. Isto tako poštovanjem ALARA principa, proizvodimo onoliki kvalitet slike koji će nam dati dovoljno informacija za dovođenje prave dijagnoze. Ne potrebni visok kvalitet slike utiče na dozu koju prima pacijent a isto tako i profesionalno osoblje. Zato je bitno znati parametre koji utiču na kvalitet slike i koliko oni doprinose dozi za pacijenta i za profesionalno osoblje, kako bi njihovim pravilnim odabirom dobili zadovoljavajući kvalitet slike pri minimalnom izlaganju zračenju kako pacijenta tako i profesionalnog osoblja.

Dozimetrijska kontrola se sprovodi radi utvrđivanja nivoa doze koju prima osoblje, pacijent, i kolika je efikasna zaštita od zračenja. Na osnovu dozimetrijskih podataka može se zaključiti da li je negde došlo do kvara na aparatu, da li je profesionalno osoblje koristilo adekvatne mere zaštite i koliku dozu zračenja je primilo profesionalno osoblje. Isto tako na osnovu dozimetrijskih podataka, mogu se ustanoviti nedostaci određenih zaštitnih sredstava od zračenja.

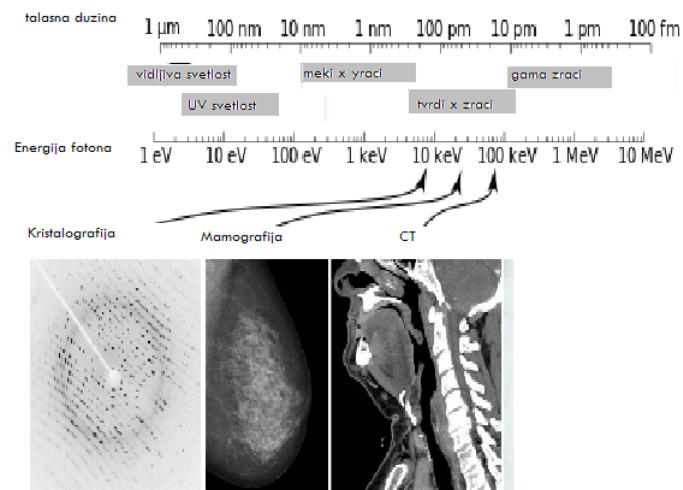
U teorijskom delu ovog rada opisani su osnovni fizički principi koji se koriste u izabranim radiodijagnostičkim i radioterapijskim procedurama. Dat je prikaz dijagnostičkih metoda: fluoroskopije i kompjuterizovane tomografije (CT), kao i prikaz terapijskih metoda: brahiterapije i simulatora za planiranje teleterapije.

U eksperimentalnom delu rada, prikazani su rezultati dozimetrijskih merenja profesionalno izloženih lica u Institutu za Onkologiju u Sremskoj Kamenici na konkretnim primerima radiodijagnostičkih i radioterapijskih metoda. Izbor metoda i tehnika je urađen prema trenutnoj dostupnosti za merenje.

Teorijski deo

1. X zračenje

X zraci predstavljaju elektromagnete talase, talasne dužine od 0.01 do 10 nm. X zraci imaju talasne dužine manje od UV zračenja, i veće od gama zračenja. X zraci se još zovu i rendgenski zraci po fizičaru *Wilhelm Rontgen* koji je otkrio X zračenje. Fotoni X zraka koji imaju energije veće od 5 keV spadaju u „tvrdi“ X zrake, a oni sa manjim energijama spadaju u „meke“ X zrake. Tvrdi X zraci zbog većih energija imaju mogućnost penetracije kroz objekte, što omogućava da se koriste u medicinskoj radiologiji. Zbog njihove male talasne dužine koja je reda veličine atoma, X zraci su korisni u kristalografiji za odeđivanje kristalne strukture [17].



Slika 1. Spektar elektromagnetskog zračenja

1.1. Osobine X zraka

Fotoni X zraka imaju dovoljne energije da ionizuju atome i da raskinu molekularne veze. Dakle to je vrsta jonizujućeg zračenja, i stoga ih čini štetnim za žive ćelije. Veoma visoke doze tokom kratkog vremena ekspozicije mogu dovesti do radijacione bolesti, dok one manje doze mogu povećati rizik za kancer indukovani zračenjem. X zraci, pored medicinskog imidžinga, se koriste i za lečenja tumora, u radioterapijskim procedurama. Penetracija X zraka zavisi od energije spektra X zračenja, što omogućava u medicinskoj dijagnostici podešavanje energije spektra za odabrane dijagnostičke procedure, kako bi dobili zadovoljavajući kvalitet i kontrast slike, bez prekomernog izlaganja pacijenta i profesionalnog osoblja zračenju.

1.2. Generisanje X zraka

X zraci mogu biti generisani pomoću rendgenske cevi. To je vakuumski cev koji koristi visoki napon za ubrzanje termoelektrona emitovanih sa katode. Elektroni se visokim naponom u električnom polju ubrzavaju do velikih brzina, i udaraju o anodu koja proizvodi X zrake. U medicinskim svrham, obično se koristi anoda od volframa, renijuma, i molibdena. Maksimalna energija fotona X zraka ne može biti veća od energije upadnih elektrona, koja je određena naponom cevi.

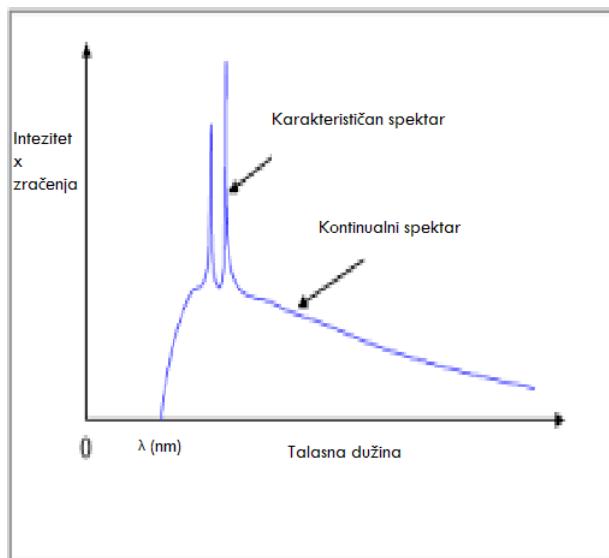
Kada elektroni pogode metu (anodu), dešavaju se dva različita atomska procesa koji generišu X zrake:

1. Emisija karakterističnog X zračenja, se dešava kada elektron ima dovoljno energije da izbaci orbitalni elektron iz atoma, i popunjavanjem praznog mesta u atomskom omotaču elektronom sa druge orbitale, emituje se foton X zraka. Ovaj proces proizvodi emisioni spektar X zračenja sa par odvojenih spektralnih linija karakterističnih frekvencija, čija frekvencija i energija zavisi od materijala mete (anode). Obično se javljaju dve karakteristične linije, kao rezultat prelaza orbitalnih elektrona na K orbitalu, i na L orbitalu. Tako da se i karakteristične linije zovu K linija i L linija. Takođe se javljaju i K_{α} i K_{β} linija, kao rezultat perlaza elektrona sa različitih

orbitala na K orbitalu [5]. Karakteristični spektar je superponiran na kontinualni spektar X zračenja.

- Emisija zakočnog zračenja ili Bremsstrahlung zračenje, stvara kontinualni spektar X zračenja [5]. Kako svaka ubrzana naeklektrisana čestica emituje elektromagnetsko zračenje, tako i elektroni koji se kreću velikim brzinama pri udaru o anodu naglo usporavaju i samim tim emituju elektromagnetsko zračenje, koje ima talasne dužine X zraka. Zato se ovo zračenje i zove zakočno zračenje. Kako svaki elektron različito usporava, odnosno stvaraju se foton različitih energija, zato zakočno zračenje i emituje kontinualan spektar.

Na energijama koje se koriste u medicinskom imidžingu 20-150 keV je uvek prisutan karakterističan spektar koji je superponiran na kontinualni, iz razloga što elektroni imaju dovoljno energije da izbace orbitalni elektron. Prilikom generisanja X zraka, samo 1% elektrona emituje X zrake, dok se ostatak energije troši na zagrevanje anode i rendgenske cevi. Za spektar X zraka koji se koriste u dijagnostici je karakteristična maksimalna vrednost napona primjenjenog na rentgenskoj cevi i obeležava se kao kVp.

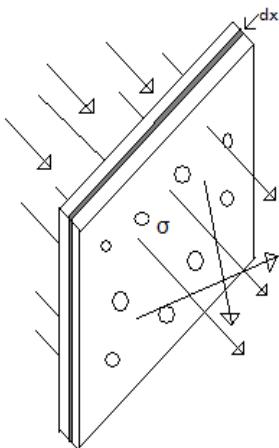


Slika 2. Kontinualni spektar, i superponirani karakteristični spektar X zračenja

2. Interakcija zračenja sa materijom

Osnovni mehanizami putem kojih zračenje interaguje sa materijom, su ionizacija i ekscitacija, dakle interakcije koje se odvijaju u atomskom omotaču. Dejstvo nuklearnih sila, putem kojih bi moglo da dođe do interakcije jezgra i neke čestice zračenja uz razmenu energije, ograničeno je na veoma mali deo prostora [2]. Kratak domet nuklearnih sila svodi ovakve interakcije približno na samo onaj deo prostora koji jezgro fizički zauzima. Pošto su dimenzije atoma 10^4 puta veće od jezgra, tako je i verovatnoća interakcije zračenja sa atomom mnogo veća, nego sa jezgrom. Kako X zraci koji se koriste u dijagnostici imaju talasnu dužinu manju od dimenzija jezgra, ne postoji verovatnoća interakcije X zračenja sa jezgrom, nego se svodi na interakciju sa atomom. Odnosno interakcija X zračenja se svodi na fotoefekat, i Komptonovo rasejanje.

Osnovni mehanizmi interakcije elektromagnetskog zračenja, odnosno rentgenskog zračenja i gama zračenja sa materijom se mogu jedino opisati kvantnom elektrodinamikom, i bitno su složeniji od procesa putem kojih interaguju nanelektrisane čestice [2]. Kao prvo fotoni nemaju nanelektrisanje, tako da ne mogu delovati na elektrone putem električnog polja na većim rastojanjima, kao što je to slučaj sa alfa i beta česticama. Do interakcije fotona i elektrona, dolazi u relativno uskoj oblasti veličine Komptonove talasne dužine koja je za elektrone reda veličine $10^{-12}m$ [2]. Druga osobina fotona u interakciji sa materijom je ta da se uvek kreću brzinom svetlosti, i da ne mogu biti usporeni u interakcijama u kojima učestvuju. Za razliku od nanelektrisanih čestica, fotoni mogu u potpunosti da nestanu ukoliko u interakciji predaju svoju kompletну energiju elektronu. Osim toga mogu elektronu predati samo deo svoje energije, nakon čega se kreću sa umanjenom energijom uz obavezno skretanje sa prvobitnog pravca kretanja. Znači prilikom prolaska fotona kroz neku materiju oni će ili izgubiti kompletну svoju energiju ili će biti skrenuti sa svog prvobitnog pravca. Ako posmatramo uzan snop fotona, odnosno X zračenja, njihov broj će se smanjivati sa porastom debljine materije kroz koju prolaze pošto će ostajati samo oni fotoni koji nisu doživeli nikakvu interakciju. Za početak posmatrajmo najjednostavniji slučaj, kada svi fotoni imaju jednake energije i prolaze kroz tanak sloj nekog materijala debljine dx , kao što je prikazano na slici 3.



Slika 3. Prolazak snopa fotona X zračenja, i njihova interakcija sa materijom

Broj fotona dN koji nestane iz snopa prilikom prolaska kroz materijal direktno je proporcionalan broju upadnih fotona N i broju atoma u jedinici zapremine materijala n . Broj fotona koji nestane iz snopa se može opisati sledećom jednačinom:

$$dN = \sigma \cdot N \cdot n \cdot dx \quad (1)$$

Gde σ predstavlja efikasni presek kao mera verovatnoće da foton bude uklonjen iz snopa. Proizvod efikasnog preseka i broja atoma po jedinici zapremine materijala kroz koga prolazi zračenje se naziva linearni attenuacioni koeficijent i označava se sa μ . Ako jednačinu (1) integralimo dobijamo attenuacioni zakon:

$$N = N_0 e^{-\mu x} \quad (2)$$

Gde je N broj fotona nakon prolaska kroz sloj nekoga materijala debljine x , N_0 početni broj fotona, i μ attenuacioni koeficijent. Dakle broj fotona nekog snopa eksponencijalno opada sa debljinom materijala kroz koji prolazi. Osnovni način putem kojeg foton može biti uklonjen iz snopa je fotoelektrični efekat, Tomsonovo, Rejljevo i Komptonovo rasejanje.

2.1. Fotoefekat

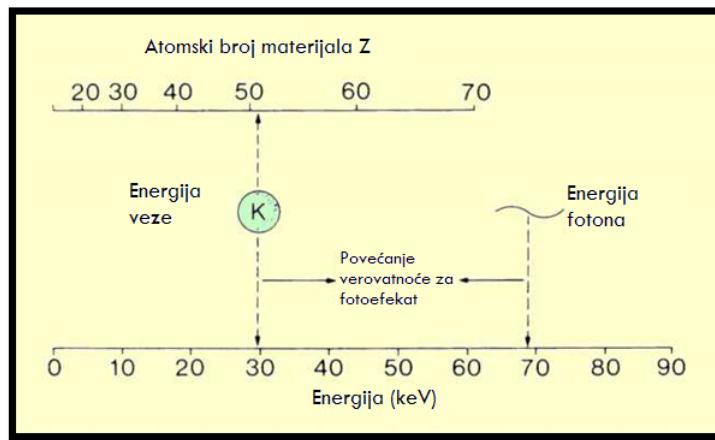
Pri fotoefektu, foton predaje svu svoju energiju elektronu koji se nalazi u jednoj od atomskih ljudski. Elektron izbačen iz atoma ovom energijom, počinje da prolazi kroz okolnu materiju. Elektron naglo gubi svoju energiju i prelazi relativno kratko rastojanje u odnosu na svoj prvobitni položaj. Energija fotona je deponovana u materiji, blizu mesta gde se desila fotoelektrična interakcija. Transfer energije je proces u dva koraka. Prvi korak je fotoelektrična interakcija u kojoj foton predaje energiju elektronu. Drugi korak je deponovanje energije elektrona u okolnoj materiji.

Fotoefekat se obično dešava kod elektrona koji su čvrsto vezani za atom, tj. sa onima koji imaju relativno jaku energiju veze. Najveća šansa da se desi fotoefekat je kada elektron ima energiju veze malo manju, nego što ima foton. Ako je energija veze veća od energije fotona, neće doći do fotoefekta. Energija fotona se deli na dva dela u toku interakcije. Deo energije se troši na energiju veze elektrona kako bi bio uklonjen iz atoma, a ostatak energije se prenosi na elektron, u vidu kinetičke energije i ta energija biva deponovana u okolinoj strukturi. Pošto interakcija stvara slobodno mesto u jednoj od ljudsaka (uglavnom u K ili L ljudsci) elektron će ga popuniti. Pad energije pri popunjavanju upražnjjenog mesta elektronom, često stvara karakteristične fotone X zraka. Energija zračenja zavisi od energije veze elektrona koji su učestvovali u interakciji. Ovakvo zračenje se obično odnosi na fluorescentno (svetleće) zračenje [10]. Fluorescencija je proces u kojem se deo energije fotona koristi za kreiranje sekundarnog fotona, sa manjom energijom. Ovaj proces ponekad pretvara X zrake u vidljivu svetlost. Da li će fluorescentno zračenje biti u vidu X zraka ili u vidu vidljive svetlosti, zavisi od energije veze u apsorbujućem materijalu.

2.1.1. Zavisnost fotoefekta od energije fotona

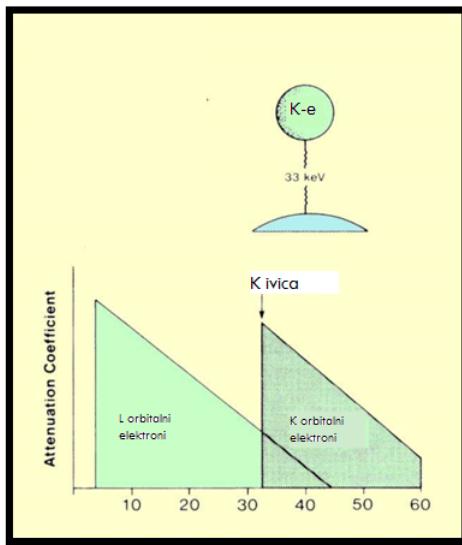
Verovatnoća, kao i vrednosti atenuacionog koeficijenta, za fotoefekat zavise od toga koliko se energije fotona i energije veze elektrona poklapaju, kao sto je prikazano na slici 4. Ovo se može razmatrati sa dve perspektive. U specifičnom materijalu sa stalnom energijom veze, promenom

energije fotona menjaju se i šanse za fotoefekte. Sa druge strane, sa fotonima specifičnih energija, verovatnoća za fotoefekte je pod uticajem atomskog broja materijala, koji menja energiju veze.



Slika 4. Verovatnoća fotoefekta u zavisnosti od energije veze elektrona i energije fotona x zraka [8]

U datom materijalu, verovatnoća za dešavanje fotoefekta zavisi od energije fotona i energije veze elektrona. Slika 5 pokazuje vezu između atenuacionog koeficijenta za jod ($Z=53$) i energiju fotona. Ovaj grafik predstavlja dve karakteristične osobine. Jedna je ta da vrednost koeficijenta ili verovatnoće fotoefekta, brzo opada sa povećanjem energije fotona. Generalno je rečeno da je verovatnoća za fotoefekte inverzno proporcionalna sa energijom fotona na kub ($1/E^3$). Ova uopštена povezanost se može upotrebiti za poređenje atenuacionog koeficijenta za fotoefekat za dve različite energije fotona. Bitna pojedinost je ta da verovatnoća za dešavanje fotoefekta u datom materijalu opada drastično sa porastom energije fotona.



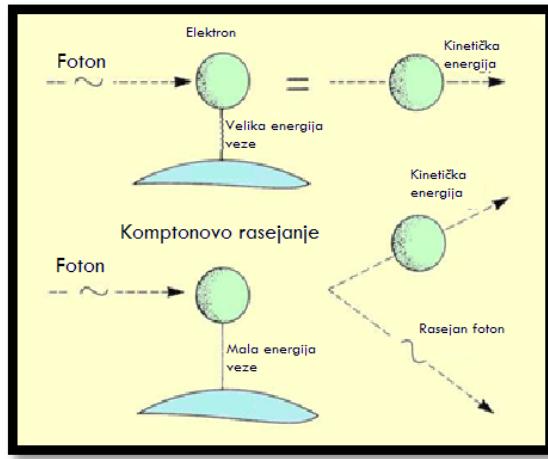
Slika 5. Veza između atenuacionog koeficijenta i energije fotona za fotoefekat [8]

Druga bitna osobina atenuacionog koeficijenta, prikazano na slici 5, je ta da se menja naglo na jednoj određenoj energiji, energiji veze elektrona u ljudsci. Energija veze K-elektrona je 33keV za jod. Ova osobina krive atenuacionog koeficijenta je uopšteno imenovana kao K, L ili M ivica. Razlog takve iznenadne promene je očigledan ako se poziva na to da fotoni moraju imati energije jednakе ili neznatno veće od energija veze elektrona sa kojima interaguju. Kada fotoni sa energijama manjim od 33keV prođu kroz jod, oni interaguju uglavnom sa elektronima L-ljuske [8]. Oni nemaju dovoljnu energiju za izbacivanje elektrona iz K-ljuske, a verovatnoća za interakciju sa M i N ljkuskama je veoma mala zato što je relativno velika razlika između veza elektrona i energije fotona. Međutim, fotoni sa energijama neznatno većim od 33keV mogu takođe da interaguju sa elektronima K-ljuske. Ovo znači da postoji više elektrona u materijalu koji su raspoloživi za interakciju. Ovo prouzrokuje iznenadni porast atenuacionog koeficijenta na energiji K-ljuske. U slučaju joda, atenuacioni koeficijent naglo skače sa vrednosti 5,6 ispod K ivice na vrednost 36, ili povećava se za faktor veći od 6. Slična promena u atenuacionom koeficijentu događa se na energiji veze L-ljuske. Za većinu elemenata, ipak, je ispod 10keV a ne unutar pogodnog dela spektra X zraka. Fotoefekti se najviše događaju kada je energija fotona X zraka neposredno iznad energije veze svih elektrona. Kako je rečeno da bi došlo do fotoefekta, energija X zraka mora biti neznatno veća od energije veze. U dijagnostičkim procedurama za što bolji kvalitet slike i kontrast slike

potrebno je obezbediti fotoefekat. Što znači da se moraju koristiti niske energije X zračenja, a samim tim fotoni niskih energija se apsorbuju u telu pacijenata što povećava dozu koju primi pacijent. Fotoefekat zavisi i od atomskog broja materijala, tako što je direktno proporcionalan Z^5 . Odnosno sa povećanjem atomskog broja povećava se i energija veze elektrona, a samim tim se energija veze približava energiji fotona X zračenja. Dakle na verovatnoću fotoefekta utiče atomski broj materijala i energija fotona. Za dijagnostičke procedure gde nam je potreban visok kontrast potrebno je obezbediti niske energije X zračenja, i upotrebiti neka kontrastna sredstva koja imaju visok atomske broj, odnosno veće energije veze elektrona.

2.2. Komptonov efekat

Komptonov efekat je takva interakcija, u kojoj se apsorbuje deo energije fotona, i nastavlja da se kreće sa smanjenom energijom. Foton se rasejava i menja smer kretanja, kao što je i prikazano na slici 6. Ovaj tip interakcije se naziva rasejanje, zato što menja svoj smer kretanja. Nekada se foton rasejava ili se „odbija“ od atom. Ovo je značajno, jer u nekim situacijama materijal koji se zrači primarnim X zracima, može da postane izvor sekundarnih X zraka. Najvažniji objekat koji proizvodi rasejane fotone X zraka je telo pacijenta. Deo tela pacijenta koji se zrači X zračenjem postaje pravi izvor rasejanog zračenje. Ovo ima dve nepoželjne posledice. Rasejano zračenje koje nastavlja da se kreće napred može da dođe do receptora i da smanji kvalitet slike (kontrast) i zračenje može da dođe do osoblja koje je prisutno u blizini i da ih ozrači.



Slika 6. Komptonovo rasejanje [8]

Komptonske interakcije mogu se dogoditi na veoma slabo vezanim elektronima. Svi elektroni u materijalu malog atomskog broja kao i većina elektrona u materijalima sa visokim atomskim brojem su u ovoj kategoriji. Karakteristika materijala koja utiče na verovatnoću Komptonskih interakcija je broj raspoloživih elektrona. Svi materijali, sa izuzetkom vodonika, imaju aproksimativno isti broj elektrona po gramu materijala. Pošto je koncentracija elektrona u dатој zapremini proporcionalna gustini materijala, verovatnoća za Komptonove interakcije je proporcionalna gustini. Dakle verovatnoća za Komptonove interakcije je proporcionalna samo sa fizičkom gustinom, a ne sa atomskim brojem, kao u slučaju fotoelektrične interakcije. Veliki izuzetak je u materijalima sa značajnom koncentracijom vodonika, u ovim materijalima sa više elektrona po gramu verovatnoća Komptonskih interakcija je povećana. Šanse za Komptonske interakcije slabo se smanjuju sa energijom fotona, promena nije tako brza kao za fotoelektrične interakcije, koje su inverzno povezane sa trećim stepenom energije fotona.

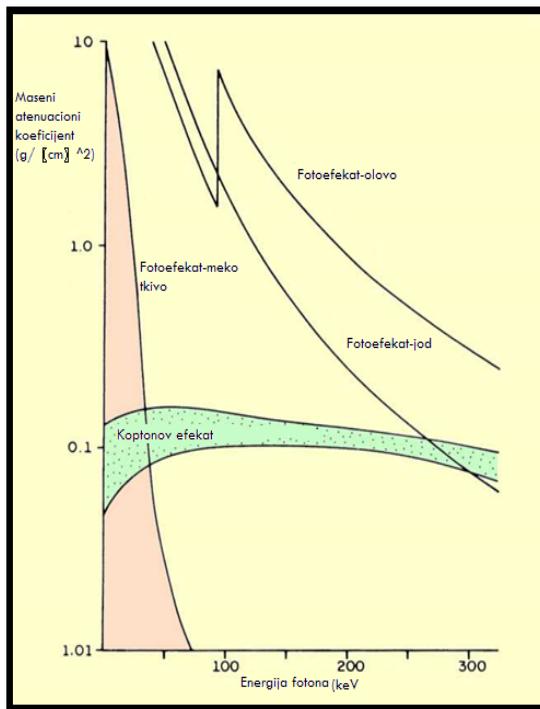
2.2.1. Elastično rasejanje

Postoje dve vrste interakcija koje proizvode rasejano zračenje. Jedna vrsta koja ima puno imena (koherentno, Tomsonovo, Rejljevo, klasično i elastično) se odnosi na rasejanje u kojem foton X zračenja ne deponuje energiju u materijalu, nego se elastično rasejava. Ovo rasejanje uglavnom nije značajno za većinu dijagnostičkih procedura, iako je moguće da dođe do takvog rasejanja na niskim energijama fotona.

2.3. Poređenje interakcija

Kako fotoni prolaze kroz materiju, oni mogu da indukuju ili fotoelektričnu interakciju ili Komptonovu interakciju sa elektronima materijala. Fotoelektrične interakcije apsorbuju svu energiju fotona i deponuju unutar materijala, budući da Komptonska interakcija uklanja samo deo energije, dok se ostatak nastavlja kao rasejana radijacija. Kombinacija dva tipa interakcija proizvodi ukupnu atenuaciju snopa X zraka. Energija na kojoj se interakcije smenjuju iz dominantne fotoelektrične u Komptonsku je funkcija atomskog broja materijala. Slika 7. pokazuje ovu prelaznu energiju za nekoliko različitih materijala. Na nižim energijama fotona, fotoelektrične interakcije su mnogo više dominantne od Komptonskih. Kroz veći deo energetske oblasti, verovatnoća za oba slučaja se smanjuje sa porastom energije. Međutim, opadanje kod fotoelektričnih interakcija je mnogo veće. To je zato što se vrednost fotoefekta menja u proporciji $1/E^3$, dok Komptonske interakcije mnogo manje zavise od energije. U mekom tkivu, prolaze dve linije sa energijom od 30 keV. Na ovoj energiji, se i fotoelektrične i Komptonske interakcije jednakost zastupljene. Ispod ove energije su fotoelektrične interakcije predominantne. Iznad 30 keV Komptonske interakcije postaju karakterističan proces za atenuaciju X zraka. Kako se energija fotona povećava, događaju se dve promene: verovatnoća oba tipa interakcija se smanjuje, ali je smanjenje za Komptonski efekat manje, i postaje dominantan tip interakcije. U materijalima sa visokim atomskim brojem, fotoelektrične interakcije su više moguće, uopšteno, i dominantne su do viših energetskih nivoa fotona. Uslovi koji uzrokuju da fotoelektrične interakcije budu dominantne

nad Komptonskim su isti uslovi koji povećavaju fotoelektrične interakcije, a to su, niske energije fotona i materijali sa visokim atomskim brojevima. Iz tih razloga se u dijagnostičkim procedurama gde nam je potreban visok kontrast, koriste kontrastna sredstva, odnosno materijali sa visokim atomskim brojem i niske energije X zračenja, kako bi se obezbedio fotoefekat.



Slika 7. Maseni atenuacioni koeficijent u zavisnosti od energije. Dominiranje interakcija na određenim energijama [8]

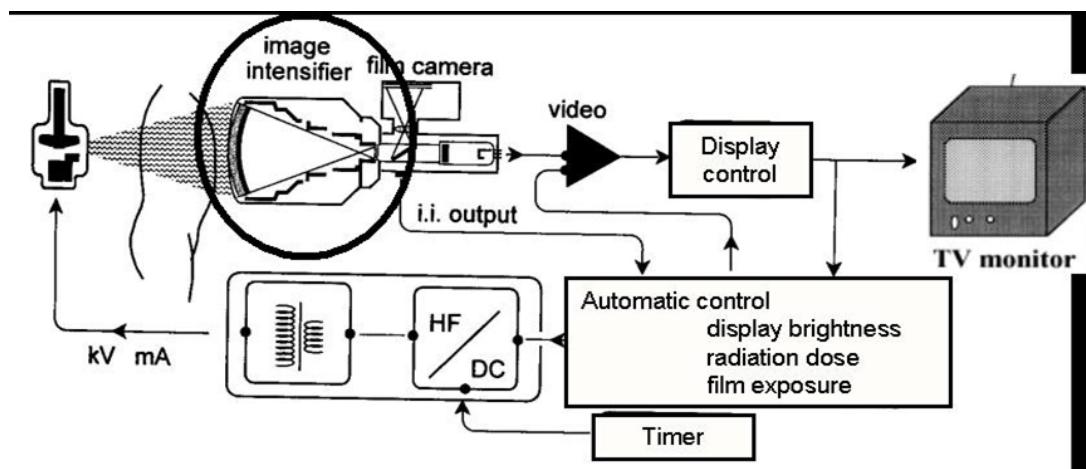
3. Fluoroskopija

Fluoroskopija je metod koji omogućava da dobijemo sliku u realnom vremenu pomoću X zraka. Ona ima veliku primenu u interventnoj radiologiji, kod planiranja brahiterapije, u angiografiji, u kardilogiji, u gastrointestinalnoj radiologiji, u ortopediji, vaskularnoj hirurgiji. Mogućnost da fluoroskopija prikaže sliku u realnom vremenu, se realizuje proizvodnjom više slika u sekundi, od 25 do 30 slika. Ovo je veoma slično konvencionalnoj televiziji. Dok je doza za proizvodnju jedne slike mala, pacijent primi relativno veliku dozu zbog trajanja same procedure i proizvodnje više

slika koje su potrebne za prikaz u fluoroskopiji. Zbog toga se pridaje veliki značaj zaštiti od zračenja kako pacijenata tako i profesionalnog osoblja.

3.1. Delovi fluoroskopskog sistema i akvizicija slike

Fluoroskopski sistem se sastoji od, generatora visokog napona, rendgenske cevi koja proizvodi X zrake, pojačavačkog ekrana, film kamere, prijemnika slike koji može biti u vidu "flat panel" detektora ili monitora koji će nam dati prikaz u realnom vremenu [3].



Slika 8. Šematski dijagram fluoroskopskog sistema [3]

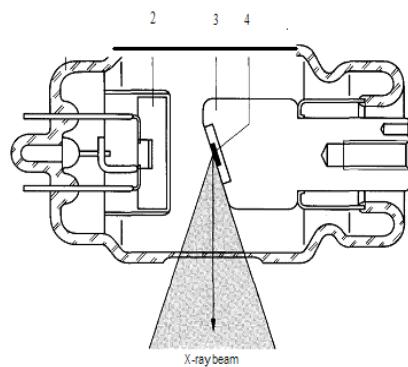
3.1.1. Rentgenska cev

Kao izvor zračenja u fluoroskopiji, koristi se rentgenske cevi. Karakteristike rentgenske cevi imaju veliki uticaj na kvalitet slike sistema. Sledеće osobine su od ključnog značaja:

1. Energija zračenja, odnosno njegova penetracija, može varirati u širokom opsegu, pomoću jačine napona primjenjenog na cevi čime se prosvetljavanje može optimalno prilagoditi objektu koji se ispituje i metodu koji se koristi.
2. Intenzitet zračenja (dozna stopa) može se takođe kontrolisati u širokom opsegu, preko jačine struje cevi.

3. Konačno, veličina fokalne tačke i distribucija energije fokalne tačke su odlučujući faktori za prenos modulacijone funkcije (MTF) izvora zračenja i na taj način utiču na kontrast i rezoluciju, odnosno na kvalitet slike.

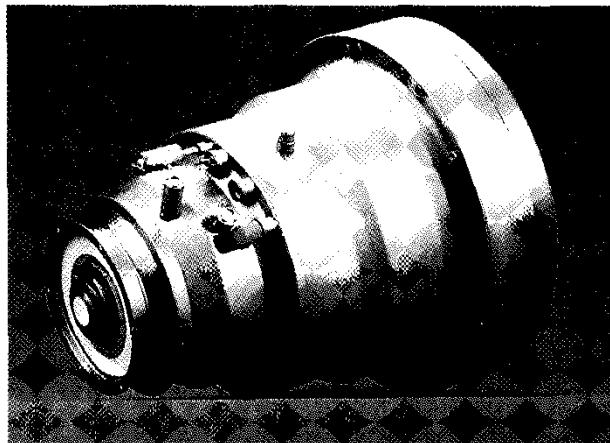
Elektroni koji se oslobođaju sa katode i fokusiraju na anodu su ubrzan primenom visokog napona od 30 do 65% brzine svetlosti, i naglo usporavaju pri udaru o anodu. U ovom procesu, manje od 1% od energije elektrona se pretvara u X zračenje, a najveći deo te energije se konvertuje u toplotu. Tako da je princip rada rentgenske cevi u fluoroskopiji isti kao i u konvencionalnoj radiologiji.



Slika 9. Dizajn rendgenske cevi. Zaštitni omotač (1) , koji ovde istovremeno obavlja zadatak izolacije visokog napona , katodni sklop (2), anoda (3) koja se nalazi naspram katode, i fokalna tačka (4) [3]

3.1.2. Pojačavači

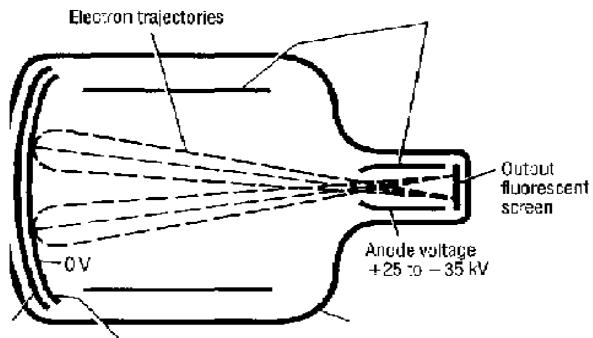
U prošlosti se koristio ZnS (cink-sulfid) kao prijemnik, na kome su se posmatrale sitne svetlosne scintilacije kao rezultat interakcije X zračenja sa ZnS. Zatim, šezdesetih godina, pojačavačke televizijske komponente su postale osnova koja je donela dalje značajne prednosti. Danas skoro svaki fluoroskopski sistem koristi pojačavačke cevi. Moderni pojačavači rendgenskih slika se proizvode sa ulaznim prečnikom između 15 i 57cm.



Slika 10. Pojačivačka cev rendgenske slike

3.1.2.1. Princip rada pojačavača rendgenske slike

Pojačavač slike je vakuum cev u kojoj se slika transformiše u vidljivu sliku visoke osvetljenosti. Slika 11. prikazuje poprečno-longitudinalni presek kroz vakuum cev u kojoj su prikazane samo bitne komponente. X zračenje koje je prostorno modulirano objektom prodire kroz radioluminiscentni ulazni prozor cevi i udara sa X zracima o fluorescentni ekran. Ovde se pretvara rendgenska slika u optičku sliku. Veoma tanak fotosenzitivni sloj, fotokatode, je u optičkom kontaktu sa fluoroscentnim ekranom. Ove fotokatode transformišu distribuciju osvetljenosti optičke slike na ekranu u distribuciji gustine fluksa elektrona. U delu prostora ispred fotokatode se fotoelektroni emituje u svim pravcima. Ekran pojačavača i fotokatode se nalaze na zakrivljenoj bazi koja zbog elektro-optičkih razloga ima približno sveran oblik [1].



Slika 11. Poprečno-longitudinalni presek pojačavača rendgenske slike [3]

Kao što je prikazano na slici 11 elektroni se emituju u različitim pravcima, od jedne tačke ka fotokatodi su skrenuti električnim poljem u unutrašnjost pojačavača slike na takav način da zajedno formiraju trajektorije koje dostižu svoju najveću debljinu u blizini fotokatode i postaje progresivno uži prema anodi. Tokom njihovog kretanja u primjenjenom spoljašnjem električnom polju, elektroni dobijaju kinetičku energiju. Potencijalna razlika od oko 25 do 35 kV, povećava energiju elektrona koja je dovoljna da generiše otprilike hiljadu svetlostnih kvanata na izlaznom ekranu. Visoko osvetljenje na izlazu fluorescentnog ekrana se postiže, sa jedne strane, ubrzanjem fotoelektrona, i sa druge strane koncentracijom elektronskog fluksa sa velike fotokatodne površine na područje izlaznog ekrana koje je mnogo manje. Ukupan svetlosni fluks nije povećan zbog ovog drugog efekta, ali osvetljenje jeste. Mali, svetao izlaz je veoma pogodan za prenos slike na povezanim sistemima (televizijska kamera, jednog kadra ili mala kamera), jer se dodatno snimanje sada može odvijati kroz sočiva sa kratkom fokalnom dužinom i širim otvorom [1].

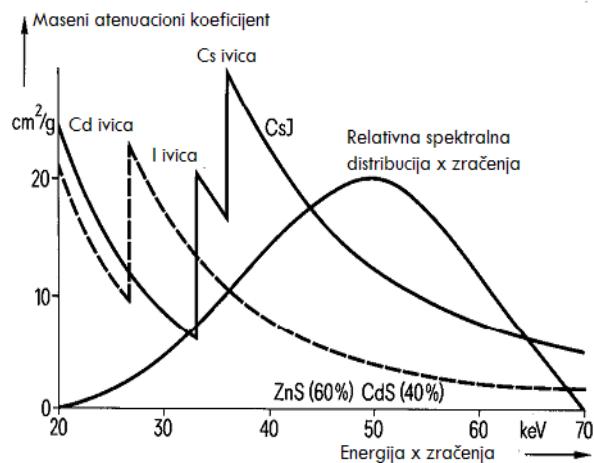
3.1.2.2. Fluoroscentni ekran (ulazni ekran)

Osobine fosfora na ulaznom ekranu imaju presudan uticaj na kvalitet prenosa slike pojačavača u celini. Fosfor na ulaznom ekranu određuje u kojoj meri će biti potrebna količina fotona X zračenja. Kako zbog zaštite od zračenja tako često i zbog tehničkih razloga, upotrebljava se mala količina koja se može iskoristiti za stvaranje slike. Kompromis se mora naći između konfliktnih zahteva za većom apsorpcijom kvanata (velike debljine fluorescentnog sloja) i visoke rezolucije ili uopštenije: visoke MTF vrednosti - (tanak fluorescentni sloj).

Fluorescentni materijal cink sulfid se koristio za ekrane do početka sedamdesetih godina, dobijene osobine slike su bile nezadovoljavajuće. Tako je bilo sve do uvođenja novog fluorescentnog materijala cezijum jodida (CsI:Na) koji je napravljen za visok kvalitet slike koji je obično standardan danas [3].

Fluorescentni materijal CsI:Na kombinuje nekoliko poželjnih karakteristika u gotovo idealan skup:

1. Povoljne apsorpcione vrednosti za fotone X zračenja iznad K apsorpcionih ivica za Cs (33 keV) i I (36 keV). Na slici 12. su prikazani maseni atenuacioni koeficijenti u zavisnosti od energije za navedene materijale [3].



Slika 12. Zavisnost masenog atenuacionog koeficijenta od energije zračenja za jod i cezijum [3]

-
2. Dobro spektralno uklapanje sa fotokatodama, hemijske kompatibilnosti sa fotokatodama [3].
 3. Dobra athezija pare na ekranu deponovana od strane aluminijumskog lima, jednostavna proizvodnja bilo kog oblika ekrana [3].

3.1.2.3. Fotokatoda

Fotokatode u pojačavačima su transparentne katode. Kada na njih padnu svetlosni kvanti koji su proizvedeni od strane fluoroscentnog ekrana, sa fotokatode se emituju fotoelektroni. Ona je napravljena od antimona i jednog ili više alkalnih metala, poželjno cezijuma, koji su istovremeno ili uzastopno deponovani isparavanjem u tankom sloju (oko 10 do 30 nm) [1].

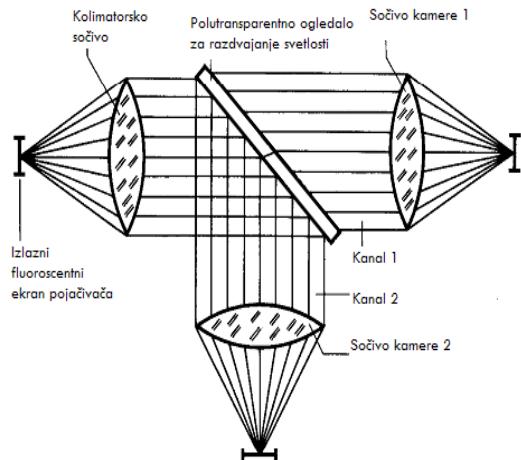
3.1.2.4. Izlazni ekran

Izlazni ekran pojačavača slike se sastoji od fluoroscentnog sloja (generalno ZnCdS : Ag) debljine samo nekoliko mikrometara koji je uniformno raspoređen koliko je to moguće. Povratna svetlost na fotokatodu je sprečena time što je površina fluoroscentnog sloja prekrivena aluminijumskom košuljicom koja je neprozirna za svetlost, ali omogućava prolazak visoko energetskih elektrona kroz nju. Ona takođe služi za izjednačavanje površine i kao električna veza sa anodom.

3.1.2.5. Dalja obrada slike sa izlaznog ekrana pojačavača slike

Slika sa izlaznog ekrana pojačavača slike se dalje prenosi sa posebnim sistemom blendi u tandemu sa optičkim aranžmanom. Pod ovim se podrazumeva aranžman koji se sastoji od dva sočiva, pri čemu objekat leži u ravni fokusa prvog (tzv. kolimator) objektiva, dok slika (na filmu ili u televizijskoj kameri) je stvorena u žižnoj ravni drugog (kamera) objektiva. Između dva sočiva u tandem aranžmanu, svetlosni zraci se kreću paralelno. Sočiva se zbog toga mogu rastaviti tako da

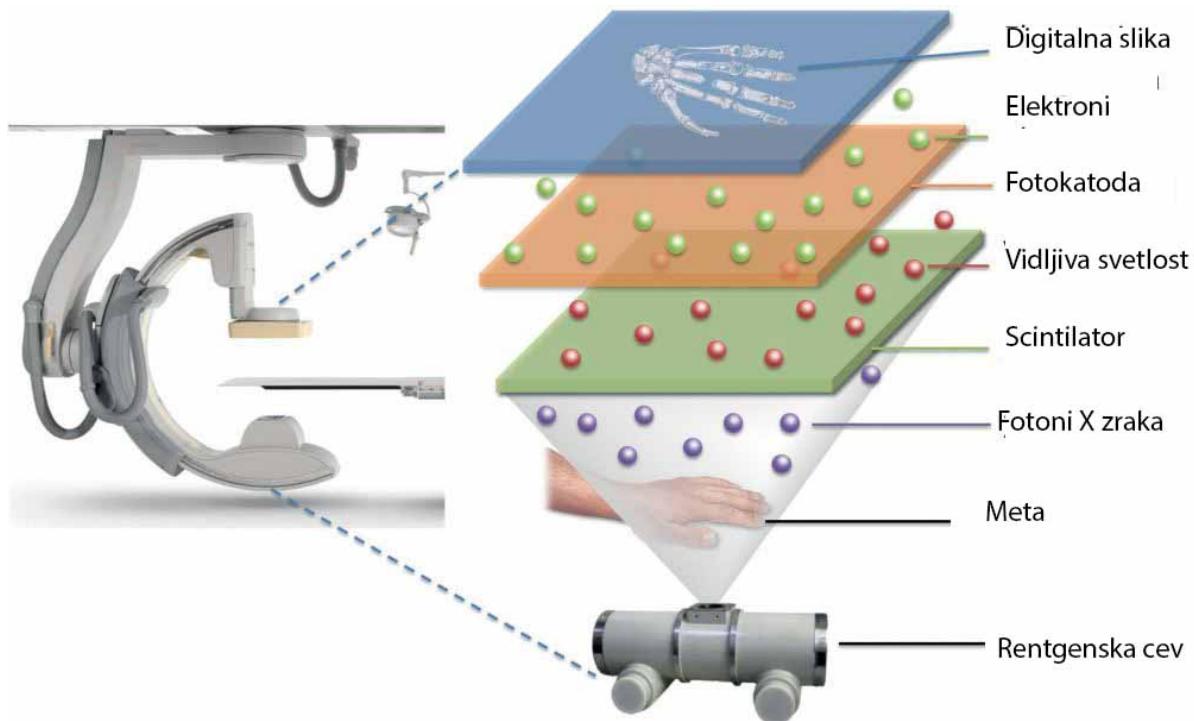
svako bude fokusirano pojedinačno. Lateralno uvećanje je jednako odnosu fokalnih dužina dva sočiva. Relativno uzak spektar emisije fosfora sa izlaznog ekrana (npr. emisija maksimalno od 535 nm, širine oko 100 nm) dozvoljava blendi koeficijente do 0,75 za žižnu daljinu od 50mm.



Slika 13. Optički aranžman od dva sočiva, i razdvajanje svetlosnih zraka [3]

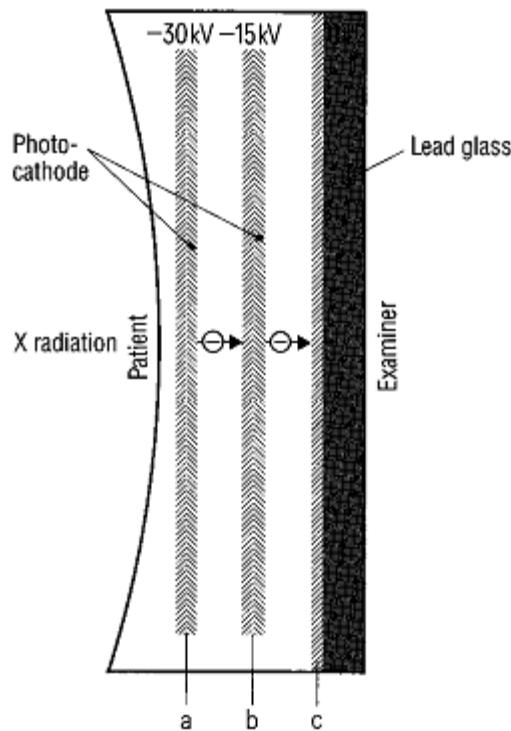
3.1.2.6. Pojačavači slike “Panel” tipa

Za razliku od pojačavača slika opisanih do sada, pojačavači panel tipa proizvode ne izvrnutu sliku prave veličine. “*Flat panel*“ detektori rade na principu direktnе konverzije X zračenja u svetlost, koja izbija sa fotokatode elektrone, koji se prevode u digitalan signal bez korišćenja pojačavača slike.



Slika 14. Pojačavač slike “flat panel“ tipa, i konverzija fotona X zračenja u digitalni signal

Ovde su fotokatoda i fluorescentni ekran postavljeni suprotno jedno drugom, u paralelnim ravnima sa razlikom napona između fotokatoda od oko 15 keV, sa rezultatom da je električno polje homogeno u prostoru između njih. U ovom prostoru su putanje fotoelektrona parabole. Zbog malog rastojanja između ploča i odgovarajuće jačine jakog polja, "otvaranje" paraboličnih putanja i dalje ostaje tako malo, da je snop elektrona koji izlazi iz tačke sa fotokatode toliko uzak, da dobijamo 1:1 snimanje koje je još uvek dovoljno oštro [3].



Slika 15. Paralelno postavljene fotokatode naspram fluoroscentnog ekrana [3]

3.1.2.7. Pojačavači slike CCD tipa

Pojačavači slike CCD tipa, je CCD uređaj koji je optički povezan sa pojačavačem slike koji je montiran ispred CCD. Pojačavač slike obuhvata tri funkcionalna elementa: fotokatodu, mikrokanalnu ploču (MCP) i fosforni ekran. Ova tri elementa su montirani jedan iza drugog u pomenutoj sekvenci. Fotoni koji dolaze iz izvora svetlosti padaju na fotokatodu, čime se stvaraju fotoelektroni. Fotoelektroni su ubrzani prema MCP sa električnim naponom. Elektroni se množe unutar MCP i nakon toga se ubrzavaju prema fosfornom ekranu. Fosforni ekran konačno pretvara umnožene elektrone u fotone koji su vođeni na CCD. Pojačavač slike u sebi sadrži funkcionalnost za snimanje: ako je kontrola napona između fotokatode i MCP obrnuta, emitovanje fotoelektrona se ne ubrzava prema MCP, ali se vraćaju na fotokatodu. Tako, bez elektrona se ne množe emitovati svetlost sa pojačavača. U ovom slučaju nema svetla koje pada na CCD, što znači da je zatvarač zatvoren. Ovaj proces se zove GATING i stoga CCD se takođe zove gateable CCD kamere [13].

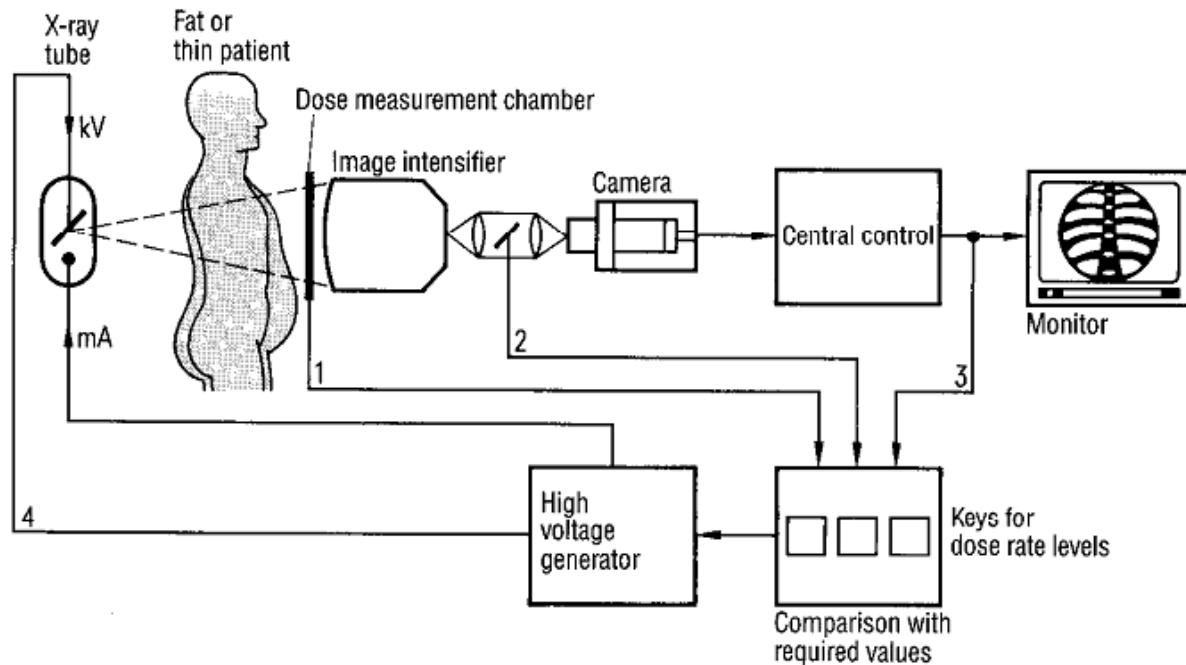
3.1.2.8. Kontrola video signala

Apsorpcija X zračenja zavisi od transparentnosti objekta i stoga podleže velikim varijacijama. Za rutinske preglede je stoga neophodno da za lekara prosečna osvetljenost fluoroskopske slike na monitoru ostaje nepromenjena.

Regulacija se može realizovati pomoću dva različita dizajna:

1. automatska kontrola dozne stope kroz promene intenziteta X zračenja (ADC)
2. automatska kontrola osvetljenosti televizijskog prenosa (AGC), (ABC)

Za optimalno prilagođavanje transparentnosti objekta, kombinacija ove dve vrste regulacija je preporučljiva.



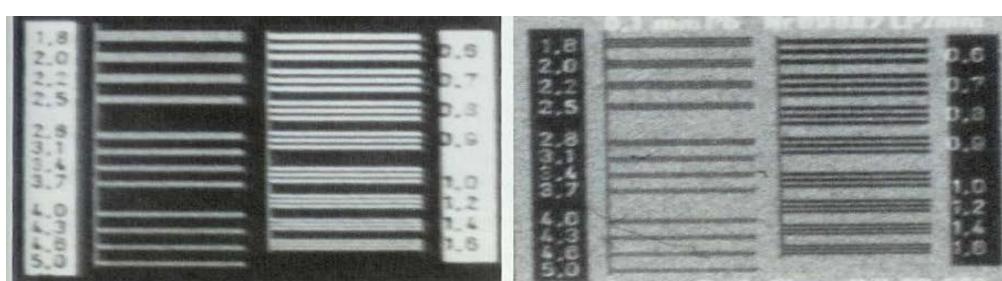
Slika 16. Različite mogućnosti registrovanja video signala

3.2. Kvalitet slike

Kvalitet slike je veoma važan u radiologiji. Da bi mogli sa tačnošću da utvrdimo neke male anomalije, promene kod pacijenta, važan je kvalitet slike. Ako je kvalitet loš, možemo pogrešno zaključiti i doneti pogrešnu dijagnozu. Kvalitet slike zavisi prvenstveno od nekoliko fizičkih parametara, a to su: rezolucija, kontrast, šum, i magnifikacija slike. Naravno kvalitet slike zavisi i od stručnosti radiologa koji gleda snimak, od uslova u prostoriji, misli se na osvetljenost, i niza drugih faktora. Povećanje kvaliteta slike, odnosno poboljšanje gore navedenih parametara, dovodi do povećanja doze zračenja za pacijenta.

3.2.1. Rezolucija

Rezolucija predstavlja mogućnost razlikovanja dva predmeta na maloj udaljenosti jednog od drugog. Ako ta dva predmeta vidimo kao jedan, znači da je rezolucija loša, i ne može da prikaže predmete koji su na manjem rastojanju od rezolucije. Ona se računa tako što posmatramo fantome sa određenim brojem linija po jednom milimetru. Dokle god se linije vide razdvojeno, aparat ima rezoluciju jednaku ili veću od tog broja linija po milimetru. Na slici 17 je prikazana izmerena rezolucija digitalnog aparata i aparata sa filmom.

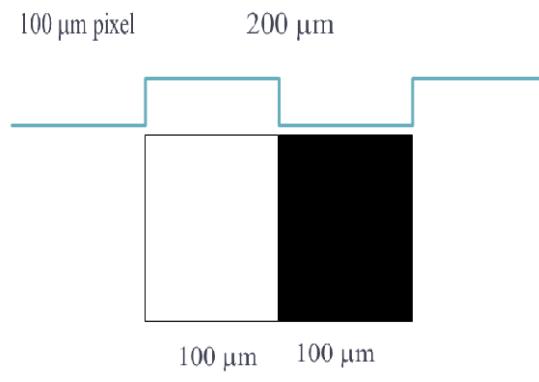


1 Megapixel Digital

Cine film

Slika 17. Merenje rezolucije digitalnog aparata i aparata sa filmom

Digitalne slike imaju lošiju rezoluciju od analognih, zato što su one ograničene veličinom pixela, i rezolucija ne može biti veća od dvostrukе vrednosti veličine pixela.

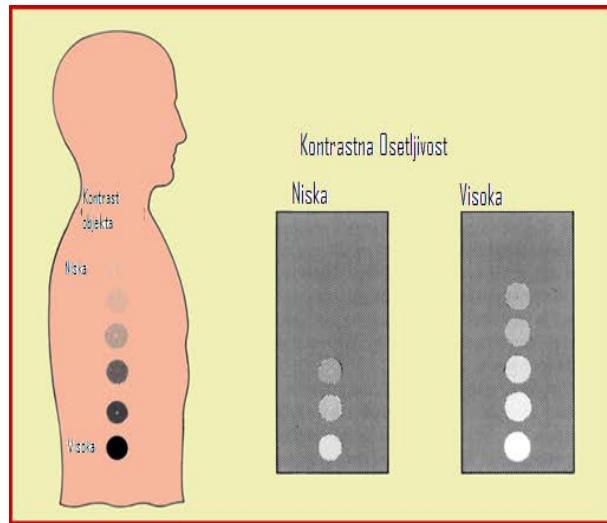


$$1 \text{ lp} / 200 \mu\text{m} = 1 \text{ lp} / 0.2 \text{ mm} = 5 \text{ lp} / \text{mm}$$

Slika 18. Veličina pixela kod digitalne radiografije i njegova rezolucija

3.2.2. Kontrast slike

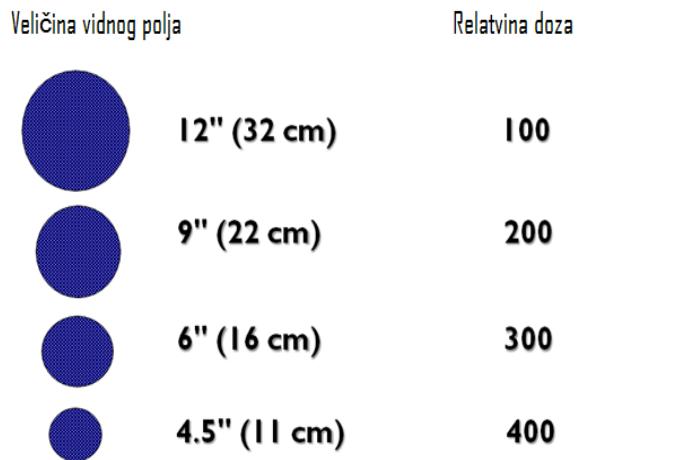
Kontrast slike predstavlja razlikovanje dva objekta različitih fizičkih gustina. Kontrast je veoma bitan u radiologiji jer ako nije adekvatan neće moći da se vidi neka promena koja se snima, malo će se razlikovati od okoline. Dobar kontrast se postiže manjim vrednostima energije X snopa zračenja, jer se tada veći deo zračenja apsorbuje i mogu se bolje odraziti fizičke karakteristike pojedinih objekata u odnosu na kontrast. Zato što zavisi od energije X zračenja, za kontrast je jako bitna filtracija snopa, a i rasejano zračenje. Povećanjem kontrasta se povećava i šum slike. U fluoroskopiji se koriste kontrastna sredstva barijum ili jod koji imaju snažnu apsorbciju K ivice na oko 30-ak keV. Znači da se radi na niskim energijama, gde je apsorbovana doza velika, pa je zato važna kontrola zračenja pri fluoroskopskim procedurama.



Slika 19. Kontrast objekta, i kontrastna osetljivost sistema [8]

3.2.3. Uvećanje slike

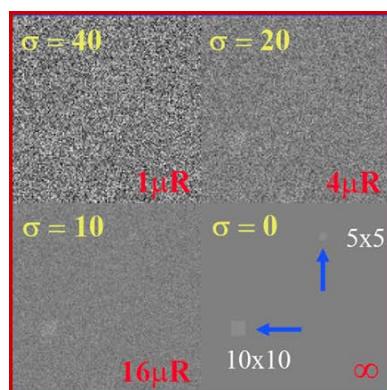
Uvećanje u fluoroskopiji utiče veoma na dozu za pacijenta. Na malim vidnim poljima, gde je magnifikacija mala, bolji je kvalitet slike pošto ista količina zračenja pada na manju površinu, i samim tim je veći i broj fotona X zračenja, ali i apsorbovana doza za pacijenta se povećava. Ukupna predata energija pacijentu pri velikom i malom polju je ista, ali je lokalno različita, pošto pri manjim poljima, pojedini organ primi veliku dozu, koja se upotrebotom vecih polja rasporedi na veću površinu.



Slika 20. Povećanje relativne doze zračenja u zavisnosti od veličine vidnog polja

3.2.4. Šum slike

Šum slike predstavlja fluktuaciju u električnom signalu ako se misli na električni šum, ili fluktuaciju broja fotona koji pada na metu ako se misli na kvantni šum. Šum daje zrnastu strukturu slici, i statističke je prirode. On predstavlja ne željenu pojavu na radiološkim slikama, ali je neizbežan.

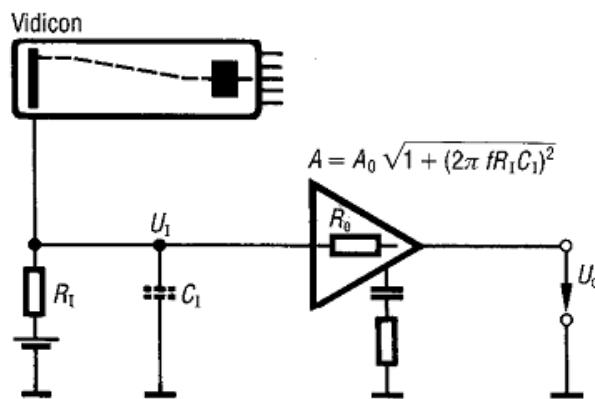


Slika 21. Šum slike u zavisnosti od doze zračenja

Sa većim brojem fotona, standardna greska je manja, odnosno odstupanje je manje, i šum jemanji, naravno to dovodi do povećanja doze zračenja za pacijenta. Na digitalnim slikama šum je jako mali, zbog mogućnosti *"postprocessinga"* na digitalnim uređajima, i zbog same konstrukcije digitalnih detektorova kojima treba uvek ista doza zračenja za formiranje slike.

3.2.5. Električni šum

Komponente električnog šuma na izlazu iz video pojačala se sastoje od dela koji dolazi iz ulaznog otpora R_1 i dela koji je determinisan video pojačalom. Drugi šum koji dolazi od otpora je označen na slici 22. kao ekvivalentni otpor R_e [1].



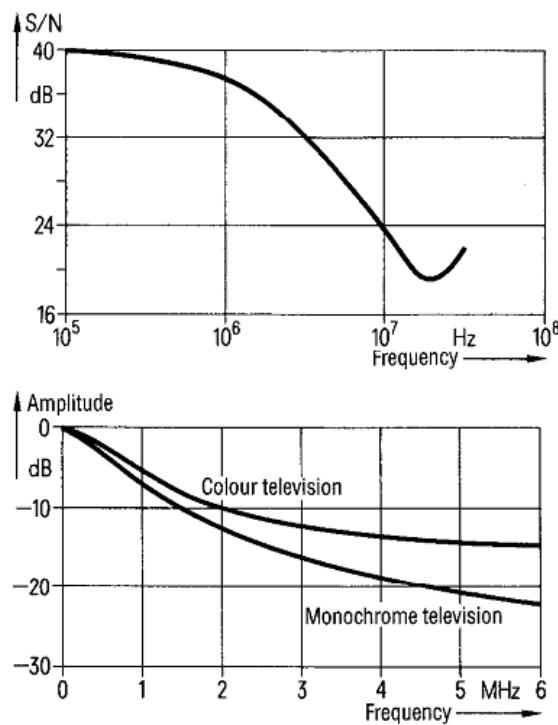
Slika 22. Šematski prikaz komponenti video pojačala koje dovode do nastajanja električnog šuma [1]

Doprinos šumu ulaznog otpora R_1 je frekventno nezavisan na izlazu pojačala. Šum video pojačala, odnosno šum koji potiče od ekvivalentne otpornosti R_e , ne zavisi od ulazne kapacitivnosti C_1 tako da je frekvencija pojačala potpuno aktivna. Stoga se šum pojačavača povećava snažno sa frekvencijom. Kod kamere video pojačavača važno je imati najmanju moguću kapacitivnost spoja (C_1) i da se koriste pojačala sa ulaznim tranzistorima sa niskim nivoom šuma i visokim *"gain-om"*. Rezultat visokog *"gain-a"* je da naredne faze amplifikacije više nemaju nikakav uticaj na šum.

Odnos signal-šum (S/N) kamere video pojačala, koji je definisan kao odnos maksimalnog korisnog video signala na efektivnu vrednost šuma, smanjuje se snažno sa frekvencijom zbog frekvencijske zavisnosti šuma pojačala.

3.2.6. Metode merenja odnosa Signal-Šum (S/N)

Postoje dve metode merenja odnosa signal-šum (S/N), jedna je integralna, koja karakteriše vrednosti S/N u frekfencijskom opsegu do 5 MHz [3]. Drugi je selektivni metod merenja koji opisuje varijacije S/N u punom frekventnom opsegu. Rezultat selektivnog metoda merenja može biti preveden na rezultat metoda integralnog merenja uz pomoć formule konverzije, ali ne i obrnuto. U postupku selektivnog merenja, efektivna vrednost napona šuma se meri na različitim frekvencijama sa selektivnim mikrovoltmetrom (opseg 5 kHz) u odnosu na signal što je nametnuto. Rezultat je S/N kriva kao funkciji frekvencije. U integralnom metodu merenja, s druge strane, ukupni efektivni napon šuma se meri u frekventnom opsegu od 0 do 5 MHz i formira maksimalno mogući izlazni napon.



Slika 23. S/N kriva kao rezultat selektivnog merenja [3]

3.2.7. Modulaciona funkcija prostornog prenosa (MTF)

Funkcija prenosa modulacije (MTF) je grafički opis zamagljenosti ili karakteristika rezolucije imidžing sistema ili njegovih pojedinačnih komponenti (slika 28). Funkcija transfera kontrasta (CTF) opisuje sposobnost sistema da prikaže parove linija, a funkcija prenosa modulacije (MTF) opisuje sposobnost sistema da prikaže sinusno-talasni oblik ili prostorne frekvencije. Umesto linija i razmaka, kao što je kod CTF, kod MTF se javljaju pikovi i doline.

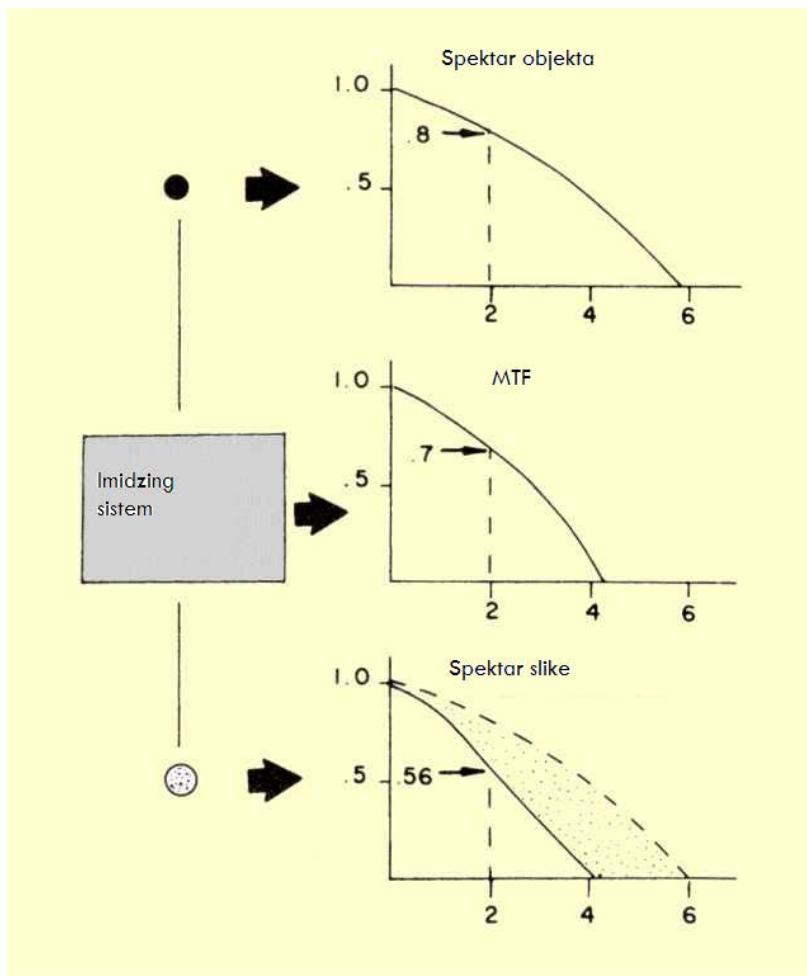
Zapravo, MTF se retko određuje korišćenjem takvih testova, ali je ideja korisna u razumevanju kocepta MTF. Jedan pik i dolina čine jedan ciklus objekta. Odlikuje se i prostorna frekvencija, koja je definisana brojem ciklusa po milimetru dužine. Znači, MTF test objekta ima određen broj pikova i dolina po milimetru, a kod CTF testa objekta postoji određen broj linija i razmaka (par linija) po milimetru. Sposobnost sistema da prikaže različite prostorne frekvencije se odnosi na količinu prisutne zamućenosti.

Veliki objekat relativno jednake debljine sadrži komponente niske frekvencije. Na ivici tog objekta se stvaraju komponente visoke frekvencije zbog nagle promene debljine. Mali objekti, generalno, imaju veću frekvenciju komponenti od većih objekata. U domenu prostorne frekvencije anatomske strukture ljudskog tela i znakovi oboljenja i povreda su predstavljeni kao širok spektar frekvencija.

Veliki objekti su niskofrekventni objekti, a mali objekti sadrže visoke frekvencije.

U cilju formiranja slike objekta bez zamućenja, sistem za snimanje X zračenja mora biti u stanju da proizvede dovoljan kontrast za sve prostorne frekvencije sadržane u objektu. Ako se neke frekventne komponente izgube u imidžing procesu, slika neće biti tačna reprezentacija objekta. Ako komponente visokih frekvencija nisu prisutne u slici, slika će biti zamagljena. Sadržaj prostorne frekvencije slike koji je prikazan zavisi od sadržaja frekvencije objekta koji je prikazan i MTF imidžing sistema. Sadržaj slike specifične frekvencije se pronađe množenjem sadržaja MTF. Na primer, na slici 28. predmet sadrži 80% na frekvenciji od 2 ciklusa po milimetru. MTF na ovoj frekvenciji je 70%. Množenjem ove dve količine se pokazuje da će slika sadržati samo 56% te frekvencije. Osenčeno područje je deo prostorne frekvencije objekta spektra koji je izgubljen zbog MTF imidžing sistema. Bilo koji delovi frekvencije objekta koji su iznad praga rezolucije su

potpuno izgubljeni. U stvari, MTF imidžing sistema može izdvojiti komponente veće frekvencije vezane za objekat, a slika će biti sačinjena samo od komponenata niže frekvencije. Budući da su komponente niskih frekvencija povezane sa velikim objektima i sa postepenim promenama u debljini, nasuprot oštrih ivica, slika će biti zamućena.



Slika 24. Uticaj MTF funkcije na prikazanu sliku [8]

3.3. Optimizacija i metode za kontrolu doze za pacijente

3.3.1. Uticaj povećanja napona na apsorbovanu dozu i kvalitet slike

Povećanjem napona se redukuje apsorbovana doza pacijenta, naročito apsorbovana doza kože. To je zbog toga što veće vrednosti napona povećavaju energiju snopa, a samim tim i penetraciju kroz telo pacijenta, i samim tim smanjuje radijaciju koja je potrebna za ekspoziciju imidžing receptora. Mada postoji drugi faktor koji mora da se uzme u obzir kod biranja odgovarajuće vrednosti napona, to je činjenica da vrednost napona utiče na kontrast. Niže vrednosti napona daju bolji kontrast, to je veoma bitno kada se u floroskopiji koristi jod kao kontrastni medijum.

3.3.2. Uticaj promene vremena ekspozicije na pacijentnu dozu i na kvalitet slike

Prvi faktor koji utiče na smanjenje ekspozicije je vreme za koje je snop uključen. Najbolje je koristiti kraća fluoroskopska vremena, zavisno od kliničke potrebe i procedure. Ovo može biti rešeno pravljenjem evidencije vremena za svaku proceduru. Pulsna fluoroskopija sa kratkim pulsevima je ograničena na određen broj kliničkih procedura, ali značajno smanjuje apsorbovanu dozu, zato je važno poznavati opremu, pošto nema sva oprema ovu mogućnost. Ako oprema ima više od jednog moda u kome može raditi, tada high-doze rate mod se koristi samo kada nam je potrebna slika sa malom količinom šuma, odnosno sa visokim kvalitetom.

3.3.3. Uticaj ABC (automatska kontrola osvetljaja) na smanjenje doze

ABC (*Automatic Brightness Control*) služi za obezbeđivanje određenog kvaliteta slike. Ona radi na principu da ne prekida ekspoziciju dok se na izlaznom delu pojačavačkog ekrana ne pojavi odgovarajući intezitet svetlosti koji će omogućiti proizvodnju slike odgovarajućeg kvaliteta. Tako

da ne zavisno od podešavanja operatera, povećanja vrednosti napona ili smanjenja jačine struje (mAs), doza pacijenta se neće smanjiti, ABC će produžiti vreme snimanja dok se ne dobije odgovarajući intezitet svetlosti za proizvodnju slike odgovarajućeg kvaliteta [14]. Dok se ABC koristi, i prilagođava ekspozicija za dobru sliku kod različite debljine i denziteta pacijenta, doza ustvari zavisi od nivoa ekspozicije koji je proizvođač namestio ili inženjer koji održava opremu. Optimalno podešavanje nivoa ekspozicije ABC je onaj deo koji pruža samo ekspoziciju imidžing receptora za proizvodnju slike odgovarajućeg kvaliteta u smislu vidljivog šuma [14].

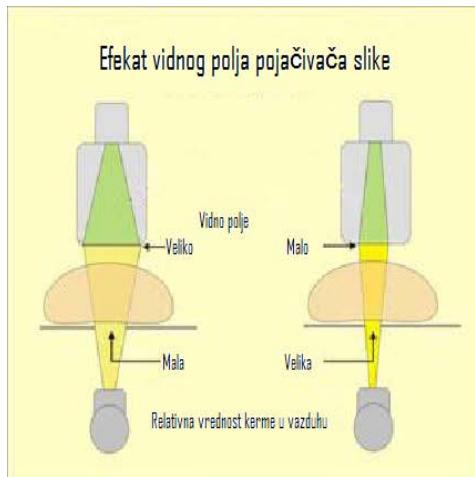
3.3.4. Uticaj promene veličine polja i uvećanja na izlaganje pacijenta

Vidno polje predstavlja veličinu oblasti na ulaznom ekranu pojačavačkog dela na koju padaju fotoni. Što je ta oblast veća odnosno što je vidno polje veće, doza je manja za pacijenta, zato što se ista doza zračenja raspodeli na veću površinu. Ukupna apsorbovana doza je ista kako za malo tako i za veliko vidno polje, ali doza za pojedine delove tela je manja zbog toga što se radijaciona energija raspodeli na veću oblast pacijenta. Znači ima uticaja na apsorbovanu dozu, ali nije u vezi sa predatom energijom. Promena velikog vidnog polja i velikog uvećanja povećava ekspoziciju koju zahteva imidžing pojačavačka cev. Takodje se povećava apsorbovana doza tkiva. Smanjenje vidnog polja za faktor 2 povećava dozu za faktor 4.

Vidno polje, diametar 25 cm Doza= 0.3 mGy/s

Vidno polje, diametar 17 cm Doza = 0.6 mGy/s

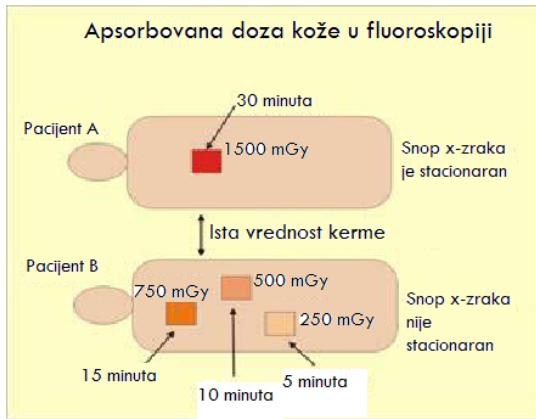
Vidno polje, diametar 12 cm Doza = 1.23 mGy/s



Slika 25. Uticaj velikog i malog vidnog polja na vrednost kerme u vazduhu [14]

3.3.5. Uticaj angulacije snopa X zraka po različitim delovima pacijentovog tela na dozu pacijenta

Apsorbovana doza za specifično tkivo zavisi od broja fotona koji padaju na isti deo kože, pomeranjem snopa po telu pacijenta se širi radiacija po njegovom telu i tako smanjuje apsorbovana doza za bilo koji deo kože. Visoke absorbowane doze za specifično tkivo se javljaju kada se snop ne pomera nego ostaje na istoj lokaciji tela pacijenta tokom procedure. Posebnu pažnju treba posvetiti izbegavanju preklapanja slika u kombinaciji sa projekcijama kroz telo pri malim uglovima snopa. Uglavnom pomeranjem snopa izbegavaju se radiacione povrede kože. Ali totalna energija predata telu pacijenta se nemenja pomeranjem snopa. Ukupna energija predata određenom delu tela odnosi se na verovatnoću zračenja da indukuje cancer [12].



Slika 26. Predata doza pacijentu pri stacionarnom i pokretnom snimanju [14]

3.3.6. Smanjenje pacijentne doze smanjenjem broja slika

Pulsna fluoroskopija smanjuje izloženost pacijenta nepotrebnom zračenju. Postoji nekoliko parametara koji imaju uticaj na brzinu ekspozicije (mGy/min). Neki fluoroskopski sistemi su dizajnirani za pulsirajući-mod rada. Sa pulsirajućim modom, može se podesiti da se proizvede manje od konvencionalnih 25 ili 30 slika u sekundi. Ali upravljanje pacijentnom dozom je kompleksna tema i praktikanti treba da znaju operativne sposobnosti svojih fluorokopskih sistema. Smanjenje nepotrebnih "frame-ova" u seriji, pravilna upotreba, kolimacija, izbegavanje korišćenja slika "visokog kvaliteta", mogu imati značajan uticaj na pacijentnu (i okupacionu) dozu.

3.4. Interventna kardiologija

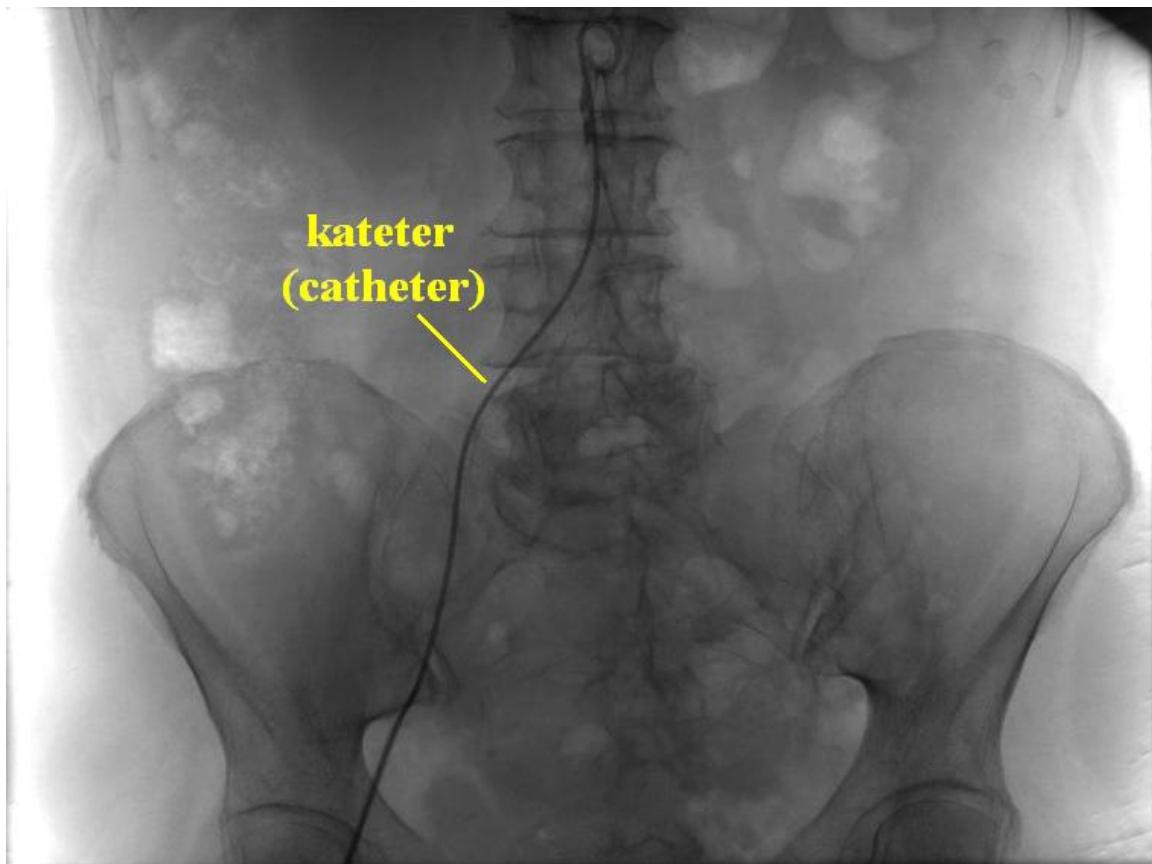
Interventna kardiologija je poznata kao visoko rizična radiološka procedura, gde evaluaciju i praćenje profesionalne doze zračenja treba smatrati vemo bitnim faktorom za osiguranje kvaliteta procedure i zaštite profesionalnih lica od zračenja. Kardiovaskularna interventn terapija je efikasna za utvrđivanje kardiovaskularnih bolesti i u smanjenju smrtnosti od strane koronarnih bolesti, perifernih vaskularnih bolesti, srčane aritmije, kongenitalnih bolesti srca [19]. Međutim kardiolozi koji rade u sali za kardiovaskularnu kateterizaciju su izloženi značajnim dozama zračenja, koje mogu dovesti do raznih bolesti, kao što su oboljenja štitne žlezde, bolesti kože, respiratornih organa, katarakte. Rasejano zračenje u blizini pacijenta može biti veoma veliko pod normalnim uslovima rada. Ako se ne koriste odgovarajuće mere zaštite od zračenja, a profesionalno lice izvrši više procedura u toku dana, biće izloženo značajnim dozama zračenja. Da bi se smanjile i sprečile radiacione bolesti iznos i trajanje izloženosti radijaciji za interventnog kardiologa treba da bude dobro definisana [11]. Iz tih razloga se koriste noviji fluoroskopski sistemi sa nižim dozama zračenja, pulsni režimi rada, zaštitini oklopi, i efikasne metode monitoringa. Svest o dozama zračenja i redovno unapređenje znanja o dozama zračenja i zaštite od zračenja, su glavni deo obrazovnog programa. Velike varijacije i nemogućnost smanjenja doze za operatera, ukazuje na to da se više pažnje mora posvetiti na faktorima koji utiču na doze operatera. Kako je doza koju primi operater proporcionalna dozi pacijenta, optimizacija pacijentne doze se koristi i za pacijenta i za operatera. Kako je broj interventnih procedura sve veći, tako se povećavaju i potencijalni rizici da osoblje primi velike doze zračenja, pa se moraju poštovati mere zaštite od zračenja, i redovno vršiti monitoring primljenih doza profesionalnih lica. Na slici 27 prikazana je sala za kateterizaciju, koja je opremljena fluoroskopskim sistemom, i određenim merama zaštite. Kao mere zaštite u ovakvim salama se koriste stacionarne i nestacionarne olovne zavese, stacionarne koje se nalaze ispod pacijentnog stola i nestacionarne koje operater postavlja u zavisnosti od ugla snimanja, kako bi zaštitio i sebe i ostalo osoblje. Osoblje koristi i olovne kecelje, zaštitu za štitnu žlezdu, naočare i olovne rukavice, kako bi operater umanjio primljenu dozu za ruke.



Slika 27. Sala za kateterizaciju, opremljena fluoroskopskim sistemom, i odgovarajućim merama zaštite

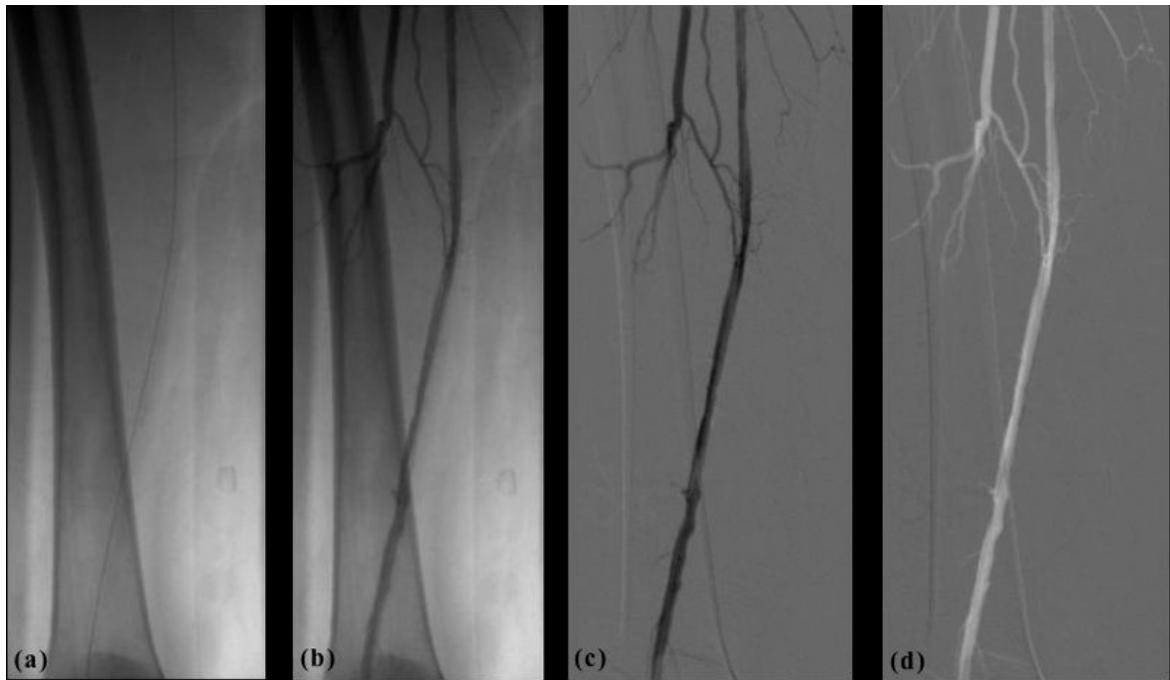
3.4.1. Tehnike pri interventnoj kardiologiji

U zavisnosti od vrste angiograma, pristup krvnim sudovima dobija se najčešće putem femoralne arterije, da bi dobili pogled na levoj strani srca i u arterijski sistem, ili putem femoralne vene, da bi dobili pogled na desnu stranu srca i u venski sistem. Preko katetera se ubrizgava kontrastno sredstvo, kako bi imali veću apsorpciju X zraka, i kako bi dobili vidljivost krvnih sudova, i protok krvi kroz njih.



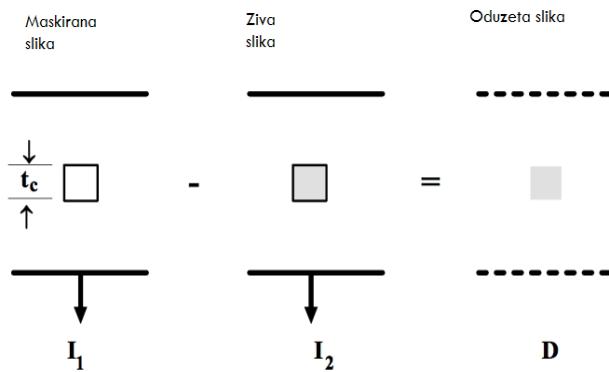
Slika 28. Snimak katetera, kroz koji se ubrizgava kontrastno sredstvo

Prilikom prosvetljavanja pacijenta, sliku možemo zabeležiti na filmu ili "flat panel" detektoru, ili dobiti prikaz u realnom vremenu na monitoru. Za sve strukture osim srca, snimanje se vrši tehnikom digitalnog oduzimanja slika (*digital subtraction angiography*) DSA. Slike se za ovu tehniku se uzimaju na 2 do 3 "frame-a" u sekundi, što omogućava kardiologu da proceni protok krvi kroz krvne sud. Ova tehnika oduzima kosti i druge organe, tako da na slici ostaju vidljivi samo krvni sudovi ispunjeni kontrastnim sredstvom. Za srce se slike uzimaju na 15-30 "frame-ova" u sekundi, ne koristeći DSA tehniku. DSA tehniku zahteva da pacijent bude ne pomican, iz tih razloga se i ne može koristiti za srce. Tako da DSA tehniku omogućava optimizaciju doze za pacijenta i osoblje, posto se koristi impulsni režim rada, gde se uzimaju 2 slike u sekundi, za razliku od tehnike kojom se snima srce gde se uzimaju od 15 do 30 slika u sekundi. Mana DSA tehnike je ta što je ona veoma osetljiva na šum.



Slika 29. Prikazana je tehnika DSA, prva slika je maskirana slika, druga je živa, treća i četvrta slika su rezultat oduzimanja prve dve slike

Fizika DSA tehnike se može predstaviti kao:



$$I_2 = I_1 e^{-\mu_c \rho_c t_c} \quad (3)$$

$$D = I_1 - I_2 \quad (4)$$

$$D = I_1 - I_1 e^{-\mu_c \rho_c t_c} \quad (5)$$

$$D = I_1 (1 - e^{-\mu_c \rho_c t_c}) \quad (6)$$

Gde se μ_c , ρ_c i t_c odnose na kontrast, a I_1 , I_2 su inteziteti snopa X zraka koji su prošli kroz pacijenta, i D je denzitet slike koja se dobija oduzimanjem predhodne dve slike.

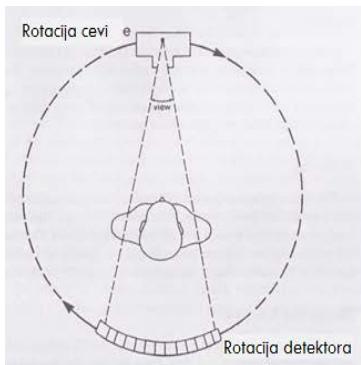
4. CT-kompjuterizovana tomografija

Kompjuterizovano tomografsko skeniranje (CT), ili kako je još poznato aksijalno kompjuterizovano tomografsko skeniranje (CAT), je dijagnostička procedura koja omogućava prikaz poprečnog preseka tela (kriške, odnosno slajsovi). Preseci se rekonstruišu pomoću atenuacionih koeficijenata X zraka koji su atenuirani u određenom volumenu objekta koji se snima. Slika CT skenera je digitalna slika, koja je predstavljena elementima kvadratne matrice (pixel), od kojih svaki pixel predstavlja voxel (volumen elementa) tkiva. CT se zasniva na osnovnom principu da se gustina tkiva može meriti izračunavanjem atenuacionih koeficijenata, jer atenuacioni koeficijent zavisi od gustine objekta (tkiva), a samim tim i prolazak X zraka kroz voxele zavisi od njihove gustine. Dakle CT omogućava rekonstrukciju gustine tela, kao dvodimenzionalni presek normalan na osu akvizicionog sistema. Kod CT-a je prevaziđen problem superpozicije tkiva koja se javlja kod radiografije, i ima dobru rezoluciju niskog kontrasta. Mana je što se isporučuje velika doza zračenja.



Slika 30. CT uređaj

Emiter X zraka (rendgenska cev koja emituje X zrake sa energijama od 20-150 kV), emituje N fotona po jedinici vremena. Zrak prolazi kroz voxel debljine x. Detektori koji su smešteni iza uzorka, mere $N + \Delta N$ fotona X zraka, gde je ΔN manje od 0. Znači interakcija X zraka sa objektom, rezultira da se snop oslabi, odnosno snop se atenuira. Tu su bitna dva osnovna procesa pri kojima se apsorbuje X zračenje, to su fotoelektrični efekat i Komptonovo rasejanje. U konkretnom slučaju kod CT-a, izvor X zraka rotira oko pacijenta i detektora, koji se nalaze dijametralno na suprotnim stranama, i prikupljaju slike delova tela kroz koje su prošli X zraci (izvor X zračenja i detektori se kreću simultano slika 31). Za razliku od radiografije, kod CT-a detektori ne proizvode sliku. Oni mere transmisiju tankog snopa (1-10nm) X zraka kroz celo telo. U zavisnosti od debljine snopa X zraka, CT uređaji mogu miti multislajnsni, što omogućava brže skeniranje.

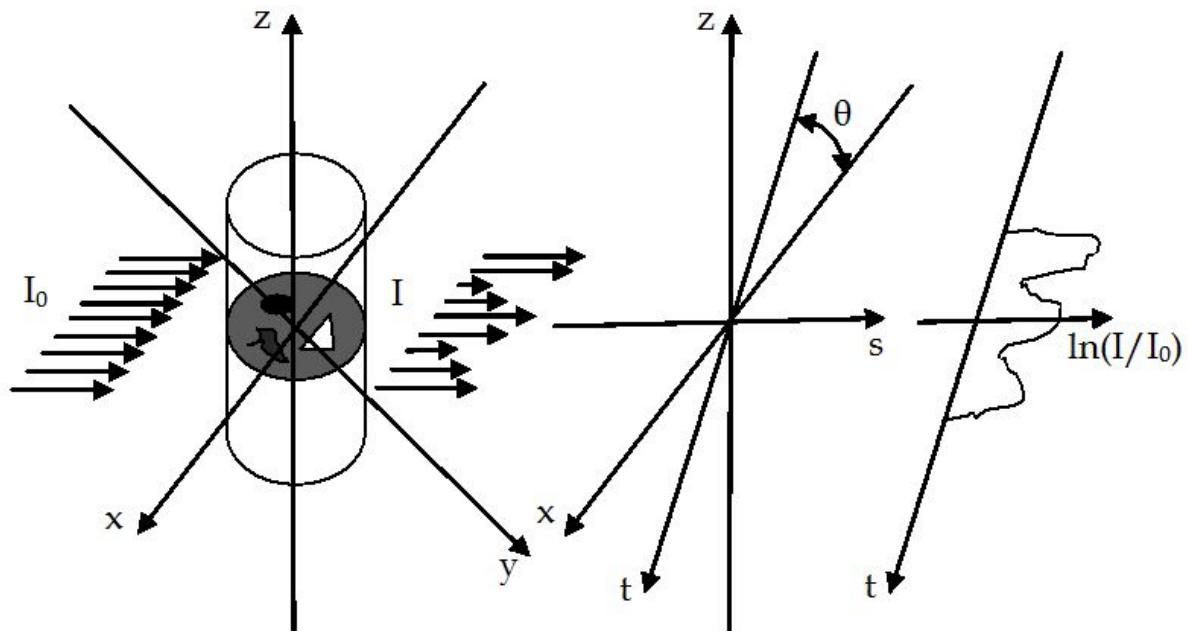


Slika 31. Detektori prate rotaciju rendgenske cevi [8]

Slika jednog voxela se uzima iz više uglova gde se dobija informacija o dubini, odnosno tako dobijamo treću dimenziju. Jednačina iz koje možemo računati atenuacione koeficijente na osnovu inteziteta transmitovanog snopa X zračenja je:

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (7)$$

Gde je I intezitet transmitovanog snopa X zračenja kroz voxel, I_0 intezitet upadnog snopa, x debljina voxela, i μ atenuacioni koeficijent. Pošto se snimanje vrši iz više uglova, dobijamo sistem jednačina iz kojih, može da se izračuna atenuacioni koeficijent voxela koji se snima. Za rekonstrukciju slike nam služi kompjuter koji koristi kompleksan matematički algoritam.



Slika 32. Upadni intezitet snopa X zračenja I_0 , i transmitovani intezitet snopa x-zračenja koji je oslabljen objektima koji se snimaju [16]

Vrednosti pixela na slici su dati u Hounsfield-ovim jedinicama [8]. Hounsfield je uveo četiri osnovne gustine i dao im sledeće vrednosti:

Vazduh -1200

Masti od -60 do -120

Voda 0

Kosti +1000

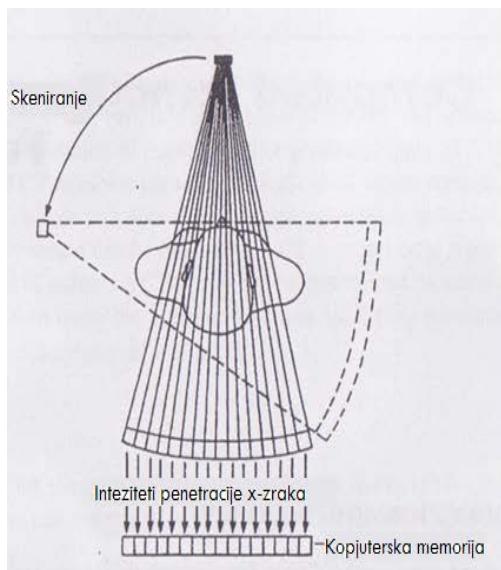
Kako je već pomenuto digitalna slika je prikazana pixelima, koji predstavljaju voxele. Kako svaki voxel ima određenu gustinu, tako će i pixeli imati različite vrednosti koje će nam omogućiti prezentaciju slike. Vrednost svakog pixela je data u već pomenutim Hounsfield-ovim jedinicama, na osnovu atenuacionih koeficijenata voxela. Vrednosti Hounsfieldovih jedinica se mogu dobiti sledećom jednačinom:

$$HI = [(\mu - \mu_{vode})/\mu_{vode}] \cdot 1000 \quad (8)$$

4.1. Formiranje slike kompjuterskom tomografijom

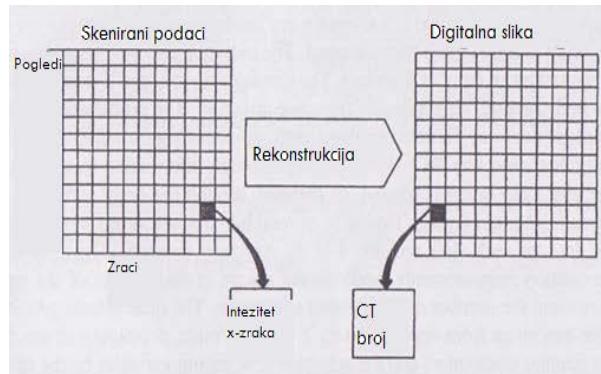
Formacija CT slike je proces iz više koraka. Stvaranje slike počinje sa fazom skeniranja, kako je pokazano na slici 33. Tokom ove faze, tanak snop X zraka se projektuje kroz ivice sekcija (delova)

koji bivaju oslikani. Radijacija koja prolazi kroz sekcije se meri površinom detektora. Detektor ne vidi kompletну sliku sekcije (dela) tela, samo njegov profil iz jednog pravca. Da bi imali dovoljno informacija, odnosno da bi kreirali potpunu sliku, snop X zraka se rotira, ili skenira, oko dela tela da bi dobili projekciju iz više uglova. Tipično se uzima nekoliko hiljada projekcija i profil podatka za svaku projekciju se skladišti u kompjutersku memoriju. Ukupno vreme skeniranja za jedan slajs može biti u opsegu od 1 do 15s, što zavisi od toga kako je osmišljen mehanizam skeniranja i selekcije promenljivih za skeniranje od strane operatera. Kvalitet slike se može poboljšati ako se koristi duže vreme skeniranja.



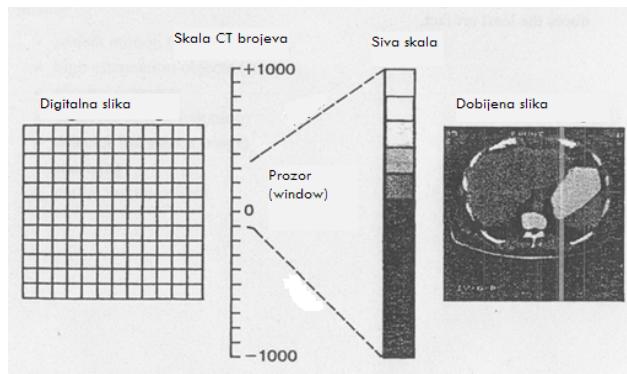
Slika 33. Skeniranje pacijenta, snop određene debljine skenira sekciju po sekciju. Da bi dobili potpunu informaciju o voxelu prikazano je i kako izvor x-zraka rotira oko pacijenta [8]

Druga faza formiranja slike je rekonstrukcija slike, a ilustrovana je na slici 34. Ovo se ostvaruje preko digitalnog kompjutera, koji je deo CT sistema. Rekonstrukcija slike je matematička procedura koja pretvara skeniranu informaciju za pojedinačnu projekciju u numeričku ili digitalnu sliku. Slika je sadržana u oblast individualnog slikovnog elementa odnosno pixela. Svaki pixel predstavlja numeričku vrednost odnosno CT broj. Specifična vrednost za svaki pixel je povezana sa gustinom tkiva za odgovarajuću zapreminu tkiva, ili voxel. Rekonstrukcija traje nekoliko sekundi, u zavisnosti od kompleksnosti slike i sposobnosti kompjutera. Tada se digitalna slika skladišti u kompjutersku memoriju.



Slika 34. Šematski prikaz rekonstrukcije slike [8]

Finalna faza je pretvaranje digitalna slike u video prikaz tako da se može videti ili direktno zabeležiti na filmu. Ova faza se izvršava preko komponenata koje funkcionišu kao digitalno-analogni konvertor. Veza između vrednosti CT broja pixela i sivila pixela na slici, ili osvetljenosti, na prikazanoj slici je određena prozorskim nivoima koje selektuje operater, a to je prikazano na slici 35. Kroz manipulacije višeg i nižeg prozorskog nivoa, moguće je prilagoditi osvetljenje i kontrast prikazane slike. Prozorske opcije zavise od oblasti CT brojeva koji se pružaju preko cele sive skale.



Slika 35. Siva skala, i mogućnost pomeranja prozorskog nivoa u zavisnosti od vrednosti CT brojeva, za dobijanje odgovarajućeg kvaliteta slike [8]

4.2. Rekonstrukcija slike

CT rekonstrukcija slike je proces kojim se transformiše merenje penetracije X zračenja u digitalnu sliku dela tela. Postoje tri koraka u rekonstrukciji CT slike.

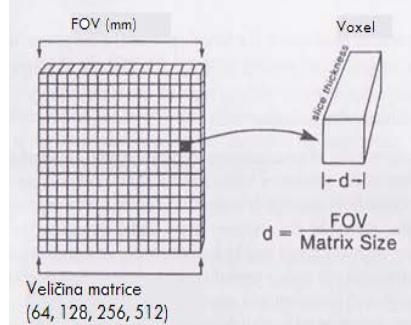
4.2.1. Formatiranje slike

Slika se rekonstruiše u obliku nekoliko pojedinačnih elemenata slika, odnosno pixela. Broj pixela koji pravi sliku se kreće od 64×64 do 512×512 . Pre početka snimanja operater bira veličinu matrice (broj pixela po slici).

Na kvalitet slike značajno utiče veličina voxela. Tri promenljive utiču na veličinu voxela (slika 36):

- Veličina matrice
- Vidno polje (*Field of View*)
- Debljina slajsa (odgovara dubini voxela)

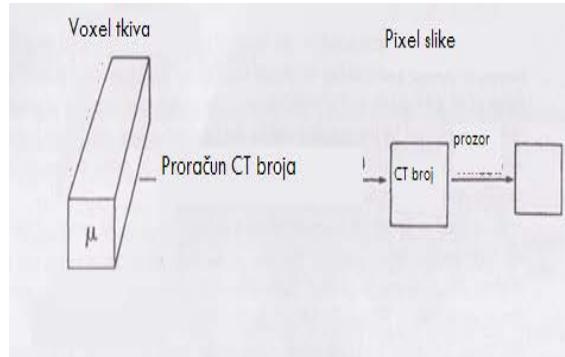
Vidno polje podeljeno sa veličinom matrice daje širinu voxela [8]. Na primer: vidno polje od 25,6cm koje sadrži 256 matrica, daje voxel dužine (širine) od 1mm.



Slika 36. Zavisnost veličine voxela od veličine matrice i vidnog polja [8]

4.2.2. CT brojevi

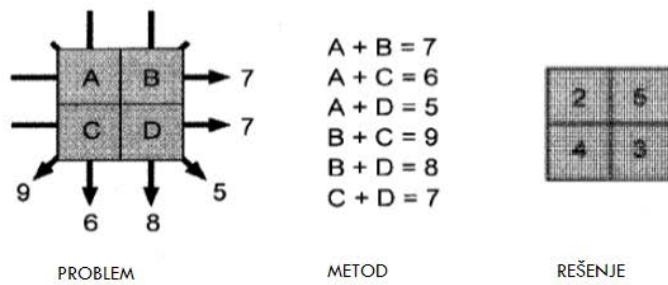
Kod rekonstrukcije slike, svaki pixel ima svoju numeričku vrednost koja je vezana sa linearnim atenuacionim koeficijentom (slika 37). Kod rekonstrukcije slike prvo se računa atenuacioni koeficijent za svaki voxel, pa se odatle transformiše u odgovarajuću vrednost pixela. Vrednosti pixela su određeni CT brojevima.



Slika 37. Veza voxela sa atenuacionim koeficijentom, i veza atenuacionog koeficijenta sa CT brojem [8]

Većina sistema daje CT broj u Hounsfield jedinicama. Veza između CT broja i odgovarajućeg atenuacionog koeficijenta je data jednačinom (8).

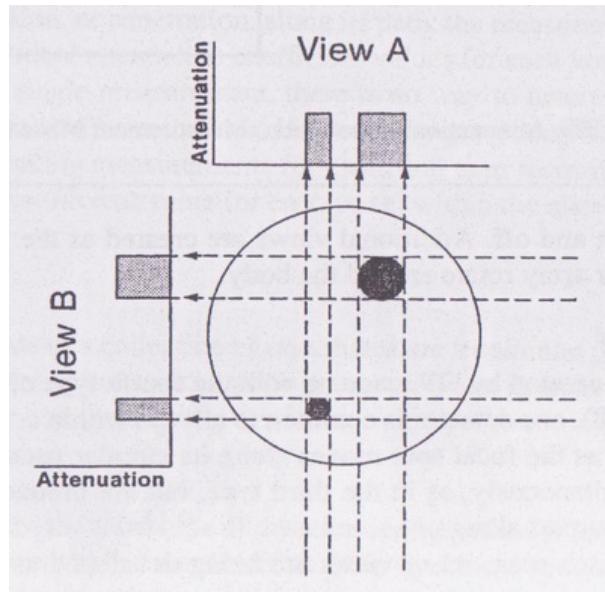
Voda se koristi kao referentni materijal. Po definiciji CT broj za vodu je nula. Materijali koji imaju veći atenuacioni koeficijent od vode imaju pozitivne CT brojeve i obrnuto. CT skeneri rade na relativno velikim vrednostima kVp (maksimalna vrednost napona primjenjenog na rentgenskoj cevi), odnosno u opsegu kada je dominantna Komptonova interakcija u mekom tkivu. Linearni atenuacioni koeficijent za Komptonovu interakciju se definišu preko gustine materijala. Odavde možemo zaključiti da je kod mekih tkiva CT broj u vezi sa gustinom tkiva. Tkiva koja imaju manju gustinu od vode (manju od $1g/cm^3$), najčešće imaju negativni CT broj i obrnuto. Isto tkivo neće dati isti CT broj, ako se skeniranje vrši drugom mašinom, zbog različite energije snopa X zračenja (kVp i filtracija). CT broj koji se dobija od istog skenera se može menjati sa vremenom i sa promenom mesta specifičnog tkiva, ako se CT broj koristi u analitičke svrhe. Na slici 38 šematski je prikazano računanje atenuacionog koeficijenta voxela.



Slika 38. Metod računanja atenuacionog koeficijenta za voxele, sa A,B,C,D su predstavljeni atenuacioni koeficijenti [6]

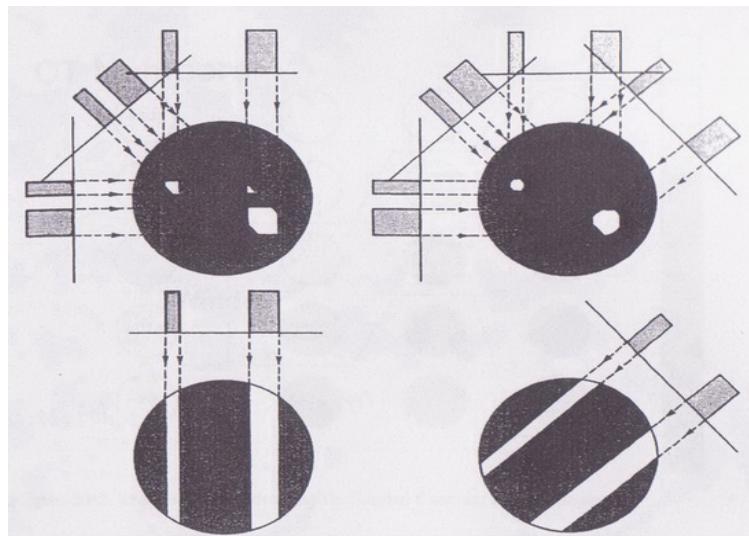
4.2.3. Pozadinska projekcija

Može se koristiti nekoliko matematičkih metoda za rekonstruisanje CT slika. Jedan metod je filtrirana pozadinska projekcija koja se koristi gotovo uvek. U principu, rekonstrukcija slike pomoću pozadinskog projekcijskog metoda je inverzna u odnosu na skenirajući proces. U toku skeniranja dela tela, X zraci se projektuju kroz taj deo iz različitih pravaca da bi stvorili različite slike istog objekta, kao što je prikazano na slici 39. Kako su X zraci projektovani kroz različite strane dela tela, pogled „vidi“ kompozitni profil atenuacije, a ne individualne anatomske strukture. Slika 39 pokazuje ilustraciju samo dva od nekoliko stotina pogleda koji se inače prave pri skeniranju.



Slika 39. Skeniranje iz dva ugla [8]

Biće moguće rekonstruisati sliku dela tela ako se neki broj individualnih profila projektuje nazad na površinu slike. Generalni koncept pozadinske projekcije je ilustrovan na slici 40. Donji deo slike pokazuje pozadinsku projekciju četiri pogleda na površini slike. Svaki pogled sadrži dovoljno informacija da projektuje linije ili trake na slici 40. Ako se ti „pogledi“ sastave u jednoj slici, dobijamo rekonstruisanu sliku, kao što je i pokazano u gornjem redu slike.

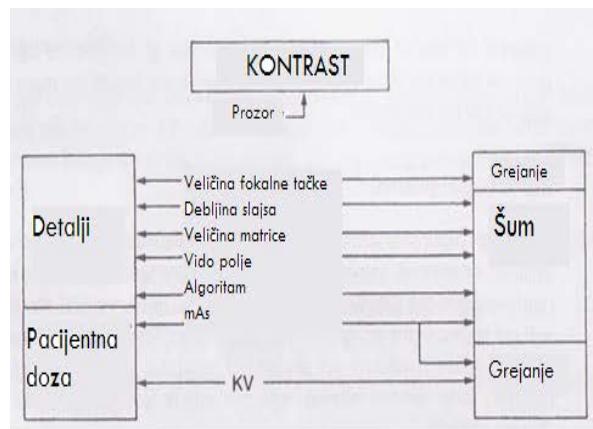


Slika 40. Rekonstrukcija slike, pomoću četiri pogleda [8]

U ovom primeru, mi koristimo samo četiri pogleda da rekonstruišemo relativno jednostavnu sliku. Obično je potrebno nekoliko stotina pogleda da bi se rekonstruisala kompleksnija i detaljnija slika nekog dela tela

4.3. Kvalitet slike kompjuterske tomografije

Pre početka skeniranja, stručno lice mora da podesi vrednosti za relativno veliki broj imidžing faktora. Tipični faktori za CT sistem su prikazani na slici 41. Većina će imati direkstan efekat na jednu ili više karakteristika kvaliteta slike. Problem je podesiti faktore tako da nam oni omoguće najbolju vidljivost željenog detalja. Selekcija imidžing faktora koji proizvode maksimalnu vidljivost detalja, uglavnom smanjuju vidljivost okolnog mekog tkiva. Takođe kvalitet slike mora biti usklađen i sa ekspozicijom pacijenta, grejanjem rendgenske cevi, kao i vremenskim intervalom snimanja.



Slika 41. Faktori koje operater mora da odabere, i njihov uticaj na karakteristike slike koju dobijamo skniranjem [8]

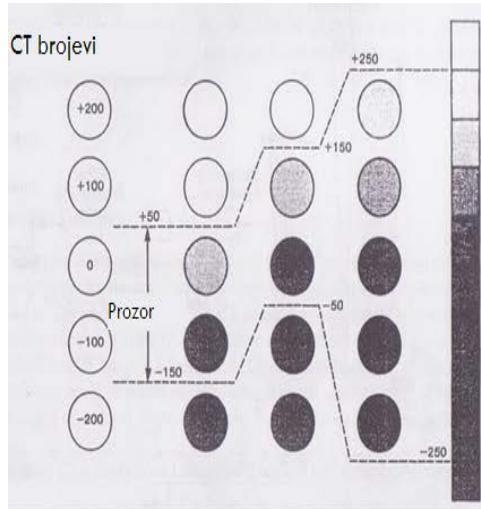
U poređenju sa radiografijom gde se pacijent izlaže kratkom vremenu zračenja X zracima i to iz samo jedne projekcije, kod CT-a imamo projekcije iz više uglova i duže vreme izlaganja pacijenta X zracima i samim tim ima veću kontrasnu osetljivost u odnosu na radiografiju, proizvodi veći šum, više artefakta i manju vidljivost detalja.

4.3.1. Kontrasna osetljivost

CT ima superiornu kontrasnu osetljivost u odnosu na konvencionalnu radiografiju. Kontrasna osetljivost omogućuje vizuelizovanje strukture sa malim kontrastom, pogotovo u mekom tkivu. Nekoliko faktora u vezi sa formiranjem CT slika doprinosi njenom visokom kontrastnom osetljivošću.

Jedan od faktora je taj što kod tomografskog imidžinga, svaka anatomska struktura se vidi direktno i nije superponirana na ostale objekte. To omogućuje da se poboljša kontrast u oblastima koje su nam od interesa bez smetnji od koščanih struktura koje imaju visoki fizički kontrast.

Još jedan faktor koji doprinosi visokoj kontrasnoj osetljivosti je sposobnost da "window" (odnosi se na širinu prozora koju bira operater što omogućuje da se proračunati CT brojevi mogu razdvajati na puno nijansi sive) određene segmente na CT skali brojeva može proširiti na ceo opseg skale sive boje, kao što je prikazano na slici 42 [8].



Slika 42. Dodeljivanje CT brojevima određene nijanse sive uz podešavanje window-a [8]

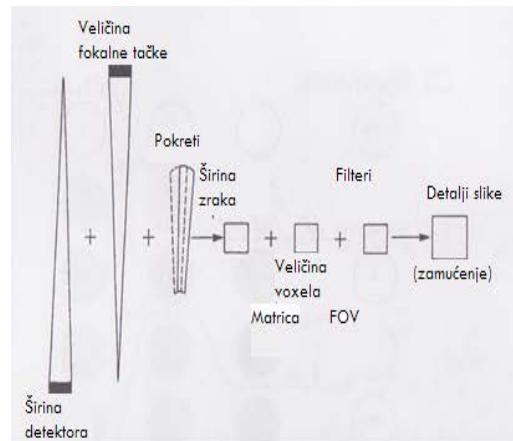
Tkivo je podeljeno na tri kategorije prema podešavanju prozora. Tkiva sa CT brojevima nižim od nižeg prozora se podešavaju da budu crni na slici. Tkiva sa većim brojevima od višeg prozora se podešavaju da se javi bela slika. A tkiva koja imaju brojeve između se pojavljuju u različitim nijansama sive. Kontrast slike je povezan sa razlikom između najvišeg i najnižeg prozornog nivoa

[8]. Mali prozor proizvodi visok kontrast slike jer je mala razlika u CT brojevima tkiva prikazana slikom sa velikim razlikama nijanse sive boje.

Relativno uzak snop X zraka koji se koristi kod CT-a proizvodi manje rasejanog zračenja, nego veliki snopovi kao kod konvencionalne radiografije, tako da je uticaj rasejanog zračenja na kvalitet slike kod CT-a umanjen u odnosu na konvencionalnu radiografiju.

4.3.2. Vidljivost detalja, zamućenje i rezolucija

Neki faktori koji utiču na zamućenje slike se mogu podesiti od strane stručnog lica. Zamućenost uglavnom ima vrednosti od 0,7 mm do 2,0 mm. U toku skeniranja i rekonstrukcije slike, serija faktora utiče na totalnu zamućenost, kao što je pokazano na slici 43.



Slika 43. Faktori koji utiču na zamućenje i vidljivost detalja [8]

4.3.3. Širina zraka

Jedan od glavnih faktora koji utiču na zamućenost CT slike je širina zraka, poznata kao "sampling" apertura [8]. Svi anatomske detalje u širini zraka su zajedno zamućeni u toku skeniranja. Širinu zraka određuju detektori blende i fokalna tačka.

Detektor blende je efektivna veličina svakog detektora u ravni slike i predstavlja jedan od dva glavna faktora pomoću kojih se određuje širina zraka. Mali detektor blende proizvodi uzak zrak, sa

malo zamućenosti i više vidljivih detalja. Kod mnogih skenera se može menjati i podešavati detektor blende. Kada je deo detektora pokriven, geometrijska efikasnost je manja. Tada je potrebna veća izloženost pacjenta zračenju da bi se dobio isti kvalitet slike.

Svaki zrak je proizведен pomoću fokalne tačke rendgenske cevi. Dva faktora koja utiču na širinu snopa su: veličina fokalne tačke i pomeraj u toku intervala svakog merenja [6]. Male fokalne tačke proizvode uske zrake, a samim tim i bolju vidljivost detalja. Međutim, toplotni kapacitet oblasti fokalne tačke je često ograničavajući faktor. Mnogi skeneri koriste cevi X zraka sa dvostrukim fokalnim tačkama. Mala tačka se koristi za dobijanje detalja na slici, a velika se koristi zbog velikog toplotnog kapaciteta. Uglavnom se koristi sistem u kojem su detektor blende i fokalna tačka iste.

4.3.4. Veličina voxela i pixela

Formiranje slike u niz pixela je na neki način proces zamagljivanja. Pošto specifičan pixel može imati samo jednu vrednost CT broja, ne može biti detalj unutar pixela. Drugim rečima, svi detalji unutar voxela tkiva predstavljeni specifičnim pixelom su pomućeni zajedno i predstavljeni kao jedna vrednost. U odnosu na kvalitet slike, bitna dimenzija nije ona od pixela u slici već ona od odgovarajućeg voxela u telu pacijenta. Anatomički detalj unutar voxela ne može biti uslikan. Prema tome, mali voxeli su nam potrebni kada se zahteva detalj slike.

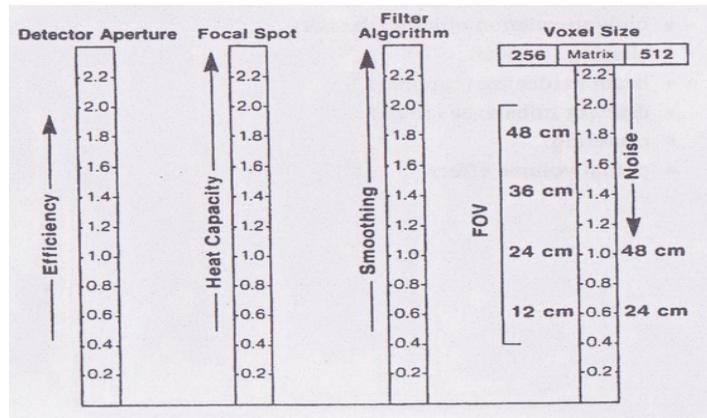
Tri faktora određuju veličinu voxela: vidno polje, veličina matrice i debљina ploče. U principu, veličina voxela može da se promeni menjanjem bilo kojeg od ovih faktora. Smanjivanje veličine voxela obično, ali ne i uvek, povećava vidljivost detalja na slici. Neće se značajno povećati vidljivost detalja na slici ukoliko veličina voxela nije ograničavajući faktor, ponekad centralna tačka, detektor ili drugi faktori proizvode znatno više zamagljenja nego voxel.

4.3.5. Kombinovano zamagljenje

Prethodno je navedeno nekoliko faktora koji doprinose zamagljenju slike kod CT skeniranja. Mnogi od njih mogu biti prilagođeni od strane korisnika. Međutim, često se moraju praviti kompromisi između detalja slike i drugih faktora. U skladu sa tim treba se priržavati sledećih principa:

- Smanjenje detektorskog otvora smanjuje efikasnost, dovodi do povećanja u ekspoziciji pacijenta ili šuma slike.
- Smanjenje veličine fokusne tačke smanjuje toplotni kapacitet cevi X zračenja.
- Povećanje veličine matrice povećava šum slike.
- Smanjenje vidnog polja povećava šum slike i može da ograniči specifične kliničke primene.

Smanjenje zamagljenja menjanjem bilo kog faktora neće značajno poboljšati kvalitet slike ukoliko faktor nije značajan izvor zamagljenja u odnosu na ostale faktore. Na primer, korišćenje malog otvora detektoru neće poboljšati vidljivost detalja slike ako su detalji ograničeni sa velikom fokusnom tačkom ili velikim vokselom. Slika 44. može biti iskorišćena za poređenje zamagljenja slike proizvedenog od strane pojedinih faktora. Skala zamagljenja je prikazana za četiri najznačajnija faktora, sa naznačenim, kompromisima povezanim sa svakim faktorom. Maksimalna vidljivost detalja slike je postignuta smanjenjem vrednosti zamagljenja koliko je god moguće. Najbolja procedura slikanja je generalno ona u kojoj je zamagljenje od svih faktora, sa izuzetkom veličine voksela, približno ista. Veličina voksel se obično može podešiti na manje vrednosti od ostalih faktora.



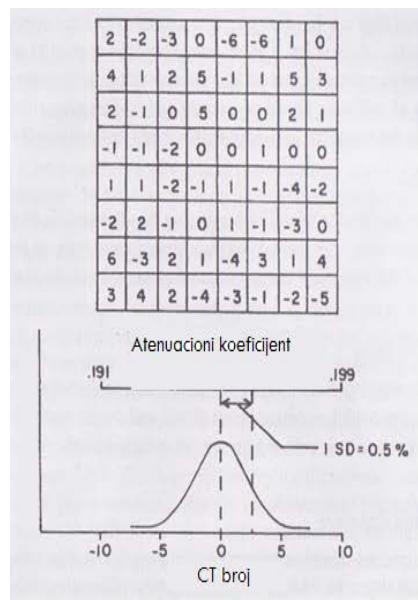
Slika 49. Faktori koji utiču na zamagljenje i kompromisi povezani sa tim faktorima [8]

4.3.6. Šum

4.3.6.1. Efekat na vidljivost

Šum slike je značajan u CT slikama pošto je CT imidžing često korišćen da vizualizuje razlike tkiva sa malim kontrastom, koji su posebno osetljivi na prisustvo šuma. Iznos šuma u CT slici je najveći faktor u određivanju osetljivosti efikasnog kontrasta (ili rezoluciji kontrasta) imidžing procedure.

Šum u CT slici je varijacija u CT brojnim vrednostima od piksela do piksela i postoji kada su svi pikseli povezani sa istim materijalom. Oblast CT slike vode je prikazan na slici 45. Voda ima srednju CT vrednost 0, ali zbog prisustva šuma, pojedinačni pikseli imaju opseg vrednosti kao što je prikazano.

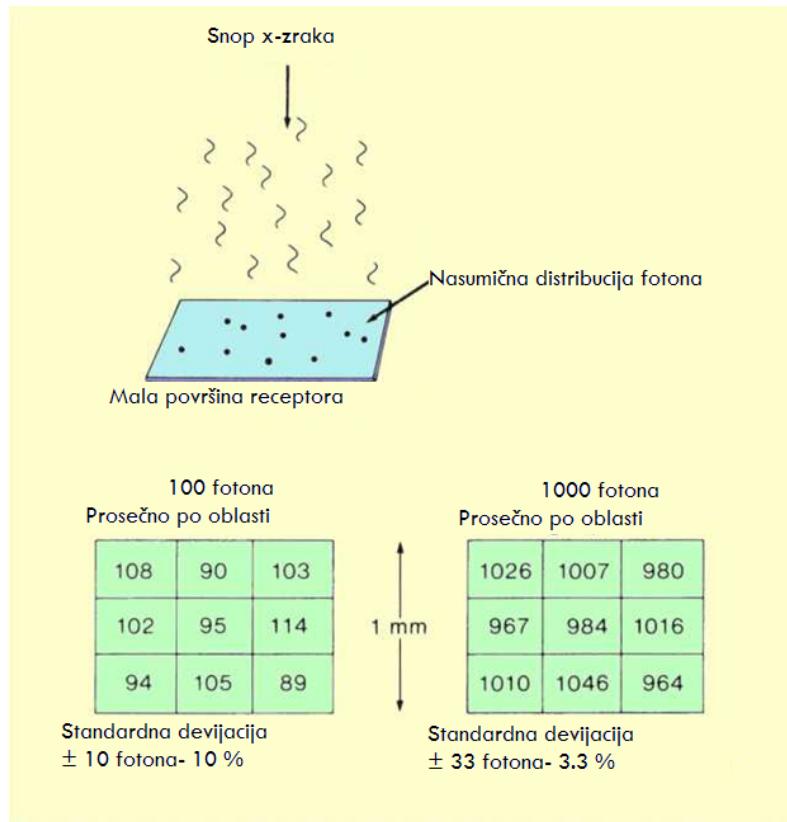


Slika 45. Varijacije u CT brojevima pri slikanju vode CT skenerom [8]

Varijacija u CT brojevima (šum) se može izraziti u smislu standardne devijacije tih vrednosti. Vrednost standardne devijacije se može izraziti u CT brojevima ili u procentima.

$$\sigma = \sqrt{N} \quad (9)$$

Gde je N odbroj, odnosno predstavlja broj fotona koji su pali na određen voxel. Tako da što imamo veći broj fotona, devijacija je manja u odnosu na srednji broj fotona koji je pao na određenu oblast, a samim tim i šum slike. Ali je i doza za pacijenta veća. Za bolje razumevanje kvantnog šuma data je slika 46.



Slika 46. Varijacija u broju fotona za pojedine voxele, i standardna devijacija kao mera kvantnog šuma [8]

Iznos šuma u CT slici može biti određen skeniranjem fantoma (posude vode), a zatim pomoću funkcija za gledanje da se prikaže vrednost standardne devijacije za specifičnu oblast interesovanja (ROI - region of interest) [8].

4.3.6.2. Faktori koji utiču na šum

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

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

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

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

4.3.7. Artefakti

Artefakti su ozbiljan problem u CT imidžingu. Oni potiču od različitih izvora i obično se mogu identifikovati svojim izgledom. Tipični izvori artefakta uključuju:

- Pomeranje pacijenta (tragovi - crte)
- Objekti visoke atenuacije (tragovi - crte)
- Smetnje zbog preklapanja (tragovi- crte)

- *Hounsfieldov* tamni prostor , nastaje smanjenjem kvaliteta i nedostatkom X zračenja oko prostora visokog denziteta [6]
- Debalans detektora (prstenovi), nastaju zbog neusklađenosti detektora i izvora X zračenja [6]
- Centriranje [6]
- *Cupping* artefakti, su artefakti kod kojih je rekonstruisani atenuacioni koeficijent povećan u blizini centra velikog objekta koji posmatramo [6]

4.4. CT dozni indeksi

CT dozni indeks (CTDI) je standardizovana mera izlazne doze zračenja CT skenera, koja omogućava korisniku da uporedi izlazne doze zračenja različitih CT skenera.

$$CTDI = \frac{1}{Tn} \int_{-T}^T D(z) dz \quad (10)$$

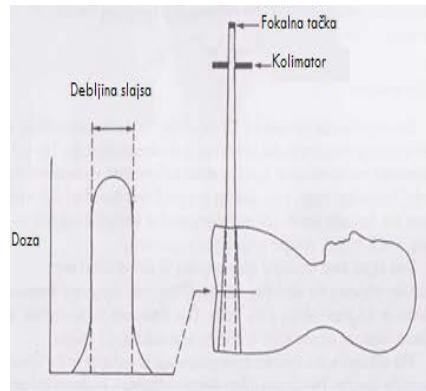
Gde je T debljina slajsa, n broj slajsova, a D(z) je doza duž z ose skenera.

Koristi se još i $CTDI_{100}$ i $CTDI_w$. $CTDI_{100}$ predstavlja linearu meru distribucije doze kroz ionizacionu komoru standardne dužine od 100mm, tako da ne uzima u obzir topografske varijacije ljudskog organizma, pa iz tih razloga nije u kliničkoj upotrebi [15].

$$CTDI_{100} = \frac{1}{Tn} \int_{-50mm}^{50mm} D(z) dz \quad (11)$$

Tipična dozna raspodela kroz preseke tela pri CT snimanju je mnogo homogenija od one pri radiografskom snimanju, ali se i kod CT snimanja uočava da je doza u blizini kože nešto veća od one u centru tela pacijenta. Iz tih razloga se uvodi treći dozni index, otežani $CTDI$, i računa se kao:

$$CTDI_w = 1/3 CTDI_{100}(\text{centar}) + 2/3 CTDI_{100}(\text{periferija}) \quad (12)$$



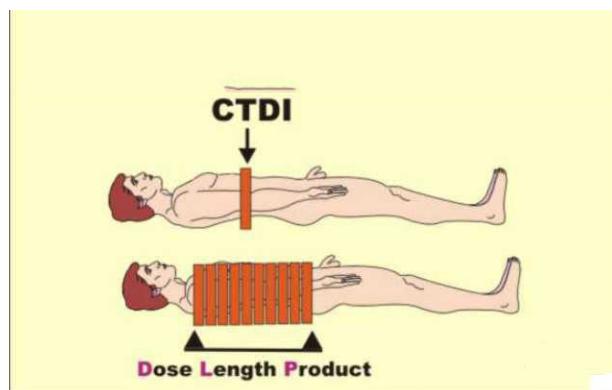
Slika 47. Kolimacija snopa x-zraka, i doza za određenu debljinu slajsa [8]

Za aksijalno skeniranje dozni indeks je jednak $CTDI$ -u, a za spiralno skeniranje dozni indeks je jednak $CTDI/\text{pitch}$. Pitch je dat kao:

$$\text{Pitch} = \frac{\text{pomeranje stola (mm) po rotaciji gentrija}}{\text{kolimacija snopa}} \quad (13)$$

$CTDI$ je pokazatelj doze u ozračenom slajsu, međutim on nije pogodan za predstavljanje rizika od zračenja pri CT pregledu. Za predstavljanje rizika od zračenja koristi se DLP (dose length product).

$$DLP = CTDI \cdot \text{dužina skeniranja} \quad (14)$$



Slika 48. CTDI indeks i DLP [8]

Dakle DLP predstavlja dozu od jedne sekvence, dok $CTDI_w$ predstavlja dozu od jedne rotacije.

$CTDI_{vol}$ se prikazuje na konzoli CT skenera, i pogodan je za upoređivanje protokola i doza kod različitih skenera. On uzima u obzir tip skenera, kolimaciju snopa, napon rendgenske cevi, kvalitet zračenja, jačinu struje na rendgenskoj cevi, pitch.

Primer za višefazno skeniranje, pri jednoj fazi i pri tri faze:



Jedna faza skeniranja, i $CTDI_{vol}=10 \text{ mGy}$,

$$\text{DLP} = 20\text{cm} * 10\text{mGy} = 200\text{mGy cm.}$$

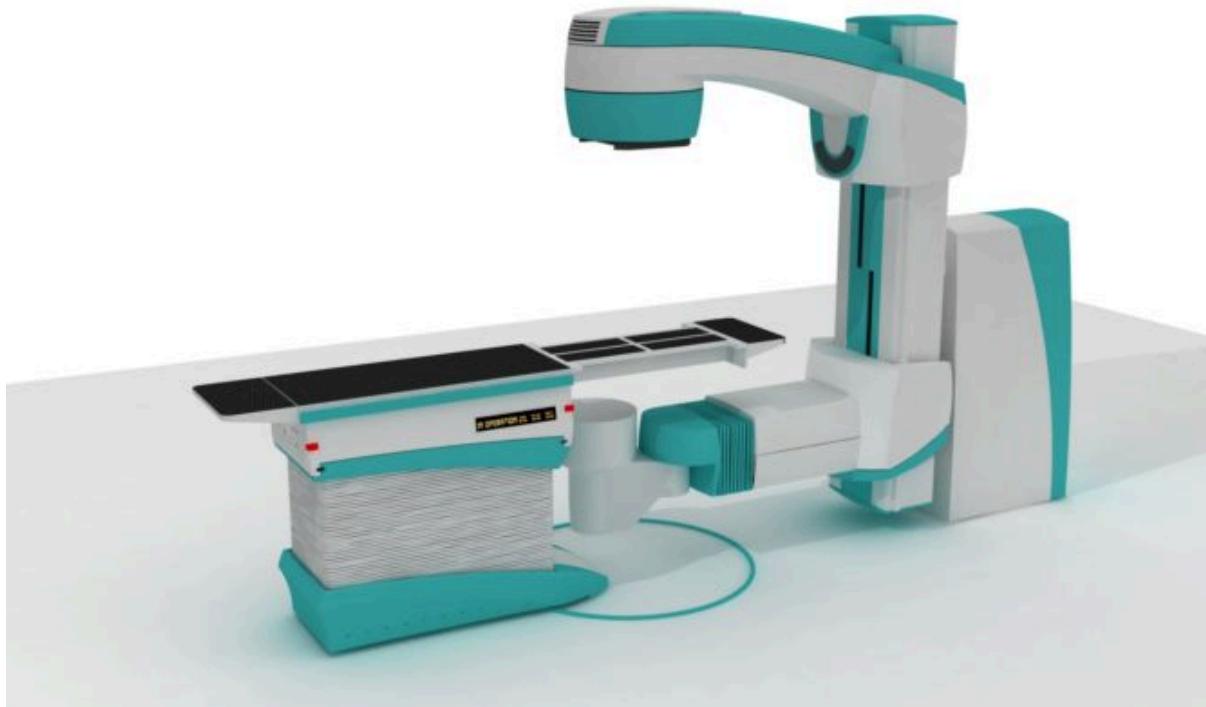


I za tri faze recimo da je $CTDI_{vol}$ isti i iznosi 10mGy , tada će DLP biti $\text{DLP}=3*20\text{cm}*10\text{mGy}=600\text{mGy cm.}$

Znači što više faza doza će biti veća.

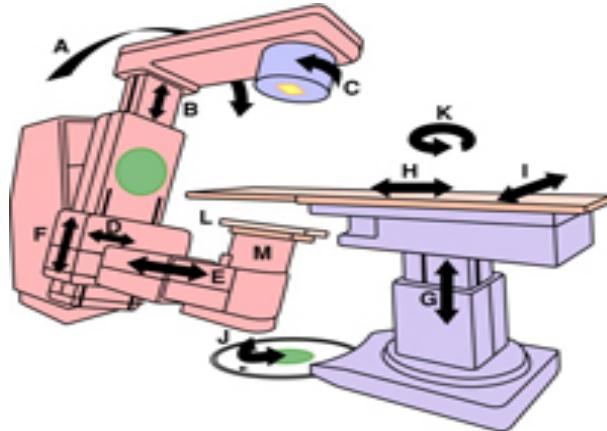
5. Digitalni radioterapijski simulator

Radijaciona terapija je jedan od utvrđenih načina lečenja raka. Simulator pomaže da se utvrde fizičke granice tumora i njegov odnos sa okolnim zdravim tkivom, radi pravilnog odabira orijentacije i veličine radioterapijskog snopa [4]. Takođe je korisan i za verifikaciju plana tretmana. Simulator je osnovno sredstvo za poboljšanje kvaliteta radioterapijskog tretmana. Glavni delovi simulatora su: gentri, kolimator, rendgenska cev, jedinica za obradu sliku, sistem za pozicioniranje pacijenta i daljinska upravljačka konzola. Simulator je sličan akceleratoru koji se koristi pri teleterapiji, osim što on proizvodi dijagnostiči snop X zračenja, za razliku od akceleratora koji proizvodi terapijski snop zračenja, odnosno proizvodi jonizujuće zračenje sa energijom od nekoliko MeV-a. Koliminisani X zraci emituju se iz rendgenske cevi, i prolaze kroz pacijenta, dok se sa druge strane atenuiraju od strane detektora, koji intezitet atenuiranog X zračenja konvertuje u digitalne slike uz pomoć pojačavača slike sa CCD kamerom ispred njega. Što je analogno digitalnoj fluoroskopiji. Pojačavač slike se nalazi nasuprot rendgenskoj cevi, na drugom kraju C-luka, koji omogućava daljinsko poziconiranje pojačavača slike na region od interesa.



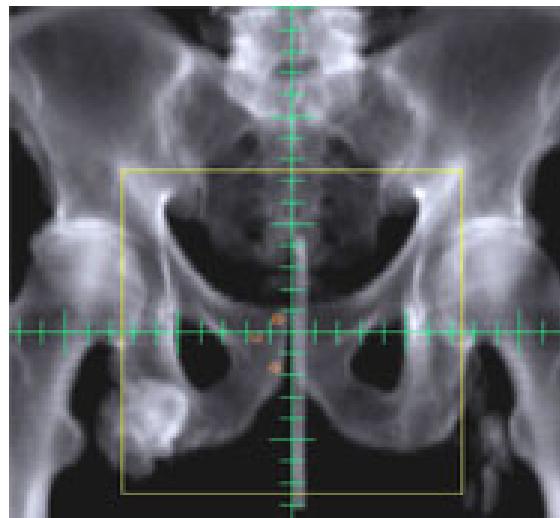
Slika 49. Simulator sa C-lukom

Svi pokreti gentrija, kolimatora, i pojačavača slike, odnosno C-luka se mogu kontrolisati preko kontrola na stolu, ili iz sobe za daljinsko upravljanje.

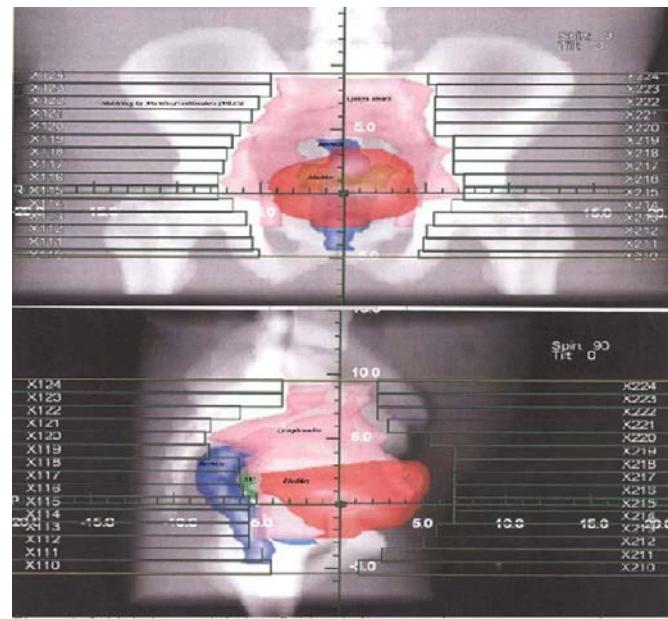


Slika 50. Rotacije stola, kolimatora, gentrija, i kompletнog C-luka.

Snimljena slika može biti skoro trenutno obrađena i analizirana, i dati nam podatke o lokaciji tumora, njegovoј zapremini, kao i njegovu blizinu kritičnim strukturama. Ove slike se prebacuju u kompjutertske sisteme za planiranje tretmana, radi formulisanja plana isporuke doze zračenja tumoru. Na slici 51 prikazan je snimak koji se dobija na simulatoru i prosleđuje u kompjutertske sisteme za planiranje tretmana.



Slika 51. Snimak na simulatoru koji se prosleđuje u kopjuterski sistem za planiranje radioterapije



Slika 52. Planiranje veličine snopa multilif kolimatorima (uredaj koji je sastavljen od pojedinačnih "listova" koji su napravljeni od materijala visokog atomskog broja, koji se ne zavisno mogu pomerati u odnosu na snop zračenja kako bi ga blokirali) na osnovu slike dobijene na simulatoru

5.1. Karakteristike

Simulator je geometrijski izocentričan kao i akcelerator, koji se koristi u terapijske svrhe, kako bi slike koje dobijemo sa simulatora mogli koristiti za planiranje i verifikaciju tretmana. Svi pokreti glavne jedinice i pacijentnog stola su motorizovani kako bi se obezbedilo brže pozicioniranje pacijenta. Posedovanje DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine, DICOM standard se odnosi na to da svi aparati koriste iste formate slika i informacija) standarda omogućava brz prenos slika i simulacija na druge uređaje u mreži, što znatno olakšava proces planiranja tretmana. Razumljiv korisnički interfejs i operacije, omogućavaju operateru rad sa sistemom pomoću miša i tastature koji se nalaze na kontrolnoj konzoli. Simulator se nalazi u bunkeru, koji ima automatsku kontrolu zatvaranja olovnih vrata, što omogućava operateru da bez izlaganja X zračenju preko daljinske kontrolne konzole kontroliše simulator, i da istovremeno posmatra pacijenta kroz prozor sa visokim atenuacionim koeficijentom.

Tabela 1. Karakteristike simulatora [4]

Specifikacije simulatora

Razdaljina fokusa od ose (FAD)	800-1200mm
Visina izocentra	1280mm
Gentri (C-luk) rotacija	Motorizovan, izocentričan dizajn, 180°
Rotacija kolimatora	Motorizovan, 100°
Veličina polja	450mm x 450mm (za FAD od 1000mm)
Pozicioniranje pacijentnog stola	Motorizovan-četiri ose pomeranja
Generator rendgenske cevi	Snaga: 65kW KVp: 40-125 (Fluoroskopija), 40-150 (Radiografija) mA: 0.2-12.5 (Fluoroskopija) 10-1000 (Radiografija)

Rendgenska cev	Fokalna tačka : 0.4 mm x 0.8 mm, anodni ugao od 15°
Napon napajanja	Trofazni, 400V

6. Brahiterapija

Brahiterapija je tehnika radioterapije kod koje se izvor (radioaktivni izotop) dovodi u neposredni kontakt sa tkivom koje treba zračiti. Ime joj potiče od grčke reči “*brahi*” što znači kratak, stoga što se radi o zračenju na kratkoj udaljenosti između izvora zračenja i tumora koji se zrači, a koja je u rasponu od 0.5 do 5 cm maksimalno [11]. Zbog kratke distance, doza opada veoma brzo zbog inverznog kvadratnog zakona, pa okolna normalna tkiva primaju malu dozu u odnosu na sam tumor. Tako na primer kada se 65 Gy daje na 0.5 cm udaljenosti od izvora, doza na 2 cm iznosi 4.06 Gy [11]. Ove fizičke karakteristike brahiterapije imaju i radiobiološke prednosti. Dužina zračenja u brahiterapiji zavisi od brzine doze, odnosno od količine zračenja koju određen izvor isporuči u jedinici vremena.

Prema brzini doze, brahiterapija se deli u tri gupe:

1. Low Dose Rate-LDR

Brahiterapija niske brzine doze-isporučena doza zračenja je od 40 do 120 cGy/h, a tretman traje 24 do 144 sata, koje pacijent provodi u tretmanskoj prostoriji. I ako je doza niska, kontinualno delovanje onemogućava repopulaciju tumorskih ćelija, uz zaštitu normalnog tkiva.

2. Medium Dose Rate-MDR

Brahiterapija srednje brzine doze-isporučena doza od 2 do 12 Gy/h. Koristi se kod izvora Cs-137 u endokavitarnoj terapiji. Kada se koriste izvori MDR, umesto LDR, pri proračunu potrebna je korekcija doze za -15%. Kao izvori koristi se Cs-137.

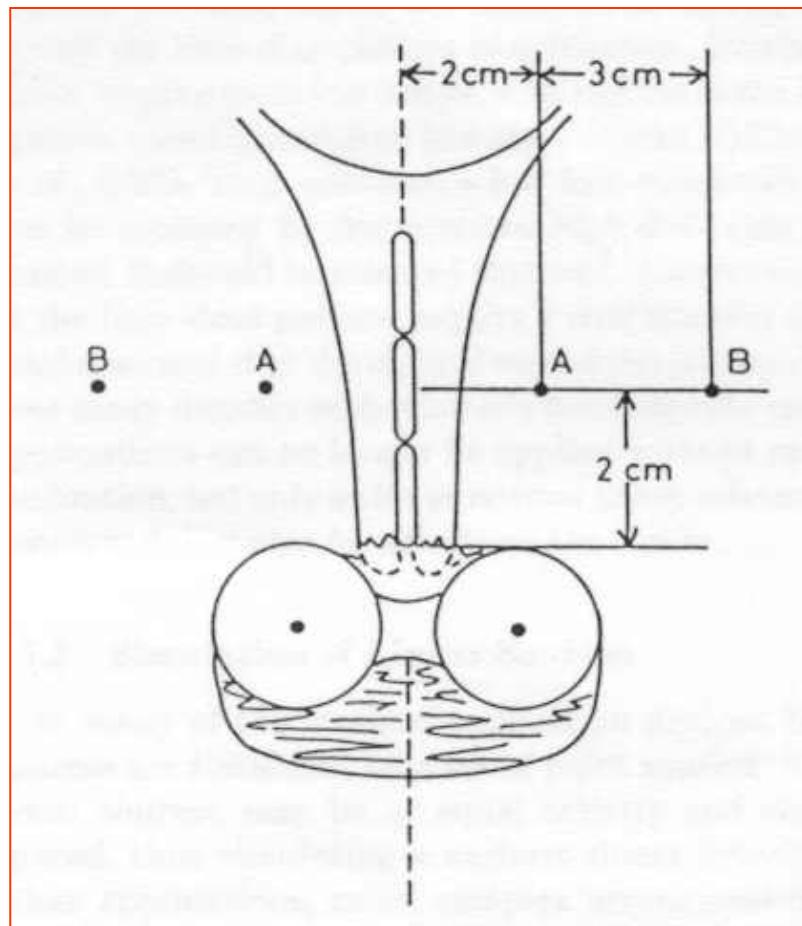
3. High Dose Rate-HDR

Brahiterapija velike brzine doze-isporučena doza veća od 12 Gy/h. Moderna oprema za HDR brahiterapiju (remote afterloading), može da isporučuje dozu od 0.12 Gy/s na distanci od 1 cm, što znači završetak tretmana u toku nekoliko minuta. Ova brahiterapija se obavlja u adekvatno zaštićenim prostorijama, omogućavajući ambulantni tretman pacijenta. HDR brahiterapija bi trebala biti podeljena u više tretmana kako bi se izbegla oštećenja okolnog zdravog tkiva. Kao izvori se prvo koristio Co-60 a zatim Ir-192

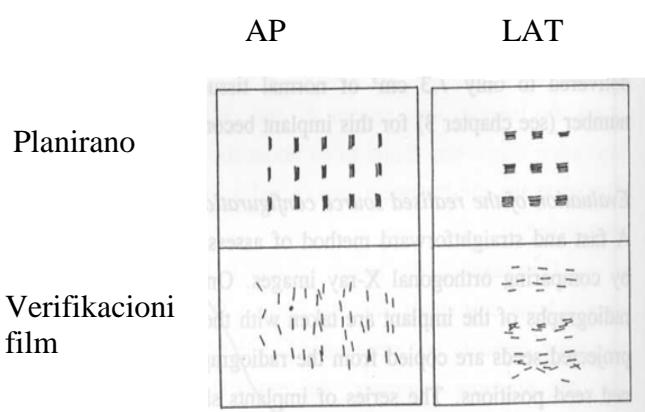
6.1. Upotreba fluoroskopskog sistema sa C-lukom pri planiranju tretmana HDR brahiterapije

Planiranje tretmana brahiterapije zahteva geometrijsku akviziciju informacija o implantaciji aplikatora i anatomije pacijenta. Ovo se obično može uraditi uz pomoć simulatora, fluoroskopskog sistema i CT-a [7]. Tipičan C-luk koji se koristi pri planiranju brahiterapije nije izocentričan, i nema mehaničku preciznost kao simulator. Fluoroskopska slika koja se dobija, koristi se za lokalizaciju izvora i aplikatora, i na osnovu nje planiranje tretmana. Verifikaciona slika, i planirana slika tretmana se prikazuju na HDR konzoli. Tako da se ne podudaranje slika, odnosno aplikatora sa planiranim položajem izvora može lako primetiti i izbeći pogrešna isporuka doze. Međutim sa ograničenim pomakom C-luka, ovaj metod je veoma glomazan za upotrebu, i nije pogodan za sve pacijente i sve vrste aplikatora [7].

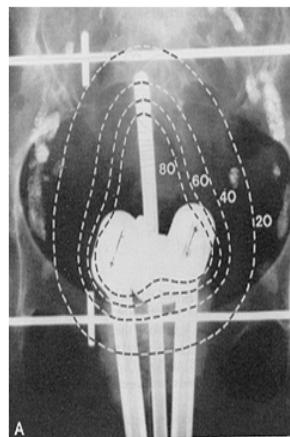
Dakle pre isporuke doze, vrši se implantacija aplikatora i izvora, lokalizacija aplikatora i izvora koja se dobija fluoroskopskim snimanjem, zatim plan terapije i tek onda isporuka doze. Tek kada je verifikacija tretmana završena, odnosno kada se na fluoroskopskim slikama položaj aplikatora i planirani položaj izvora poklapaju, i kada zadovoljavaju distribuciju doze, tada se u aplikator pušta izvor. Na osnovu lokalizacije aplikatora se pravi plan terapije, u kompjuterskoj stanici za planiranje. Kompjuterski program na osnovu položaja izvora u aplikatoru i vremena zadržavanja izvora uz metu proračunava kolika će doza biti predata tumoru, i koju dozu će primiti okolno tkivo. Na slici 53. je prikazana ginekološka aplikacija, gde se za tačku A određuje doza i pravi plan terapije. Nakon završenog planiranja se vrši verifikacija tretmana, uz pomoć dve radiografije sa oznakama na aplikatorima. Na slici 54. je prikazan planirani položaji aplikatora, i verifikacioni film na kome su prikazani položaji aplikatora. Nakon verifikacije moguće je ili prihvatiti distribuciju doze, ili napraviti novi plan terapije. Izodozna raspodela doze zračenja je prikazana na slici 55.



Slika 53. Određivanje doze koju treba predati tumoru, pri ginekološkoj aplikaciji



Slika 54. Prikazan je planiran i verifikacioni film za AP i LAT projekciju



Slika 55. Izodozna raspodela doze zračenja nakon završenog plana i verifikacije tretmana

Eksperimentalni deo

1. Dozimetrijske veličine

Apsorbovana doza ionizujućeg zračenja definiše se kao srednja apsorbovana energija dE proizvoljne vrste ionizujućeg zračenja u jedinici mase dm :

$$D = dE/dm \quad (15)$$

Izvedena jedinica u SI sistemu je grej (Gy). Grej je apsorbovana doza u telu čija je masa 1kg i kome je ionizujućim zračenjem unesena energija od 1 J. Ova veličina se ne može meriti direktno pomoću standardnih dozimetara jer se njima meri nanelektrisanje koje zračenje ionizacijom stvori u vazduhu, zato se koristi ekspoziciona doza zračenja.

Ekspoziciona doza zračenja je definisana za jonizujuće dejstvo fotonskog zračenja ograničeno na vazduh:

$$X = dQ/dm \quad (16)$$

gde Q predstavlja zbir nanelektrisanja svih jona istog znaka nastalih ionizacijom vazduha mase dm pri gubitku energije upadnog fotona. Jedinica za ekspozicionu dozu ionizujućeg zračenja je kulon po kilogramu (C/kg) i predstavlja onu količinu zračenja koja masi od 1kg vazduha može stvoriti jone istog znaka čije je ukupno nanelektrisanje 1C.

Štetno dejstvo zračenja se povećava kako sa intenzitetom zračenja tako i sa vremenom ozračivanja. Tako da brzinu ekspozicione doze možemo predstaviti sledećom jednačinom:

$$B_x = dX/dt \quad (17)$$

Merna jedinica je C/kg s.

Ekvivalentna doza definiše dejstva zračenja koja ne zavise samo od apsorbovane doze zračenja, koja je mera predate energije zračenja i mase tkiva nego i od vrste zračenja i od ozračene materije. Znači da će jednaka apsorbovana doza različitih vrsta zračenja izazvati i različite biološke učinke u nekom tkivu.

$$H = D Q N \quad (18)$$

D je apsorbovana doza, Q faktor kvaliteta , proizvod svih ostalih modifikujućih faktora N

Jedinica za ekvivalentnu dozu je Sv (J/kg). Faktor kvaliteta za beta, gama i X zračenje je 1.

Zbog potrebe određivanja stepena ozračenosti čovekovog organizma kao celine uvedena je efektivna ekvivalentna doza H_e koja je data relacijom

$$H_e = \sum W_i H_i \quad (19)$$

gde W_i predstavlja težinske faktore ozračivanja za pojedine organe a H_i odgovarajuće ekvivalentne doze. U tabeli 2 su predstavljeni težinski faktori za pojedine organe.

Tabela 2. Težinski faktori za pojedine organe

Tkivo	Faktor težine
Grudi	0,15
Tiroïdna žlezda	0,03
Koštana srž	0,12
Pluća	0,12
Celo telo	1

2. Dozimetrija tokom interventne kardiološke procedure (angiografija)

Praćenje izlaganja zračenju u interventnoj kardiologiji je obično fokusirano na glavnog operatera, iz razloga što su ekspozicije ostalog osoblja znatno manje [11]. Uvežbani doktori generalno imaju manje ekspozicione doze od doktora koji su na obuci, i koji provode više vremena na poziciji glavnog operatora i rade sporije. Pomoćno osoblje treba da se pridržava tri osnovna pravila zaštite od zračenja (štit, vreme izlaganja i udaljenost od izvora zračenja). Merenja brzine apsorbovane doze u laboratoriji za kateterizaciju u interventnoj kardiologiji su preuzeta iz predhodnih merenja Katedre za nuklearnu fiziku, prirodno-matematičkog fakulteta u Novom Sadu, i data su u tabeli 3. Fon iznosi $0.12 \mu\text{Sv/h}$.

Tabela 3. Rezultati merenja brzine apsorbovane doze u laboratoriji za kardijalnu kateterizaciju [11]

Lokacija	Fluoroskopija ($\mu\text{Sv}/\text{h}$)
Kontrolna soba	0.12
Vrata	0.12
Interventna soba-kardiolog	
Iza štitta	46
U snopu-ruke	356
Interventna soba-medicinske sestre	41
Interventna soba-tehničar	2.8

Doza zračenja za kardiologa je veća sa leve strane jer je ona bliža snopu X zraka, za razliku od desne koja je dalja. Kao što je predstavljeno u tabeli 3 doza za osoblje je manja od doze za glavnog operatora-kardiologa, zavisno od ugla snopa u odnosu na prisutno osoblje. Okupacione doze za kardiologa i osoblje u toku jedne procedure date su u tabeli 4. Broj pacijenata po jednom timu u toku dana je od 8 do 10.

Tabela 4. Okupacione doze za osoblje i glavnog operatora-kardiologa za jedan radni dan

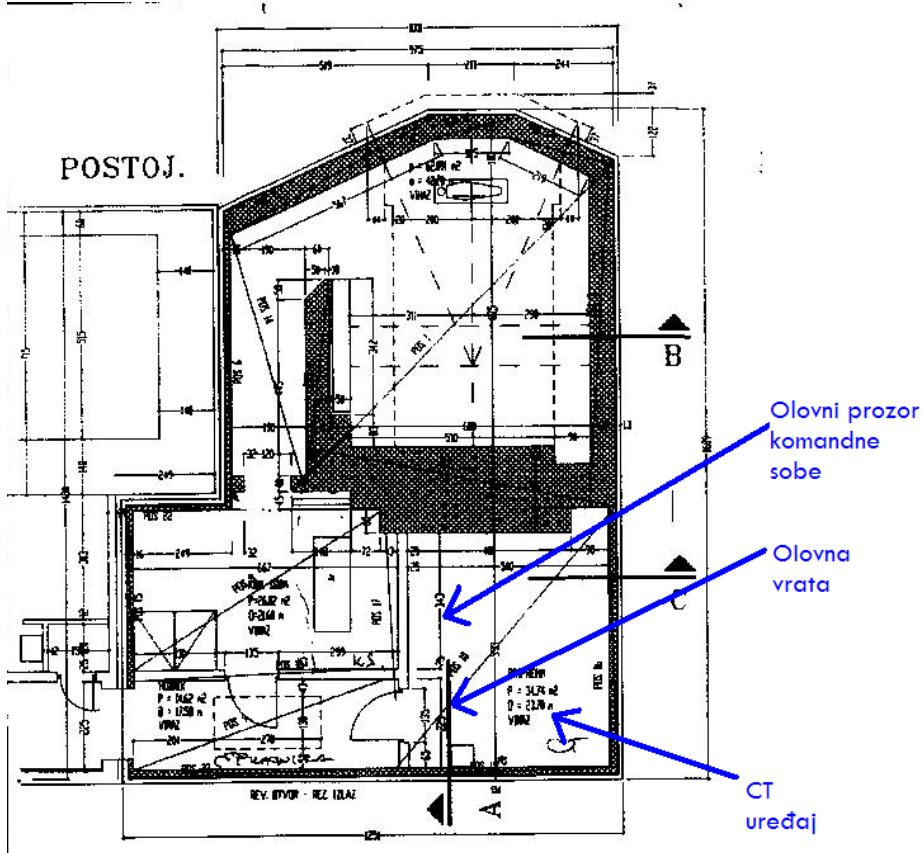
Profesionalno izložena lica	Efektivna doza(mSv)
Kardiolog	
Za telo iza štita	0.46
Za ruke	3.26
Medicinske sestre	0.41
Tehničar	0.028

Na osnovu Pravilnika o Granicama Izlaganja Jonizujućim Zračenjima i Merenjima Radi Procene Nivoa Izlaganja Jonizujućim zračenjima, granica efektivne doze za profesionalno izložena lica iznosi 100 mSv za pet uzastopnih godina (prosečna vrednost 20 mSv godišnje), uz dodatno ograničenje da ni u jednoj godini efektivna doza ne pređe vrednost od 50 mSv [9]. Dakle kardiolog

će nakon jedne radne nedelje imati efektivnu dozu za ruke od 19.56 mSv, dok će medicinske sestre efektivnu dozu od 20 mSv primiti tek kroz 47 radnih dana, a tehničar kroz 714 dana. Dakle jedino će tehničar biti u granicama efektivne doze na godišnjem nivou za profesionalno izložena lica propisanim zakonom.

3. Dozimetrija pri CT dijagnostici

Na Institutu za Onkologiju Vojvodine u Sremskoj Kamenici izvršena je dozimetrija CT uređaja u samoj prostoriji gde je smešten CT uređaj i u komandnoj sobi. Na slici 56 dat je šematski prikaz prostorije gde je smešten CT uređaj i komandna soba. CT uređaj je pozicioniran ka olovnom prozoru na komandnoj sobi. Izvršen je aksijalni presek i topogram fantoma sa vodom. Prikazan je dozimetrijski instrument i olovni staklo iz sobe gde je smešten CT uređaj, i olovni stakla iz komandne sobe, kao i olovnih vrata.



Slika 56. Prostorija gde se nalazi CT uređaj u zavodu za radiološku terapiju

U tabeli 5 dati su izmereni nivoi apsorbovane doze.

Tabela 5. Rezultati merenja brzine apsorbovane doze pri CT skeniranju fantoma sa vodom

Lokacija	Iznutra(µSv/h)	Spolja(µSv/h)
Prozor		
Aksijalni presek	110	0.25
Topogram	44.15	0.09
Vrata		
Aksijalni presek		0.16
Topogram		0.16

Fon iznosi $0.11 \mu\text{Sv/h}$. Iz tabele 5 se vidi da olovno staklo absorbovanu dozu redukuje za faktor 440. Razlog veće doze zračenja na olovno staklo pri aksijalnom skeniranju u odnosu na topogram je taj, što je CT uređaj pozicioniran tako da je pri skeniranju aksijalnog preseka snop X zračenja iz rendgenske cevi aparata usmeren ka prozoru na komandnoj sobi. Na olovnim vratima doza je neznatno veća od nivoa fona.

U toku dana pregleda se do 10 pacijenata, i jedno snimanje efektivno traje 3 minuta. U tabeli 6 su date okupacione doze operatera za komandnim stolom pri skeniranju aksijalnog preseka i pri topogramu, u toku jedne radne nedelje.

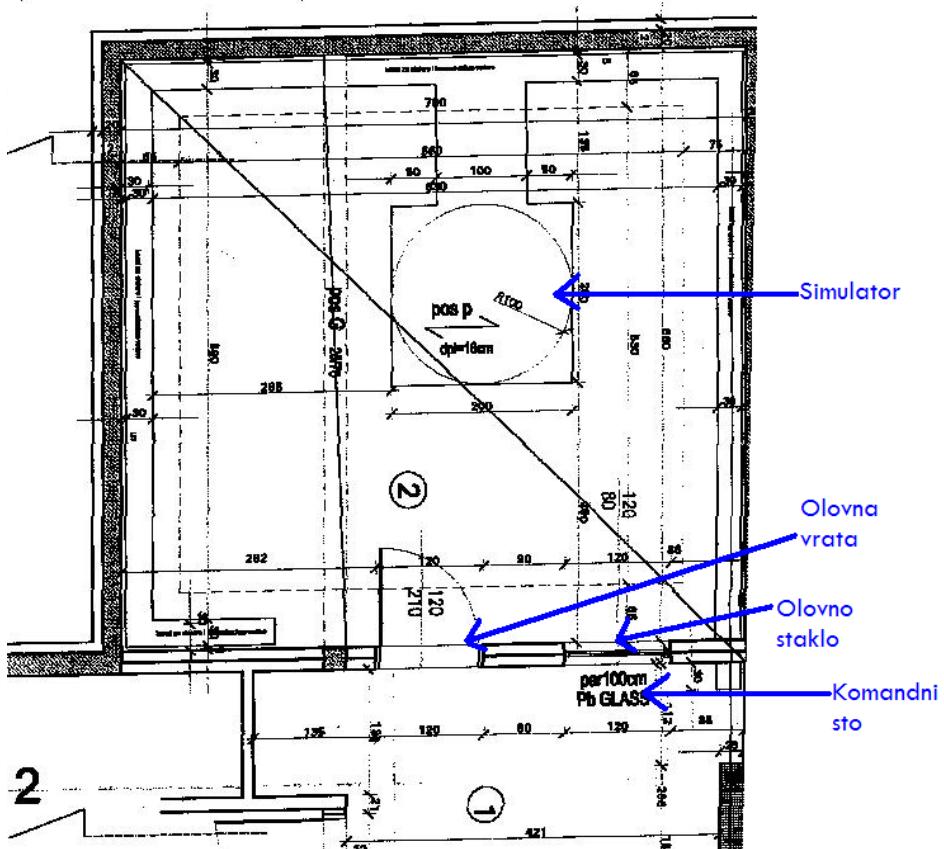
Tabela 7. Okupacione doze za operatera pri različitim procedurama snimanja

Tip procedure	Efektivna doza(mSv)
Topogram	0.000225
Aksijalni presek	0.000625

Dakle na osnovu Pravilnika o Granicama Izlaganja Jonizujućim Zračenjima i Merenjima Radi Procene Nivoa Izlaganja Jonizujućim zračenjima, granica efektivne doze za profesionalno izložena lica iznosi 100 mSv za pet uzastopnih godina (prosečna vrednost 20 mSv godišnje), uz dodatno ograničenje da ni u jednoj godini efektivna doza ne pređe vrednost od 50 mSv [9], operater će u toku godinu dana primiti dozu na nivou doze prirodnog fona koju primi normalno stanovništvo, koja iznosi 1 mSv.

4. Dozimetrija pri snimanju na simulatoru

Simulator kako je već navedeno u prethodnim poglavljima koristi fluoroskopski sistem. Izvršena je dozimetrija na simulatoru tipa Nucletron na Institutu za Onkologiju Vojvodine u Sremskoj Kamenici, u komandnoj sobi, na olovonom prozoru i na vratima. Na slici 57 dat je šematski prikaz prostorije gde se simulator nalazi.



Slika 57. Prostorija u kojoj se nalazi simulator

Merenja nivoa absorbovane doze koja su vršena tokom snimanja pacijenta, data su u tabeli 7.

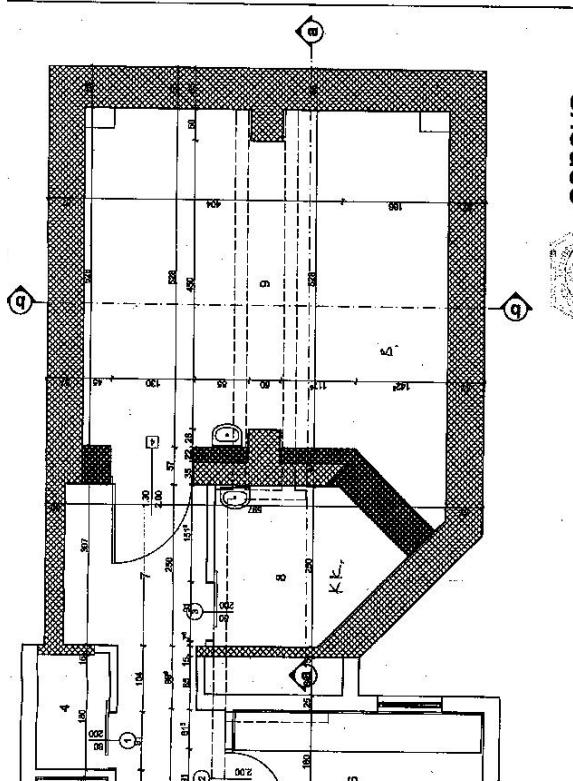
Tabela 7. Rezultati merenja brzine apsorbovane doze pri snimanju pacijenta na Simulatoru

Lokacija	Spolja ($\mu\text{Sv}/\text{h}$)
Komandni sto	0.12
Prozor	0.20
Vrata	0.18

Broj pacijenata u toku dana je prosečno do 10, i po pacijentu do 4 ekspozicije, gde je trajanje jedne ekspozicije 3 sekunde. Okupaciona doza za operatera za komandnim stolom u toku jedne radne nedelje će iznositi $0.02 \mu\text{Sv}/\text{h}$. Dakle operater za komandnim stolom pri snimanju na Simulatoru u toku godinu dana će primiti dozu koja je na nivou prirodnog fona koje primi stanovništvo.

5. Dozimetrija HDR brahiterapije

Kod brahiterapije kao radioterapijske procedure, veoma je bitan sistem zaštite od zračenja, naročito pri slanju izvora zračenja u telo pacijenta. Iz tih razloga koristi se sistem sa daljinskim upravljanjem (*remote afterloading*), kako osoblje ne bi primilo nepotrebne doze zračenja, pri slanju izvora u telo pacijenta. Prostorija je obezbeđena sistemom mera zaštite od zračenja, tako da vrata na sobi za brahiterapiju se automatski zaključavaju pri slanju izvora u pacijenta, kako ne bi moglo doći do akcidenta (pacijent može ustati i izaći sa izvorom u sebi i ozračiti osoblje). Kako je u 6 poglavљу teorijskog dela navedeno, za planiranje i verifikaciju tretmana koristi se fluoroskopski sistem. Šematski prikaz prostorije za izvođenje HDR brahiterapije je dat na slici 58.



Slika 58. Prostorija u kojoj se nalazi HDR uređaj za brahiterapiju

Dozimetrija je izvršena na Institutu za Onkologiju Vojvodine u Sremskoj Kamenici pri slanju izvora zračenja u telo pacijenta, pri fluoroskopskom snimanju i pri grafiji. Uredaj koji se koristi za HDR brahiterapiju je tipa GAMA MED PLUS. U njemu se nalazi iridijumski izvor Ir-192, i njegova aktivnost na dan kada su merenja izvršena je iznosila 5.9 Ci. Pri toj aktivnosti vreme trajanja zračenja je 8 minuta. U tabeli 8. dati su rezultati merenja nivoa apsorbovane doze pri zračenju pacijenta.

Tabela 8. Resultati merenja brzine apsorbovane doze pri zračenju pacijenta

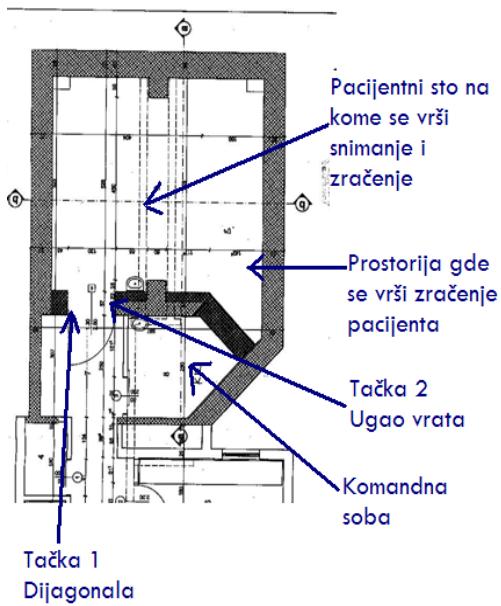
Lokacija	Doza zračenja ($\mu\text{Sv}/\text{h}$)
Komandni sto	0.13
Vrata-sredina	0.233
Vrata-ćošak	25

Fon iznosi $0.12 \mu\text{Sv/h}$. U levom čošku vrata postoji otvor, iz tih razloga je tamo doza najveća, dok je na sredini vrata doza manja za faktor 100. U tabeli 9 dati su rezultati merenja apsorbovane doze zračenja pri fluoroskopiji i grafiji.

Tabela 9. Rezultati merenja brzine apsorbovane doze pri fluoroskopiji i grafiji

Lokacija	Fluoroskopija ($\mu\text{Sv/h}$)		Grafija ($\mu\text{Sv/h}$)	
	PA	Lat	PA	Lat
Dijagonala	0.4	22.6	2.28	14.97
Ugao vrata	5.18	13.8		

Na slici 59 dat su tačke u prostoriji na kojima je izvršeno merenje. U praksi je ustaljeno da se vrata pri ovom snimanju ne zatvaraju. Doza po dijagonali je veća pri lateralnom snimanju jer je tada snop usmeren ka tački gde se vrši merenje, na slici 59 ta tačka je označena brojem 1.



Slika 59. Opis prostorije za izvođenje HDR brahiterapije, i tačke na kojima je vršeno merenje

Broj pacijenata je oko 6 na dan, i po svakom pacijentu se izvrši od 5 do 6 skopija i 2 grafije. Kako komandna soba ima dobru zaštitu od zračenja, gde je nivo apsorbovane doze pri zračenju i

snimanju na nivou fona, predstavićemo efektivnu dozu za osoblje koje bi tokom procedura se nalazilo na tački 1 na slici 59. odnosno kada bi osoba stajala kod levog čoška vrata. Okupaciona doza za osoblje koje bi provodilo vreme tokom procedura na pomenutim tačkama bi iznosila u toku jedne radne nedelje 0.1 mSv, dakle i na toj poziciji osoblje u toku godinu dana će primiti manju dozu od one koja je propisana Pravilnikom o Granicama Izlaganja Jonizujućim Zračenjima i Merenjima Radi Procene Nivoa Izlaganja Jonizujućim zračenjima [9].

Pored ovih merenja izvršeno je merenje nivoa apsorbovane doze i samog uređaja za HDR brahiterapiju. Izgled uređaja za HDR brahiterapiju je dat na slici 60.

Tabela 10. Rezultati merenja brzine apsorbovane doze kućišta aparata za HDR brahiterapiju

Lokacija

Na kućištu spreda	2.2 µSv/h
Na kućištu desno	4.2 µSv/h
Na kućištu levo	2.7 µSv/h
Na kućištu sa zadnje strane	3.4 µSv/h

Na osnovu rezultata merenja iz tabele 10 ne preporučuje se zadržavanje pored kućišta aparata kada nije u upotrebi zbog nepotrebnog izlaganja zračenju.



Slika 60. Uređaj za HDR brahiterapiju

Zaključak

Cilj ovog rada je bio da se na primeru nekoliko različitih dijagnostičkih (fluoroskopija, CT) i radioterapijskih procedura (brahiterapija) predstavi uticaj različitih faktora na kvalitet slike. Uz detaljan opis pomenutih metoda, urađena je i eksperimentalna provera brzine apsorbovane doze na različitim mestima, kao i proračun okupacionih doza operatera koji svakodnevno učestvuju u izvođenju pomenutih procedura.

Na osnovu prikazanih rezultata merenja nivoa apsorbovane doze, i izračunatih efektivnih doza za profesionalno izložena lica zračenju koja rade na Institutu za Onkologiju Vojvodine u Sremskoj Kamenici, može se zaključiti da su mere zaštite od zračenja na odgovarajućem nivou, i da su nivoi efektivnih doza profesionalno izloženih lica zračenju mnogo manji od onih koji su propisani zakonom. Izuzetak je interventna kardiologija, gde usled specifičnosti same procedure (konstantno prisustvo lekara u Sali tokom izvođenja intervencije) kardiolozi primaju visoke doze zračenja, čak i prilikom pravilne upotrebe preporučenih zaštitnih sredstava. U ovom slučaju posebno, veoma je bitno obučavanje kardiologa i medicinskog osoblja na interventnoj kardiologiji o efikasnom korišćenju zaštitnih sredstava i mera zaštite, i unapređivanje njihovog znanja o jonizujućem zračenju, interakcijama sa materijom, biološkim efektima zračenja i zaštiti od zračenja. Pridržavanjem protokola i korišćenjem sredstava i mera za zaštitu od zračenja, rizici izloženosti profesionalnih lica zračenju, se mogu svesti na razumni nivo, kao što su merenja i pokazala. Poštovanje ALARA (*As Low As Reasonable Achievable*) principa (onoliko nisko koliko je to razumno), je veoma bitna mera zaštite od zračenja kako profesionalno izloženih lica zračenju tako i pacijenata. ALARA princip govori o tome da doze zračenja treba držati na što nižem nivou, a da i dalje možemo dobiti željene informacije na slikama, ili željeni efekat u raioterapijskim procedurama. Upravo iz tog razloga je posebno značajna dodatna edukacija svog medicinskog osoblja koje radi na dijagnostičkim i terapijskim procedurama koje koriste ionizujuće zračenje u svom radu. Što se kvaliteta slike tiče, ne treba se postići idealan, već zadovoljavajući kvalitet, a što se tiče upućivanja pacijenata na određena snimanja uvek treba sagledati adekvatnu nužnost primene određenog zračenja, bez obzira da li je u pitanju konvencionalna radiografija ili CT, na primer.

Dakle pravilnim korišćenjem sredstava i mera zaštite od zračenja, korišćenjem ALARA principa, obrazovanjem medicinskog osoblja o jonizujućem zračenju, i poštovanjem zakona o Zaštiti od jonizujućeg zračenja i nuklearne bezbednosti, smanjuje se u velikoj meri izloženost zračenju a samim tim se i doze za profesionalno osoblje mogu svesti ispod granica propisanih zakonom.

Reference:

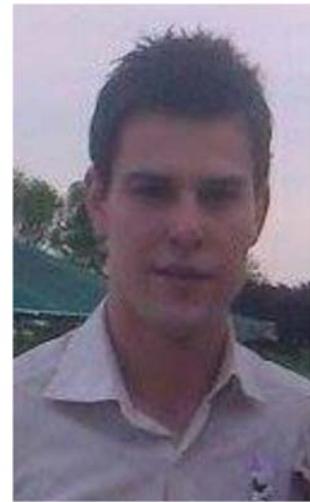
1. Bushong S.C. , Radiologic science for technologists, 1988
2. Chatterjee A., Interaction of ionizing radiation with matter, 1988
3. Guy C., Fytche D., An introduction to the principles of medical imaging
4. Glasgow G.P., Perez C.A. , Principles and practice of radiation oncology
5. Hendee W., Ritenuor R., Medical imaging physics, Fourth Edition, 2003
6. Jiang Hsieh Ph.D. , Computed Tomography, Second Edition: Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances, 2009
7. Lizhong L., Daniel A., Bassano M., Satish C., On the use of C-arm fluoroscopy for treatment planning in high dose rate brachytherapy, 2003
8. Perry Sprawls, Ph.D. , The Physical Principles of Medical Imaging, Second Edition
9. Pravilnik o granicama izlaganja ionizujućim zračenjima i merenjima radi procene nivoa izlaganja ionizujućim zračenjima
10. Turner J., Atoms, radiation, and radiation protection, 1986
11. Todorovic N., Bikit I., Nikolov J., Forkapic S., Mrdja D., Todorovic S., work place monitoring during interventional cardiology procedures, 2011
12. Wilkinson A., Ph.D., Weinhous M., Ph.D., Crownover R., Ph.D., The Radiobiology and Physics of Brachytherapy, 1999
13. http://www.hopkinsmedicine.org/healthlibrary/test_procedures/orthopaedics/fluoroscopy_procedure
14. http://en.wikipedia.org/wiki/Charge-coupled_device
15. http://rpop.iaea.org/rpop/rpop/content/informationfor/healthprofessionals/_radiology/fluoroscopy.htm
16. http://www.Computed_tomography_Radiology_Reference_Article_Radiopaedia.org.html

- 17.[http://www.Mathematics_and_Physics_of_Computed_Tomography_\(CT\)_Demonstrations_and_Practical_Examples_InTechOpen.html](http://www.Mathematics_and_Physics_of_Computed_Tomography_(CT)_Demonstrations_and_Practical_Examples_InTechOpen.html)
- 18.<http://en.wikipedia.org/wiki/X-ray>

Biografija

Miloš Krivokuća je rođen u Vrbasu 20.10.1990. godine. Osnovnu školu „ Isidor Bajić“ u Kuli je završio 2005. godine. Zatim je upisao gimnaziju „ Petro Kuzmjak“ u Ruskom Krsturu, opšti smer koju je završio 2009. godine. Iste godine 2009. upisao je studije fizike, smer medicinska fizika, na Prirodno-matematičkom fakultetu u Novom Sadu, koje je završio 2013. godine.

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



UNIVERZITET U NOVOM SADU
PRIRODNO-MATEMATIČKI FAKULTET

KLJUČNA DOKUMENTACIJSKA INFORMACIJA

Redni broj:

RBR

Identifikacioni broj:

IBR

Tip dokumentacije: Monografska dokumentacija

TD

Tip zapisa: Tekstualni štampani materijal

TZ

Vrsta rada: Master rad

VR

Autor: Miloš Krivokuća

AU

Mentor: Dr Jovana Nikolov, docent

MN

Naslov rada: Kvalitet slike i dozimetrija u izabranim dijagnostičkim i terapijskim metodama

NR

Jezik publikacije: srpski (latinica)

JP

Jezik izvoda: srpski/engleski

JI

Zemlja publikovanja: Republika Srbija

ZP

Uže geografsko područje: Vojvodina

UGP

Godina: 2015

GO

Izdavač: Autorski reprint

IZ

Mesto i adresa: Prirodno-matematički fakultet, Trg Dositeja Obradovića 4,
Novi Sad

MA

Fizički opis rada: 13/95/19/10/60/0

FO

Naučna oblast: Fizika

NO

Naučna disciplina: Medicinska Fizika

ND

Predmetna odrednica/ ključne reči: Kvalitet slike, dozimetrija, dijagnostičke i terapijske metode

PO**UDK**

Čuva se: Biblioteka departmana za fiziku, PMF-a u Novom Sadu

ČU

Važna napomena: nema

VN

Izvod: U ovom radu su opisane određene dijagnostičke i terapijske metode, kvalitet slike i okupaciona doza profesionalno izloženog osoblja pri opisanim metodama.

Korišćeni su Radiagem i Inspector dozimetri.

Dobijeni rezultati su u saglasnosti sa pravilnikom o granicama profesionalno izloženih lica.

Datum prihvatanja teme od NN

veća: April, 2015.

DP

Datum odbrane: Jun, 2015.

DO

Članovi komisije:

KO

Predsednik: Dr Nataša Todorović, vanredni profesor

član: Dr Maja Stojanović, vanredni profesor

član: Dr Borislava Petrović, docent

član: Dr Jovana Nikolov, docent, mentor

UNIVERSITY OF NOVI SAD
FACULTY OF SCIENCE AND MATHEMATICS

KEY WORDS DOCUMENTATION

Accession number:

ANO

Identification number:

INO

Document type: Monograph publication

DT

Type of record: Textual printed material

TR

Content code: MSc thesis

CC

Author: Miloš Krivokuća

AU

Mentor/comentor: Jovana Nikolov, PhD, Assistant Professor

MN

Title: Image quality and dosimetry in specific diagnostic and

therapeutic procedures

Language of text: Serbian (Latin)

LT

Language of abstract: English

LA

Country of publication: Serbia

CP

Locality of publication: Vojvodina

LP

Publication year: 2015

PY

Publisher: Author's reprint
PU

Publication place: Faculty of Science and Mathematics, Trg Dositeja Obradovića
4, Novi Sad

PP

Physical description: 13/95/19/10/60/0

PD

Scientific field: Physics

SF

Scientific discipline: Medical physics

SD

Subject/ Key words: Image quality, dosimetry, diagnostic and therapeutic
procedures

SKW

UC

Holding data: Library of Department of Physics, Trg Dositeja Obradovića 4

HD

Note: none

N

Abstract: In this paper we describe specific diagnostic and therapeutic
procedures, image quality and occupational doses for
professionally exposed personnel in the described procedures.
We are used Radiagem and Inspector dosimeters.

The results are in accordance whit the rules on the limits for
professional exposed persons.

Accepted by the Scientific

Board: April, 2015.

ASB

Defended on: June, 2015.

DE

Thesis defend board:

DB

President: Nataša Todorović, PhD, Associate Professor

Member: Maja Stojanović, PhD, Associate Professor

Member: Borislava Petrović, PhD, Assistant Profesor

Jovana Nikolov, PhD, Assistant Profesor