



UNIVERZITET U NOVOM SADU
PRIRODNO MATEMATIČKI
FAKULTET



**IMPLEMENTACIJA NOVOG IAEA QC
PROTOKOLA U RADIOGRAFIJI**
- MASTER RAD -

Mentor:
Prof. dr Jovana Nikolov
dr Predrag Božović

Kandidat:
Dejana Hornjak

Novi Sad, avgust 2022.

Zahvalnica i posveta

Želela bih da se zahvalim svim profesorima i asistentima koje sam imala zadovoljstvo upoznati, te na njihovom nesebičnom pomaganju i prenesom znanju tokom mojih studija.

Posebno želim da se zahvalim Institutu za nuklearne nauke „Vinča“ koji su mi pružili priliku da eksperimentalni deo svog master rada uradim u saradnji sa njima. Pored ovoga, želela bih da se zahvalim Kliničkom centru Vojvodine, kao i kolegincima Uni Molnar, koji su omogućili da se eksperimentalni deo ovog master rada uradi kod njih.

Takođe želim mnogo da se zahvalim svom mentoru prof. dr Jovani Nikolov i dr Predragu Božoviću na njihovim savetima i smernicama kao i na nesebičnoj podršci prilikom pisanja ovog rada, kao i prof. dr Nataši Todorović i prof. dr Oliveri Klisurić.

Na kraju želim da se zahvalim svojoj porodici i prijateljima, posebno mami Ljilji, tati Dejanu i bratu Goranu.

Sadržaj

1. UVOD	6
2. RENDGENSKO ZRAČENJE	7
2.1. Mehanizam proizvodnje rendgenskog zračenja i spektri rendgenskog zračenja	8
2.1.1. Bremštralung (zakočno) zračenje	8
2.1.2. Karakteristično zračenje	10
2.2. Rendgenska cev	11
2.2.1. Katoda i anoda	11
2.2.2. Kolimatori	13
2.2.3. Filtracija	13
2.3. Primena u medicini	14
2.3.1. Radiografija	14
2.3.2. Fluoroskopija	15
2.3.3. Mamografija	16
2.3.4. CT	16
3. KONTROLA KVALITETA	17
3.1. Učestalost izvođenja kontrole kvaliteta	18
3.2. Dnevne kontrole	19
3.3. Kontrola kvaliteta snopa X- zraka	19
3.3.1. Filtracija	19
3.3.2. Veličina fokalne tačke	20
3.3.3. Kolimacija	20
3.3.4. Kontrola generatora	20
3.3.5. Kalibracija indikatora visokog napona	21
3.4. Pravilnik o primeni izvora jonizujućih zračenja u medicini	21
4. SMERNICE IAEA “Human Health Series No. 39”	24
4.1. Daljinska i automatizovana kontrola kvaliteta	24
4.1.1. Daljinska kontrola kvaliteta	25
4.1.2. Automatizovana kontrola kvaliteta	25

4.2. Opis fantoma	25
4.3. Dozimetrija.....	26
5. KVALITET SLIKE.....	28
5.1. Osnove teorije slike	28
5.1.1. Teorija linearnih sistema	28
5.1.2. Stohastička svojstva.....	29
5.1.3. Teorija uzorkovanja.....	30
5.2. Kontrast	30
5.2.1. Definicija kontrasta	30
5.2.2. Karakteristike sive skale.....	31
5.3. Neoštrina	32
5.4. Šum.....	33
5.5. Analiza kvaliteta slike	34
5.5.1. Kvantni odnos signala i šuma (SNR)	34
5.5.2. Detektivna kvantna efikasnost (DQE).....	34
5.5.3. Odnos signala i šuma.....	34
5.5.4. $SNR^2/dose$	35
5.6. Dostupni programi za analizu kvaliteta slike	35
6. APARATURA.....	36
6.1. Siemens Luminos dRF Max	36
6.1.1. Namena.....	36
6.1.2. Fizička funkcionalnost.....	36
6.1.3. Pregled sistema.....	36
6.1.4. Tehnički opis	37
6.2. Fantom i njegova postavka.....	38
6.3. Dobijanje slike.....	40
7. REZULTATI.....	41
7.1 Diskusija.....	55
8. ZAKLJUČAK	56
LITERATURA	57
BIOGRAFIJA.....	58

1. UVOD

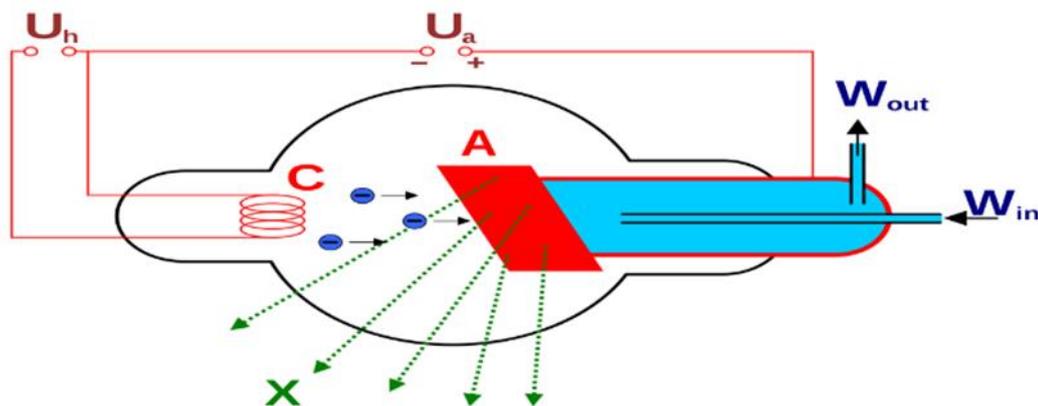
Medicinsko izlaganje jonizujućem zračenju ostaje daleko najveći doprinos dozi zračenja iz izvora zračenja koje je napravio čovek. Aktuelni problemi zaštite od zračenja pri medicinskom izlaganju uključuju ne samo brzo povećanje kolektivne doze, već i to da je veliki broj dijagnostičkih imidžing procedura nepotreban. Upotreba ispitivanja i postupaka koje povećavaju pacijentnu dozu i okupaciono izlaganje zahtevaju povećan naglasak na primeni osnovnih principa zaštite od zračenja kao opravdanja i optimizacije. Dijagnostičke i interventne procedure pokrivaju raznovrstan spektar tipova pregleda, koji postaju sve učestaliji i složeniji.

Program kontrole kvaliteta ima elemente za obezbeđivanje visokog i konzistentnog kvaliteta slike, kao i za korišćenje odgovarajućih što je moguće nižih doza u radiološkim pregledima. Složena priroda kvantifikacije kvaliteta slike u radiološkom snimanju i u određivanju odgovarajućih indikatora doze nalaže da fizičar mora biti uključen u dizajn i nadzor bilo kojeg programa kontrole kvaliteta i u mnogim slučajevima koji uključuju složenu opremu, takođe mora biti uključen u merenje, snimanje i analizu podataka kontrole kvaliteta. Mnogi procesi u programu kontrole kvaliteta zahtevaju snažno tehničko znanje i iskustvo koje može da pruži medicinski fizičar.

2. RENDGENSKO ZRAČENJE

Rendgensko (X-) zračenje otkriva Wilhelm Conrad Roentgen 1895. godine izučavajući pojave pražnjenja u katodnoj cevi. Utvrđeno je da su X zraci elektromagnetne prirode, vrlo kratkih talasnih dužina, od 1–100 Å [1]. Komptonov efekat (rasejanje X-zraka na materiji) potvrđuje njihovu korpuskularnu prirodu, dok difrakcija dokazuje njihovu talasnu prirodu.

Proizvodnja rendgetskih zraka uključuje bombardovanje debele mete sa elektronima. Ovi elektroni bivaju usporeni kroz procese rasejanja i sudara, što rezultira u proizvodnju zakočnog i karakterističnog zračenja. X-zraci se proizvode u rendgenskim cevima (Slika 2.1). To su cevi sa visokim vakuumom i dve elektrode (katoda koja se zagreva i antikatoda/anoda) između kojih je velika razlika potencijala, reda veličine nekoliko desetina, a možda i nekoliko stotina kV . Usled zagrevanja (termoelektronska emisija) katoda emituje elektrone koji se ubrzavaju u električnom polju između katode i anode. Visok vakuum je neophodan da gasovi ne bi ometali prolaz elektrona kroz cev i da ne bi došlo do pražnjenja kroz gas usled visokog napona. Anoda je nagnuta pod uglom od 45° u odnosu na pravac kretanja elektrona [2]. Mesta na anodi koja su izložena udaru elektrona postaju izvori X-zraka. Zbog stalnog bombardovanja elektronima dolazi do zagrevanja anode. Pri tome se samo oko 1% energije snopa elektrona pretvara u energiju X-zračenja, dok se ostalo pretvara u toplotu. Zbog toga je potrebno hladiti anodu. Hlađenje se može postići na nekoliko načina: vazduhom, vodom ili uljem. Najčešće se hlađenje vodom ostvaruje tako što ona struji kroz šuplju anodu [2].



Slika 2.1. Šematski prikaz vakuumske cevi [2].

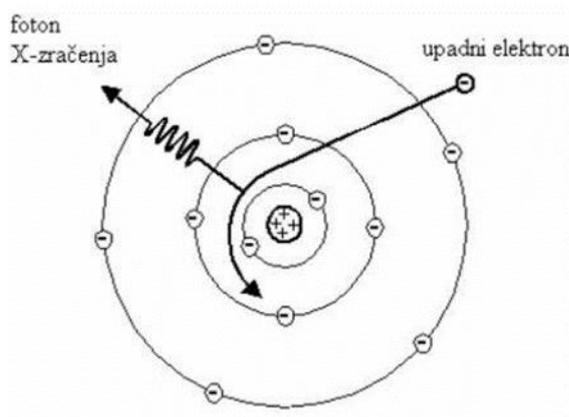
Rendgen je u period od 1895. do 1897. godine ispitivao osobine X-zraka. Prilikom istraživanja zapazio je da oni imaju veliku prodornu moć, jonizaciono dejstvo, izazivaju luminescenciju i zacrnjenje fotografske ploče (fotohemijsko dejstvo) [1].

2.1. Mehanizam proizvodnje rendgenskog zračenja i spektri rendgenskog zračenja

Principijelno postoje dva različita procesa koji dovode do emisije X-zraka, po kojima X-zračenje delimo na zakočno i karakteristično X-zračenje [1].

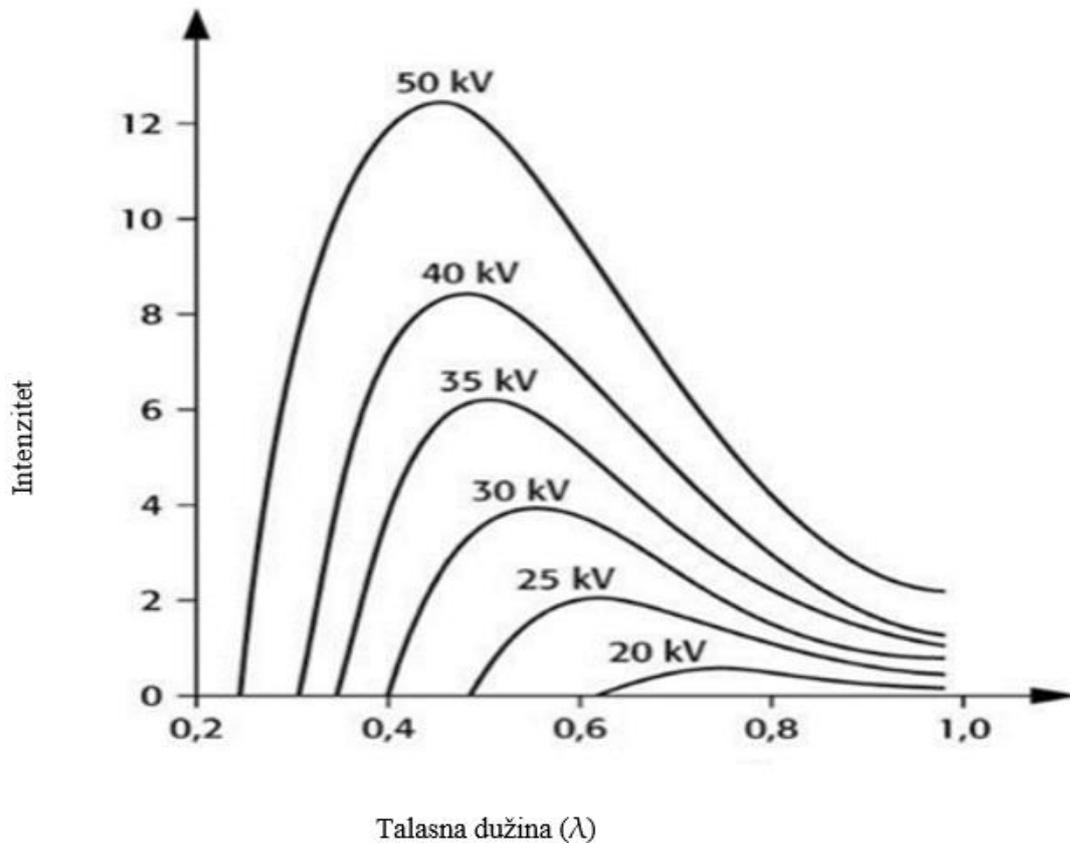
2.1.1. Bremštralung (zakočno) zračenje

Elektroni se uglavnom usporavaju u materiji sudarima i ekscitacijom [3]. Ako se elektron približi atomskom jezgru, privlačne Kulonove sile izazivaju promenu putanje elektrona. Ubrzani elektron, ili elektron koji menja svoj pravac, emituje elektromagnetno zračenje koje se naziva zakočno zračenje (Slika 2.2). Ova energija emitovanog fotona se oduzima od kinetičke energije elektrona. Energija fotona zakočnog zračenja zavisi od privlačnih Kulonovih sila, a samim tim i od udaljenosti elektrona od jezgra [3]. Kako elektron može pretvoriti ili celokupnu ili delimično svoju energiju u kvant X-zraka, tako da je ovaj različite energije, odnosno frekvencije i talasne dužine, sledi da će spektar zakočnog X-zračenja biti kontinualan. Ukupan intenzitet takvog zračenja, kao i oblik spektra zavise od napona na cevi [1].



Slika 2.2. Nastajanje Bremsstrahlung zračenja [5].

Na slici 2.3 je prikazan spektar zakočnog X- zračenja.



Slika 2.3. Kontinualni spektar rendgenskog zračenja [2].

Pri određenom naponu cevi intenzitet zračenja se naglo povećava do maksimalne vrednosti, a potom opada da bi se pri većim talasnim dužinama asimptotski približio apcisi. Sa slike 3 se vidi da talasna dužina X-zraka ima svoju minimalnu vrednost (λ_{min}) koja predstavlja kratkotalasnu granicu zakočnog zračenja [4].

Eksperimentalno je nađena sledeća veza između talasne dužine kratkotalasne granice kontinualnog spektra izražene u angstromima i napona u cevi (U) izraženog u voltima:

$$\lambda_{min} = \frac{h \cdot c}{e \cdot U} = \frac{1239.6}{U} [nm] \quad (1)$$

h – Plankova konstanta $h = 6,626 \cdot 10^{-34} J \cdot s$

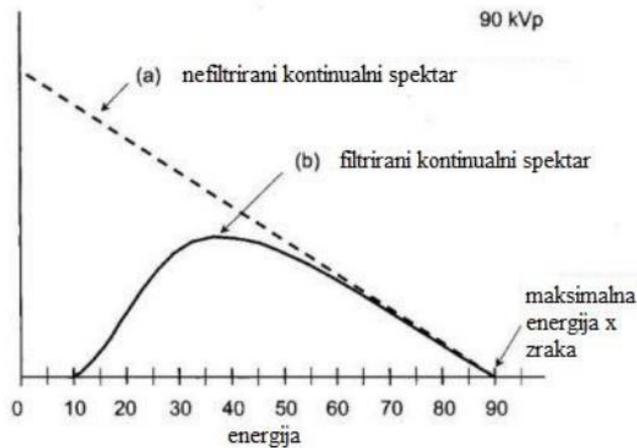
c – brzina svetlosti $c = 300.000 km/s$

e – elementarno naelektrisanje $e = 1,6 \cdot 10^{-19} C$

U – napon između elektrode

λ_{min} – kratkotalasna granica spektra X- zraka koji nastaju kočenjem elektrona.

U medicinskoj primeni rendgen-aparata, niske energije zakočnog X-zračenja se filtriraju pre nego što prolaze kroz određeni materijal, jer X- zračenje niskih energija ne dopire do receptora slike, nego biva apsorbovano u materijalu i povećava dozu zračenja (Slika 2.4) [5].



Slika 2.4. Distribucija energije x-zraka nefiltriranog i filtriranog kontinualnog spektra [5].

2.1.2. Karakteristično zračenje

Brzi elektron koji se sudara sa elektronom iz atomskog omotača bi mogao da izbaci elektron, pod uslovom da je energija brzog elektrona veća od energije veze elektrona u toj ljusci [3]. Energija veze je najveća na K ljusci i opada za spoljne ljuske (L , M , itd.). Primarni elektron koji biva rasejan nastavlja da se kreće sa energijom koja je umanjena za energiju veze. Na upražnjeno mesto dolazi elektron iz spoljašnje ljuske. Ovaj proces je praćen emisijom rendgenskog zračenja sa energijom fotona koja je ekvivalentna razlici vezivnih energija ovih određenih ljuski. Za svaki element, energija vezivanja i energija monoenergetskog zračenja koja proizilazi iz ovakve interakcije, su jedinstvene i karakteristične za taj element [3].

K zračenje označava karakteristično zračenje do kog dolazi kada elektron prelazi na K ljusku. Isto tako, L zračenje označava emisiju zračenja usled prelaska elektrona na L ljusku. Poreklo elektrona koji popunjava prazno mesto označeno je sufiksima (α, β, γ). α predstavlja prelaz elektrona iz spoljašnje susedne ljuske, dok β predstavlja prelaz iz naredne ljuske itd. K_{α} zračenje je rezultat prelaska elektrona sa L ljuske na K ljusku. Energije su dalje podeljene po energetske nivoima u ljusci i označene su numeričkim sufiksom [3].

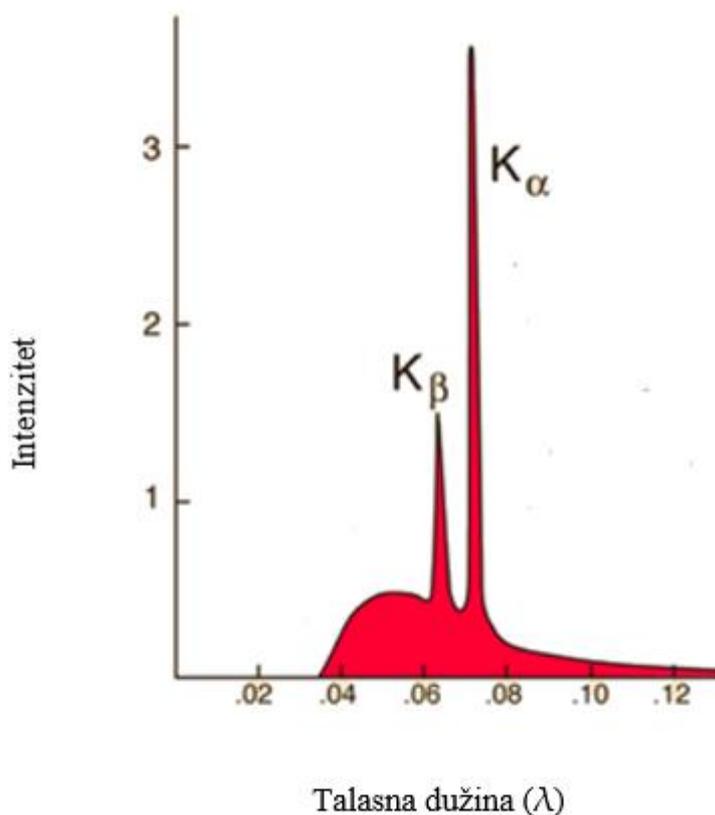
U tabeli 2.1 su date energije veze i energije K zračenja za uobičajene materijale anode koji se koriste u dijagnostičkoj radiologiji.

Tabela 2.1. Energija veze i energija K zračenja za različite materijale anode [3].

Element	Energija veze (keV)		Energija karakterističnog X – zračenja (keV)			
	L ljuska	K ljuska	$K_{\alpha 1}$	$K_{\alpha 2}$	$K_{\beta 1}$	$K_{\beta 2}$
Mo	2.87/2.63/2.52	20.00	17.48	17.37	19.61	19.97
Rh	3.41/3.15/3.00	23.22	20.22	20.07	22.72	23.17
W	12.10/11.54/10.21	69.53	59.32	57.98	67.24	69.07

* Mo: molibden; Rh: rodium; W: volfram.

Najčešće, spektar X-zračenja formiraju superponirani spektri zakočnog i karakterističnog X-zračenja. Na slici 2.5 prikazan je karakterističan spektar rendgenskog zračenja molibdenske anode pri naponu od 35 kV.



Slika 2.5. Karakterističan spektar X-zračenja superponiran na kontinualni spektar zakočnog zračenja [2].

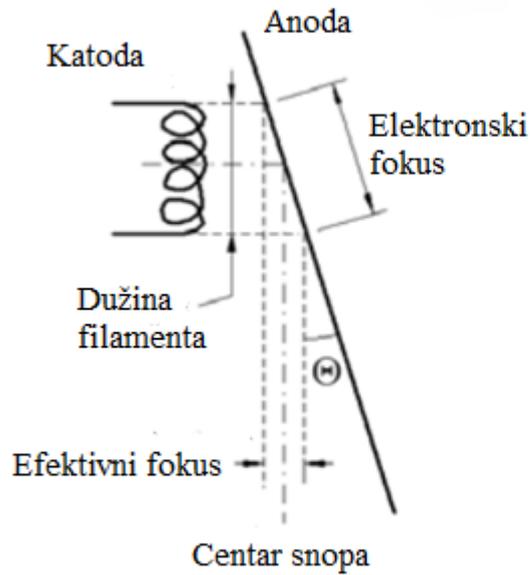
2.2. Rendgenska cev

Proizvodnja zakočnog i karakterističnog X-zračenja zahteva elektrone koji sa određenom energijom udaraju u metu [3]. Shodno tome, glavne komponente rendgenske cevi su katoda, anoda i cev u kojoj se održava vakuum.

2.2.1. Katoda i anoda

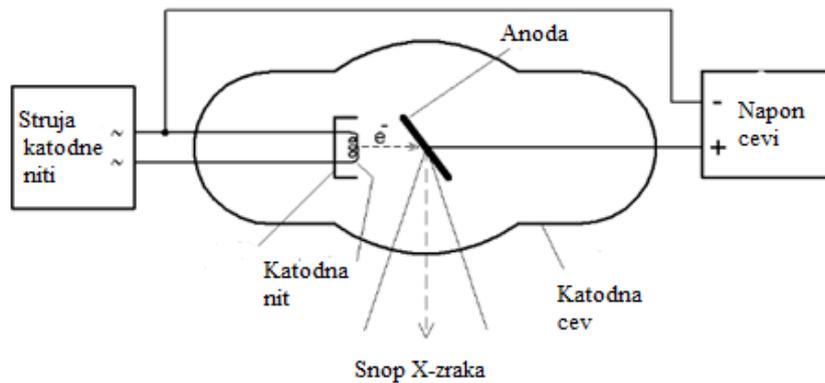
Katoda je zagrejana volframova spiralna nit i predstavlja izvor elektrona. Poprečni presek niti je oko 0.2 mm, a spirale 0.5 mm–1 mm, dok je dužina spirale od 1 mm do 1.5 mm i zagreva je katodni transformator od 24 V. Volfram se koristi iz razloga što ima veliki maseni broj ($A = 184$) i velik atomski broj ($Z = 74$). Ima visoku tačku topljenja ($t = 3370\text{ }^{\circ}\text{C}$) i lako emituje elektrone termoelektričnom emisijom na temperaturi $1580\text{ }^{\circ}\text{C}$ [2].

Anoda predstavlja metu za ove elektrone. Anoda je nagnuta prema osi cevi tako da je centralni zrak X-zračenja normalan na osu cevi. Elektroni udaraju u anodu u elektronski fokus, koji je u velikoj meri određen dužinom katodnog filameta. Elektronski fokus je skraćen u pravcu snopa za $\sin \theta$ i predstavlja efektivni fokus (Slika 2.6). Anodni uglovi u dijagnostičkim rendgen cevima se kreću od 6° – 22° [3].



Slika 2.6. Princip fokusa linije: dužina filamenta izgleda skraćeno u pravcu snopa [3].

Volframska nit se zagreva strujom, koja kontroliše termoelektričnu emisiju elektrona, što zauzvrat određuje struju koja teče od katode do anode (anodna struja) (Slika 2.7). Razlika potencijala između katode i anode kontroliše energiju X-zraka i prinos. Stoga, dve glavne struje prolaze kroz rendgensku cev – struja volframske niti i struja koja potiče od napona rendgenske cevi.



Slika 2.7. Glavne komponente rendgenske cevi [3].

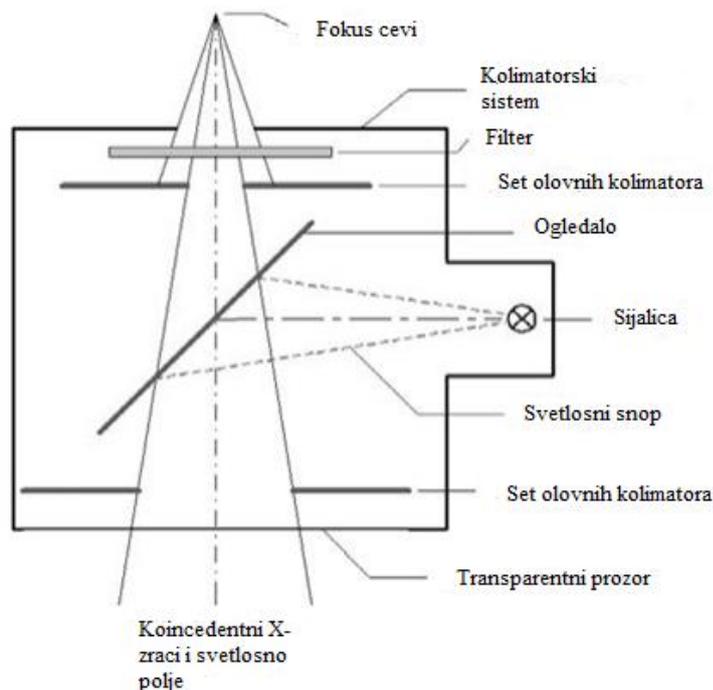
Tipična struja anode, u zavisnosti od režima ispitivanja, je $< 10 \text{ mA}$ u fluoroskopiji i 100 mA do $> 1000 \text{ mA}$ pri jednoj ekspoziciji. Tipičan opseg napona cevi je $40\text{--}150 \text{ kV}$ za opštu dijagnostičku radiologiju i $25\text{--}40 \text{ kV}$ u mamografiji [3].

2.2.2. Kolimatori

Prilikom dijagnostičkih pregleda potrebno je ograničiti veličinu rendgenskog polja. Ovo se postiže pomoću kolimatora. Prednosti kolimiranja zraka su:

- smanjenje doze pacijenta;
- poboljšanje kontrasta slike zbog smanjenja rasejanog zračenja.

Kolimatorski sistem je obično pričvršćen do priključka za cev. Veličina polja se definiše pomoću para podešivih olovnih blendi. Za poboljšanje efikasnosti kolimacije, može se instalirati i drugi set olovnih blendi na određenoj udaljenosti od prvih (Slika 2.8). Vizuelizacija rendgenskog polja se postiže ogledalom koje reflektuje svetlost od sijalice. Položaj sijalice je podešen tako da reflektujuća svetlost izleda kao da polazi iz fokalne tačke cevi. Svetlosno polje „imitira“ stvarno polje X- zraka. Podudaranje svetlosnog polja i rendgenskog polja se podleže kontroli kvaliteta.



Slika 2.8. Tipičan sklop kolimatora polja rendgenskog zračenja [3].

Operater ručno vrši podešavanje veličine polja. Za fluoroskopiju se koriste drugi tipovi kolimatora, sa promenljivim kružnim i dijafragmama sa prorezima.

2.2.3. Filtracija

Nakon generisanja u anodi, X-zruci prolaze kroz različite materijale koji atenuiraju snop. Ovi materijali uključuju anodu, omotač cevi izlaznog otvora (stakleni ili metalni), izolaciono ulje i prozor kućišta cevi. Ova inherentna filtracija se meri u ekvivalentima aluminijuma (*mm Al*).

Obično inherentna filtracija iznosi od 0.5 *mmAl* do 1 *mmAl*. Ogledalo i otvor u kućištu kolimatora takođe doprinose inherentnoj filtraciji sa ekvivalentom oko 1 *mmAl*.

Takođe, postavlja se dodatna filtracija koja je predstavlja ploče postavljene na putu zraka. Ova dodatna filtracija efikasno smanjuje niskoenergijsku komponentu X- zračenja i time smanjuje ukupnu dozu koju prima pacijent. Najčešće korišćen dodatni filter je od aluminijuma (Al), ali koriste se i od bakra (Cu) ili u zavisnosti od primene, može biti i od rodijuma (Rh) ili od erbijuma (Er) [5].

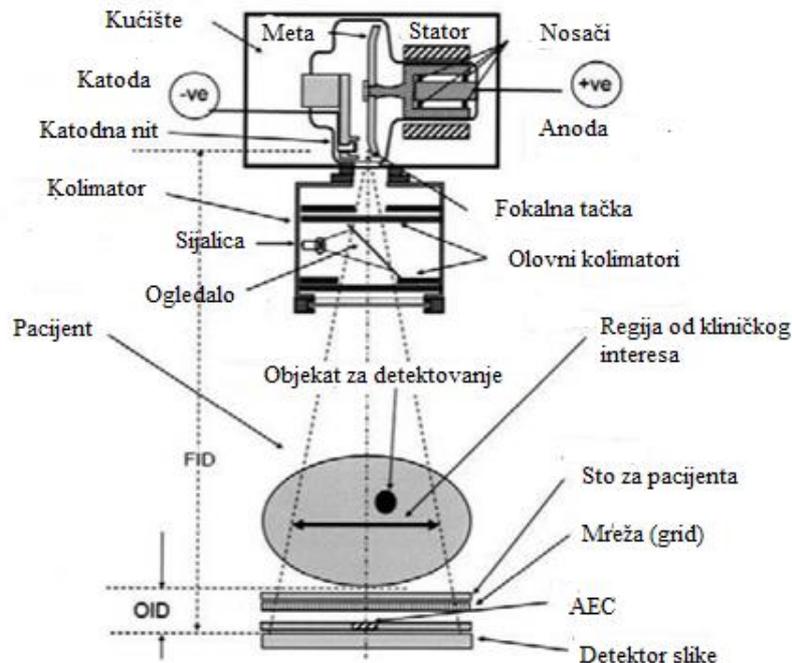
2.3. Primena u medicini

Rendgensko zračenje se koristi u medicini u svrhe otkrivanja bolesti (radiodijagnostika) i lečenje malignih oboljenja (radioterapija). Korišćenjem X-zraka proizvedenih u rendgen aparatu mogu se dobiti slike različitih tkiva i organa ljudskog tela koje pomažu u postavljanju dijagnoze. X-zračenje koje je proizvedeno u linearnim akceleratorima se koristi u svrhe uništavanja tkiva tumora (teleterapija) [6].

2.3.1. Radiografija

Rendgensko snimanje, u svom najjednostavnijem obliku, predstavlja kolekciju prigušenih senki koje se projektuju iz idealnog izvora rendgenskih zraka na prijemnik slike. Međutim ovaj pojednostavljen pogled je znatno složeniji jer izvor X-zraka nije tačkast, već postoji prisustvo rasejanog zračenja koje se generiše unutar pacijenta, kao i činjenica da pokušavamo da projektujemo 3-D predmete na 2-D detektor.

Glavne komponente rendgen aparata za radiografiju možemo videti na slici 2.9.



Slika 2.9. Komponente projekcionog radiografskog sistema. FID: udaljenost fokusa do slike; OID: udaljenost objekta do slike [3].

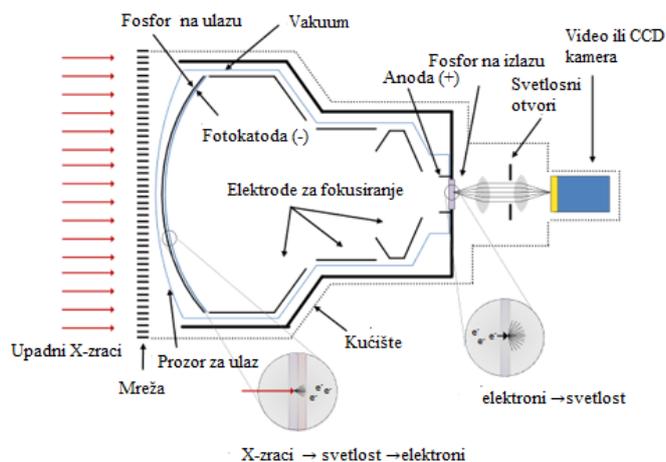
Od svih ovih komponenti, rešetka za sprečavanje rasejanog zračenja (grid) i automatska kontrola kvaliteta (AEC) su opcione u zavisnosti od vrste snimanja. Rešetke se uvode kako bi se smanjilo rasejano zračenje, međutim doprinose povećanju pacijentne doze [3]. Sve vrste rešetke su napravljene tako da dozvoljavaju prolaz primarnog snopa do detektora zračenja, uklanjajući dobar deo rasejanog zračenja. Sistem za automatsku kontrolu kvaliteta se uvodi kako bi se održala doslednost ekspozicije. Prilikom ručnog podešavanja tehnike može doći do grešaka koje će za posledicu imati variranje optičke gustine na filmu ili variranje šuma na slici u zavisnosti od digitalnih sistema. Princip sistema AEC je da se izmeri fluks X-zraka na receptoru slike i da se prekine izlaganje kada se apsorbuje dovoljno energije. Međutim, AEC može da se koristi samo ako su sistemi ispravno kalibrisani.

Zadatak snimanja je detekcija detalja na uniformnoj slici. Prilikom traženja idealnog monohromatskog spektra, u obzir moramo uzeti 3 ograničenja. Ova ograničenja su pacijentna doza, kvalitet slike i opterećenje rendgenske cevi. Jedna određena projekcija može da se sastoji od više taskova, svaki sa drugom idealnom monohromatskom energijom. Izbor spektra X-zraka za svaki task je uvek kompromis tako da spektar zakočnog i karakterističnog zračenja daje najbolju aproksimaciju idealnom monohromatskom spektru za svaku projekciju.

2.3.2. Fluoroskopija

Fluoroskopija predstavlja upotrebu rendgenskog zračenja za gledanje slika procesa ili instrumenata u telu u realnom vremenu [3]. Fluoroscopski sistemi moraju imati visoku vremensku (temporalnu) rezoluciju. Samim tim, smanjuje se visok odnos signal-šum kako bi se doza pacijenta održala na prihvatljivom nivou.

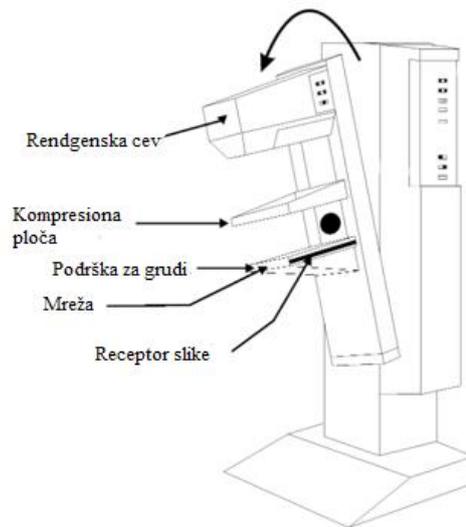
Fluoroscopski sistemi za snimanje uglavnom koriste istu tehnologiju kao i radiografski sistemi, sa određenim dopunama i modifikacijama. U zavisnosti od upotrebe, ovaj sistem može da zahteva generator velike snage. Glavna razlika između fluoroscopa i radiografskih uređaja je receptor slike. Fluoroscopski uređaji sadrže pojačivač slike (Slika 2.10).



Slika 2.10. Struktura pojačivača slike [3].

2.3.3. Mamografija

Mamografija je radiografska procedura optimizovana za pregled dojke. Mamografska jedinica se sastoji od rendgenske cevi i prijemnika slike koji je montiran na suprotnim stranama mehaničkog sklopa (Slika 2.11). Dojka mora biti prikazan sa različitih aspekata, pa se sklop može rotirati oko horizontalne ose, kao što je prikazano na slici. Mamografski uređaji koriste niži napon od radiografskih uređaja (40 kV).



Slika 2.11. Osnovne komponente mamografske jedinice [3].

2.3.4. CT

CT skeniranje ili kompjuterizovana tomografija (ranije poznata kao kompjuterizovana aksijalna tomografija ili CAT skeniranje) je medicinska tehnika snimanja koja se koristi u radiologiji za dobijanje detaljnih unutrašnjih slika tela neinvazivno u dijagnostičke svrhe.

CT skeneri koriste rotirajuću rendgensku cev i niz detektora postavljenih u portal za merenje slabljenja rendgenskih zraka u različitim tkivima unutar tela. Višestruka rendgenska merenja uzeta iz različitih uglova se zatim obrađuju na računaru pomoću algoritama za rekonstrukciju i proizvodnju tomografskih (poprečnih) snimaka (virtuelnih „isečaka“) tela. Upotreba jonizujućeg zračenja ponekad ograničava njegovu upotrebu zbog njegovih štetnih efekata. Međutim, CT se može koristiti kod pacijenata sa metalnim implantima ili pejsmejkerima kod kojih je MRI kontraindikovana.

Od svog razvoja 1970-ih, CT se pokazao kao svestrana tehnika snimanja. Iako se CT najistaknutije koristi u dijagnostičkoj medicini, takođe se može koristiti za formiranje slika neživih objekata.

3. KONTROLA KVALITETA

Kontrola kvaliteta je set procedura i uslova, koji ima za zadatak da obezbedi:

- Konzistentan i optimalan kvalitet rendgenskih snimaka;
- Bezbedno radno okruženje, kako za osoblje tako i za pacijente;
- Usklađenost procedura i opreme sa propisanom zakonskom regulativom, kao i pravilima domaćih i međunarodnih asocijacija iz te oblasti [7].

Program adekvatne dijagnostičke kontrole kvaliteta (QC) uključuje periodične provere komponenti u dijagnostičkom sistemu rendgenskog snimanja. Optimalni program kontrole kvaliteta za bilo koji pojedinačni objekat može da zavisi od broja faktora kao što su vrsta izvedenih procedura, vrsta opreme koja se koristi i opterećenje pacijenta. Program treba da se razvije pod nadzorom kvalifikovanog medicinskog fizičara u ovoj oblasti stručnosti po obrazovanju, obuci i iskustvu. Kvalifikovani medicinski fizičar treba da bude uključen u konsultacije tokom projektovanja, iniciranja, implementacije i evaluacije programa. Potrebno je, takođe, razviti program posebno za pojedinačna odeljenja. Ovaj program bi trebalo da propiše koje stavke treba pratiti i da utvrdi intervale testiranja. Oprema za kontrolu kvaliteta mora biti odgovarajuća i u pogledu kvaliteta dijagnostičke slike i u pogledu cene, kako prema pacijentu tako i prema medicinskoj ustanovi [7].

Kontrola kvaliteta u dijagnostičkoj radiologiji je zahtevana prema Pravilniku o primeni izvora jonizujućih zračenja u medicini ("Sl. glasnik RS", br. 1/2012). Kontrola kvaliteta za cilj ima da smanji dozu koju primaju pacijenti i osoblje, optimalni kvalitet slike i da se ostvari neka referentna vrednost.

Potrebno je dobiti prihvatljivu sliku uz najmanje moguće izlaganje pacijenta i osoblja zračenju. Prihvatljivom slikom se smatra slika koja sadrži onoliki broj informacija koliko je neophodno radiologu za postavljanje dijagnoze. Kvalitet slike se povećava sa povećanjem izlaganja, jer se šum smanjuje sa porastom doze. Međutim, u cilju zaštite pacijenata i osoblja, potrebno je smanjiti dozu koliko je moguće, ali da se očuva prihvatljivost slike koja se dobija (princip ALARA).

Referentne vrednosti kontrole kvaliteta se utvrđuju tokom normalnog funkcionisanja rendgen aparata. Ove referentne vrednosti mogu da pomognu prilikom pronalaženja problema i da olakšaju popravku rendgen aparata.

Problemi koji mogu dase utvrde kontrolom kvaliteta:

- Određeni delovi rendgen aparata ne rade adekvatno;
- Nepredvidljivost – ako nema ponovljivosti parametara;
- Neefikasna upotreba zračenja (visoki fluoroskopski izlaz);
- Zračenje ne dolazi do receptora (neadekvatna filtracija ili kolimacija).

Pre nabavke opreme, medicinski fizičari su dužni da formiraju specifikaciju potrebnih performansi i osmisle detaljne testove prihvatljivosti, koji će biti izvedeni nakon instalacije aparata. Specifikacija zahtevanih performansi mora biti usklađena sa potrebama i mogućnostima medicinske ustanove. Specifikacija potrebnih performansi treba da obuhvata sledeće aspekte:

- Generatore napajanja (maksimalni napon i struja, nominalna snaga, automatska kontrola ekspozicije AEC, automatska kontrola osvetljenosti ABC, talasni oblik napona...);

- Konstrukcija same rendgenske cevi (dimenzije fokalne tačke, toplotni kapacitet anode i kućišta, brzina hlađenja, kolimacija);
- Sistem za pozicioniranje pacijenta (težina, pokretljivost,...);
- Kvalitet slike (veličina slike, rezolucija, kontrast, dinamički opseg,...);
- Displej;
- Mogućnost arhiviranja podataka.

Nakon uspešne instalacije aparata i testova prihvatljivosti, kojima se proverava da li oprema ispunjava standarde navedene od strane proizvođača, potrebno je pripremiti postupke za kontinuirani monitoring praćenja performansi opreme. Periodične provere predstavljaju osnov kontrole kvaliteta. Svrha periodičnih provera je otkrivanje promena u načinu funkcionisanja opreme, koje mogu uzrokovati degradaciju slike koja se dobija ili neprihvatljivo povećanje pacijentne ili okupacione doz zračenja.

3.1. Učestalost izvođenja kontrole kvaliteta

Potrebno je osigurati razumnu pouzdanost funkcionalnosti opreme u periodu između dve kontrole ili dva testa. Učestalost testa kontrole kvaliteta zavisi od više faktora [8]:

- Inherentne osetljivosti procesa ili dela opreme;
- Starosti i frekvencije upotrebe opreme;
- Važnosti pojedinog elementa u kliničkom procesu i dijagnostici.

Ako je proces posebno osetljiv i podložan promenama pod uticajem okoline ili učestalosti korišćenja, potrebno je odgovarajuće testove izvoditi češće. Ovo posebno važi za stariju opremu, koja je po pravilu manje pouzdana i nestabilna. Takođe, deo koji je najkritičniji u procesu formiranja slike, ili najviše utiče na apsorbovanu dozu, treba pratiti učestalim korišćenjem testova. Kao primer za to je fotoprocisor, koji je odgovoran za konačno formiranje radiografske slike.

Kontrola kvaliteta X- zraka sprovodi se bar jednom godišnje, ali i svaki put kada se zamene cev ili kolimator, odnosno nakon servisiranja istih. Učestalost kontrole neposredno nakon zamene ili servisiranja treba podići, u skladu sa opstim preporukama (Tabela 3.1).

Tabela 3.1. Smernice za utvrđivanje potrebne učestalosti izvođenja testova kontrole kvaliteta [7].

Preporučena učestalost testova na osnovu literature.
Povećanje preporučene učestalosti na početku sprovođenja novog programa kontrole kvaliteta, ili kada je u pitanju nova oprema.
Povratak na preporučenu učestalost se predviđa nakon šest meseci do godinu dana, i to samo pod uslovom da su dotadašnji testovi potvrdili predviđene performanse.
Testovi kontrole kvaliteta se kontinuirano reevaluiraju i svaki pad performansi povlači povećanje učestalosti kontrole kvaliteta.
Učestalost testova se povećava nakon svakog servisnog zahvata, a naročito nakon zamene nekog dela, da bi se ustanovila uspešnost sprovedenog zahvata.

3.2. Dnevne kontrole

Pre prve upotrebe aparature sistem treba da se pregleda vizuelno i oceni funkcionalnost svih komponenti. Prilikom ovog pregleda, potrebno je posebno obratiti pažnju na predmete koji mogu da predstavljaju opasnost za pacijente ili osoblje [8]. Ovo se odnosi na oštećenje kablova, izložene oštre ivice, nefunkcionalne blokade. Ovaj postupak treba uključiti kao deo jutarnje rutine zagrevanja. Ova rutina istovremeno služi da se proveriti da li su sva pomoćna sredstava na broju i da li su u funkcionalnom stanju.

3.3. Kontrola kvaliteta snopa X- zraka

Svi parametri kontrolišu se barem jednom godišnje.

Kvalitet X-zraka ima veliki uticaj na dozu zračenja koju prima pacijent i malo manji uticaj na kvalitet radiografskog snimka. Degradacija kvaliteta X-zraka je posledica starenja opreme, pri kojem dolazi do oštećenja mete i taloženja materijala od kojeg je meta načinjena na unutrašnje zidove cevi. Totalna filtracija X-zraka će se menjati a samim tim i njihov kvalitet.

Prilikom vršenja testova kontrole kvaliteta rendgen aparata za dijagnostiku potrebno je proveriti sledeće stavke:

- Filtracija;
- Veličina fokalne tačke;
- Kolimacija;
- Maksimalni fluoroskopski izlaz;
- Verifikacija kalibracije;
- Performanse tajmera slikanja – vreme ekspozicije.

3.3.1. Filtracija

Filtracija je potrebna kako bi atenuirala fotone niskih energija. Ovi niskoenergetski fotoni dovode do povećanog eksponiranja pacijenta. Zbog njihove male prodorne moći, oni ne doprinose poboljšanju kvaliteta slike.

Prilikom merenja ne možemo izmeriti filtraciju, već se meri debljina poluslabljenja (*HVL*). Debljina poluslabljenja predstavlja debljinu apsorbera koja redukuje intenzitet snopa za 50%. *HVL* je vrlo pogodan parametar za utvrđivanje tvrdoće X- zračenja odnosno njegovog kvaliteta. Nakon prolaska kroz filter (najčešće pločice Al) ostaje zračenje u velikoj meri pročišćeno od niskoenergetskog zračenja. Izlazni zraci su sada komponovani od zraka viših energija. Prema tome, merenjem *HVL* utvrđujemo da li su korišćeni X-zraci u skladu sa dijagnostičkim standardima.

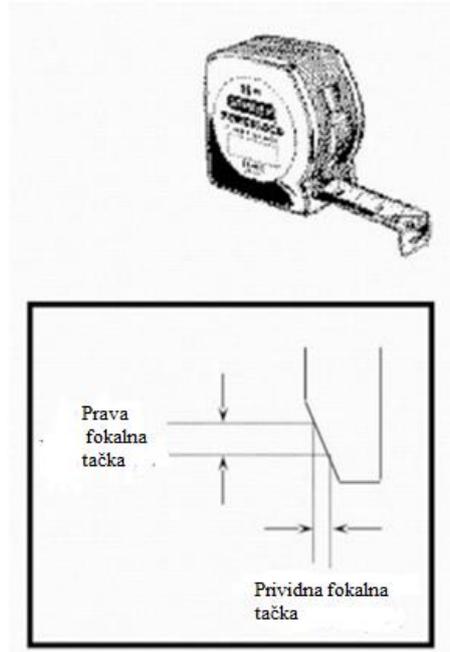
Debljina poluslabljenja (*HVL*) zavisi od sledećih parametara:

- kVp;
- Talasnog oblika signala (jednofazni ili trofazni);
- Inherentne filtracije.

Pravilnikom je regulisana minimalna vrednost za *HVL*. Maksimalna vrednost za *HVL* je regulisana jedino za mamografiju. Prilikom merenja debljine poluslabljenja se određuje koliko je aluminijuma potrebno postaviti u snop da bi se njegov intenzitet redukovao za 50%.

3.3.2. Veličina fokalne tačke

Prividna veličina izvora (focal spot) (Slika 3.1) je veoma bitan faktor u postizanju zahtevane rezolucije snimka. Nominalna veličina fokalne tačke ne sme prelaziti 0,1% od udaljenosti izvora i receptora slike, a ukoliko se radi o povećanim zahtevima za preciznost, veličina fokalne tačke ne bi trebala da prevazilazi 0,05% od udaljenosti izvora i receptora slike [7]. Manja fokalna tačka dovodi do redukcije geometrijske oštine na slici, dok veća fokalna tačka doprinosi većem zagrevanju.



Slika 3.1. Prava i prividna veličina fokalne tačke [3].

3.3.3. Kolimacija

Potrebno je da se polje X-zraka u potpunosti poklapa sa svetlosnim poljem. Neusgladenost ova dva polja može dovesti do nepotrebnog ili ponovnog izlaganja pacijenta. Za pravilno pozicioniranje pacijenta potrebno je da svetlosno polje i polje X-zraka ne odstupaju međusobno više od $\pm 2\%$, na udaljenosti koja je jednaka udaljenosti izvora i detektora slike [8]. Centralna osa snopa treba da bude u centru snopa X-zraka. Polje bi trebalo da se automatski podešava naspram veličine prijemnika (pacijenta, fantoma, itd.).

3.3.4. Kontrola generatora

Potrebno je da generator omogući stabilan visoki napon kao i odgovarajuću struju cevi, kako bi se obezbedila odgovarajuća optička gustina filma u toku 5–30 ms ekspozicije. Ukoliko se radi radiografija grudnog koša, potrebno je da se obezbedi stabilan napon u jednom užem opsegu vrednosti (100–140 kVp). Ako je u pitanju radiografija šire namene, ovaj opseg treba da bude veći, pa se kontrola kvaliteta sprovodi u skladu sa namenom radiografskog aparata.

3.3.5. Kalibracija indikatora visokog napona

Indikator visokog napona ne sme da odstupa više od 5% od izmerenog napona [8]. Merenje visokog napona može da se vrši pomoću invazivne i neinvazivne metode.

Invazivna metoda podrazumeva direktno merenje viskog napona. Prilikom ove metode ubacuju se instrumenti u visokonaponsko električno kolo. Ova metoda znatno može da ugrozi život tehničara, tako da se ona ne koristi u rutinskom testiranju.

Drugi način merenja je indirektno merenje visokog napona. Ovo se radi utvrđivanjem kvaliteta X- zraka, odnosno njihove „tvrdoće“. Nakon merenja kvaliteta X- zraka, određuje se vrednost kVp . Ovde se mora obratiti posebna pažnja na pravilnu orijentaciju detektora u odnosu na snop X- zraka, kako bi se izbegle sistemske greške prilikom merenja. Anodni ugao, oštećenje mete usled duge upotrebe, sopstvena filtracija cevi i dodatna filtracija cevi mogu da utiču na tačnost ovih merenja.

3.4. Pravilnik o primeni izvora jonizujućih zračenja u medicini

Kontrola kvaliteta rendgen aparata u dijagnostici i interventnoj radiologiji određena je zakonskom regulativom. Članovi koji se odnose na kontrolu kvaliteta aparata u ove svrhe mogu se naći u delu „USLOVI ZA OBAVLJANJE RADIJACIONE DELATNOSTI U MEDICINI I NAČIN ZAŠTITE PACIJENATA“ dokumenta PRAVILNIK O PRIMENI IZVORA JONIZUJUĆIH ZRAČENJA U MEDICINI ("Sl. glasnik RS", br. 1/2012) (<https://www.srbatom.gov.rs/srbatom/wp-content/uploads/2019/11/PRAVILNIK-O-PRIMENI-IZVORA-JONIZUJUCIH-ZRACENJA-U-MEDICINI-Sl.-glasnik-RS-br.-1-2012-LAT.pdf>).

Član 28

Uređaji za dijagnostičku i interventnu radiologiju mogu biti stacionarni i mobilni rendgen uređaji za snimanje ili prosvetljavanje, uređaji za dijagnostiku u stomatologiji, kombinovani uređaji za snimanje i prosvetljavanje, uređaji za kompjutersku tomografiju i drugi uređaji za dijagnostiku koji koriste rendgensko zračenje. Uređaji za dijagnostičku i interventnu radiologiju po pravilu se koriste u posebnim, za to namenjenim prostorijama (dijagnostički prostor). Izuzetak su potrebe za korišćenjem ovih uređaja pri operacijama ili potrebe nepokretnih pacijenata u bolesničkim posteljama, kada se koriste pokretni rendgen uređaji. U jednom dijagnostičkom prostoru istovremeno se može izvoditi samo jedan radiološki postupak. Ako se u jednu prostoriju postavlja više uređaja, podesnom kontrolom napajanja mora se podesiti da je neostvarivo istovremeno uključivanje dva ili više uređaja. Ulazi u dijagnostički prostor moraju se označiti znakom upozorenja na radioaktivnost. Ako nije moguće neposredno kontrolisati ulaz u dijagnostički prostor, tada se isti obezbeđuje sprečavanjem korišćenja ulaza (zaključavanje u toku sprovođenja dijagnostičkog postupka, signalno svetlo i dr.). Komandna tabla uređaja mora se postaviti tako da operater u svakom trenutku vidi pacijenta. Ako nije moguće, obavezno je ostvariti video nadzor i interfonsku vezu [9].

Član 29

Sve osobe koje se nalaze u kontrolisanoj zoni moraju koristiti zaštitnu opremu koja mora biti označena podatkom o zaštitnoj moći (naveden ekvivalent zaštite olovu). Vrsta zaštitne opreme, zaštitna moć i način upotrebe moraju biti opisani u uputstvima za svaku vrstu izlaganja [9].

Član 30

Zaštitna oprema za pacijenta mora da bude označena podatkom o zaštitnoj moći. Način primene zaštitne opreme za pacijenta takođe mora biti opisan u uputstvima za svaku vrstu izlaganja pri kome je obavezna primena zaštitne opreme za pacijenta [9].

Član 31

Lica koja sprovode rendgen-dijagnostički postupak ne smeju biti izložena snopu rendgenskog zračenja, ne smeju pridržavati lica koja se prosvetljavaju ili snimaju i ne smeju pridržavati kasete sa filmovima za vreme snimanja. Lica koja prilikom snimanja pridržavaju nepokretne bolesnike i stara lica moraju da koriste zaštitna sredstva čija zaštitna moć iznosi najmanje 0,25 mm debljine olova. Lica koja za vreme snimanja pridržavaju decu i pri tome izlažu delove tela primarnom snopu rendgenskog zračenja moraju da koriste posebne zaštitne paravane sa opremom za fiksiranje deteta. Zaštitna moć tih paravana mora iznositi najmanje 1 mm debljine olova [9].

Član 32

Pri rendgenskom snimanju zuba pacijenti moraju biti zaštićeni zaštitnim keceljama ili štitnicima čija je zaštitna moć najmanje 0,25 mm debljine olova. Kecelje i štitnici moraju biti takvog oblika i veličine da za vreme snimanja štite štitastu žlezdu, grudnu kost i gonade pacijenta. Rastojanje fokus - koža pacijenta (ili fokus - nosač pacijenta) u uslovima prosvetljavanja i snimanja mora biti u skladu sa važećim standardom. Rastojanje između fokusa i kože pacijenta ne sme biti manje od 150 mm kod rendgenaparata za panoramsko snimanje vilice i 100 mm kod rendgen aparata za intraoralna snimanja [9].

Član 33

Pri korišćenju filmova u rendgen dijagnostici obavezna je primena pojačavačkih folija na bazi retkih zemalja i filmova odgovarajućeg kvaliteta [9].

Član 34

Na kućištu rendgen cevi na vidnom mestu mora biti označen serijski broj cevi i veličina fokusa. Cureće zračenje rendgen cevi na rastojanju od 1m ne sme biti veće od 1 mGy/h [9].

Član 35

Rendgensko zračenje u dijagnostičkoj i interventnoj radiologiji mora biti filtrirano i svi filtri označeni na način da je moguće odrediti ukupnu filtraciju korisnog snopa [9].

Prilog 3 definiše prijemna i periodična ispitivanja izvora jonizujućih zračenja u medicinskoj primeni.

Prijemna i periodična ispitivanja rendgen-aparata, akceleratora i drugih uređaja koji proizvode jonizujuća zračenja u medicini i stomatologiji obuhvataju sledeće:

1. Proveru podataka o rendgen-aparatu ili akceleratoru;
2. Vizuelni pregled prostorija u kojima je smešten rendgen-aparat ili akcelerator u smislu bezbednosti njihovog korišćenja;
3. Ispitivanja funkcionalne ispravnosti sigurnosnih uređaja rendgen-aparata ili akceleratora naročito za uključivanje i isključivanje rada, signalnih uređaja i uređaja za daljinsko upravljanje, mogućnost korišćenja u skladu sa specifikacijama proizvođača i
4. Ispitivanja određenih parametara rendgen-aparata ili akceleratora u cilju provere da li je obezbeđen zadovoljavajući kvalitet dijagnostičke informacije ili terapijskog efekta uz minimalno

izlaganje pacijenta. Ovi parametri su dati u: Tabeli 3.2 (rendgen-aparati za snimanje), Tabeli 3.3 (rendgen-aparati za prosvetljavanje) [9].

Tabela 3.2. Parametri ispitivanja, dozvoljene granice odstupanja i periodi proveravanja rendgen-aparata za snimanje [9].

Redni broj	Veličina koja se ispituje	Parametar koji se proverava	Granice dopuštenih odstupanja/referentna vrednost	Periodi proveravanja
1.	Napon rendgenske cevi	Ponovljivost	$\pm 10\%$	Godišnje
		Tačnost	$\pm 10\%$ ili $\pm 10\text{ kV}$	Godišnje
2.	Vreme ekspozicije	Tačnost	$t \geq 0.1\text{ s}$: $\pm 10\%$ $t < 0.1\text{ s}$: $\pm 30\%$	Godišnje
3.	Radijacioni izlaz na rastojanju 1 m od fokusa rendgenske cevi	Vrednost	$\geq 25\ \mu\text{Gy/mAs}$ za napon od 80 kV i ukupnu filtraciju od 2.5 mm Al	Godišnje
		Ponovljivost	$\pm 10\%$	Godišnje
		Tačnost	$\pm 10\%$	Godišnje
4.	Debljina poluslabljenja		$\geq 2.3\text{ mmAl}$ za napon od 80 kV	Godišnje
5.	Usaglašenost svetlosnog i zračnog polja		$\leq 2\%$ udaljenosti fokus-test objekat	Mesečno
6.	Položaj centralnog zraka		$\leq 1\%$ udaljenosti fokus-test objekat	Mesečno
7.	Granična rezolucija	Bez folije	$\geq 2.0\text{ lp/mm}$	Godišnje
		Uz film-folija pojačanje S = 200	$\geq 2.8\text{ lp/mm}$	
8.	Veličina fokusa	Mali fokus	+ 50% od nominalne veličine	Prijemna ispitivanja
		Veliki fokus	+ 50% od nominalne veličine	

Tabela 3.3. Parametri ispitivanja, dozvoljene granice odstupanja i periodi proveravanja rendgen-aparata za prosvetljavanje [9].

Redni broj	Veličina koja se ispituje	Parametar koji se proverava	Granice dopuštenih odstupanja/referentna vrednost	Periodi proveravanja
1.	Napon rendgenske cevi	Ponovljivost	$\pm 10\%$	Godišnje
		Tačnost	$\pm 10\%$	Godišnje
2.	Vreme ekspozicije	Tačnost	$\pm 10\%$	Godišnje
3.	Maksimalna jačina izlazne doze	Normalna jačina izlazne doze	$\leq 25\text{ mGy/min}$	Godišnje
		Visoka jačina izlazne doze	$\leq 100\text{ mGy/min}$	Godišnje
4.	Debljina poluslabljenja		$\geq 2.3\text{ mmAl}$ za napon od 80 kV	Godišnje
5.	Usaglašenost svetlosnog i zračnog polja		$\leq 2\%$ udaljenosti fokus- ulaz pojačavača slike	Godišnje
6.	Položaj centralnog zraka		$\leq 1\%$ udaljenosti fokus- ulaz pojačavača slike	Godišnje
7.	Granična rezolucija		36-40 cm: $\geq 0.7\text{ lp/mm}$ 30-35 cm: $\geq 0.8\text{ lp/mm}$ 20-24 cm: $\geq 0.9\text{ lp/mm}$ 15-19 cm: $\geq 1.25\text{ lp/mm}$	Godišnje
8.	Granični kontrast		$\leq 4\%$	Godišnje
9.	Kerma u vazduhu na ulaznoj površini pojačavača slike		$\leq 1\ \mu\text{Gy/s}$ (bez rešetke, za fantom debljine 20 cm polje prečnika 25 cm)	Godišnje

4. SMERNICE IAEA “Human Health Series No. 39”

Zbog umanjene podrške medicinske fizike u mnogim oblastima sveta, Internacionalna agencija za atomsku energiju (IAEA) je 2021. godine izdala program u kojem predlaže novi, jednostavniji način kontrole i osiguranja kvaliteta u odeljenju za medicinsko snimanje. Fantomi koji se trenutno koriste u kontroli kvaliteta rendgen uređaja su masivni, uglavnom vodeni, fantomi koji su skupi. Publikacija pod nazivom „Implementacija daljinskog i automatizovanog programa kontrole kvaliteta za radiografsku i mamografsku opremu“ predlaže korišćenje jednostavnog i jeftinog fantoma u svrhe kontrole kvaliteta uređaja koji se koriste u radiografiji i mamografiji.

U mnogim oblastima sveta postoji manjak kvalifikovanih medicinskih fizičara. Iz ovih razloga mnoge ustanove nemaju uputstva za implementaciju programa osiguranja kvaliteta (quality assurance - QA) u odeljenjima za medicinska snimanja. Pod ovim uslovima, uređaji za snimanje mogu da prođu kroz ceo svoj koristan vek, a da nikada nisu testirani na usklađenost sa propisima za radijacionu bezbednost ili kvalitet slike. Funkcije kontrole kvaliteta (quality control - QC) možda nikada neće proceniti da li je data slika zaista adekvatnog dijagnostičkog kvaliteta. Takva paradigma može dovesti do neadekvatne nege pacijenata i prekomernog izlaganja zračenju [10].

IAEA je započela razvoj programa kroz koji se mere kontrole kvaliteta mogu odrediti jednostavno i jeftino, na osnovu jednostavnog fantoma bogatog podacima i softverskog alata za analizu slike. Podaci merenja ili slike mogu se analizirati pomoću softverskog alata koji će zatim omogućiti analizu slika i arhiviranje podataka. Ovim merama može se obezbediti konzistentan učinak sistema, može se održati klinički adekvatan kvalitet slike, može se povećati bezbednost pacijenata i poboljšati celokupna nega pacijenata.

Cilj ove publikacije je da obezbedi okvir za kontrolu kvaliteta radiografskih i mamografskih sistema za snimanje sa daljinskim i automatizovanim alatima. Opisani metodi mogu olakšati često testiranje konstantnosti bez potrebe za nadzorom na licu mesta od strane kvalifikovanog medicinskog fizičara. Umesto toga, medicinski fizičar će imati opšti daljinski nadzor programa kontrole kvaliteta koji će omogućiti redovan pregled prikupljenih podataka. Shodno tome, ovi testovi nemaju nameru da zamene godišnje sveobuhvatne procene performansi radiografskih sistema od strane medicinskog fizičara. Međutim, oni mogu otkriti nedostatke u performansama sistema pre nego što postanu klinički značajni. Štaviše, često testiranje kontrole kvaliteta promoviše kulturu kvaliteta u slikanju [10].

4.1. Daljinska i automatizovana kontrola kvaliteta

Svaka medicinska ustanova može da implementira daljinski program kontrole kvaliteta (QC). Najbolji način da pokrene daljinski QC program je da se izradi na lokalnom redovnom QC programu koji se pokazao efikasnim tokom vremena. Takav lokalni program će već koristiti nacionalni ili međunarodni protokol za specifičnu dijagnostičku oblast sa neophodnim alatima za testiranje na raspolaganju za redovno obavljanje testova obučanim lokalnim osobljem i pristupom medicinskih fizičara za sveobuhvatnije testove.

4.1.1. Daljinska kontrola kvaliteta

Daljinski QC koristi slike koje se lokalno dobijaju na standardizovan način, koristeći jednostavne ili sofisticirane fantome, fokusirajući se na doslednost performansi i dopunjujući redovno sveobuhvatno testiranje kontrole kvaliteta koje sprovodi medicinski fizičar. Slike dobija osoblje na licu mesta, kao što su tehnolozi medicinskog zračenja koji su takođe obučeni za otpremanje slika u centralni sistem, koji se može, ali ne mora nalaziti u objektu.

Medicinski fizičar centralno obavlja naprednu obradu slika pomoću odgovarajućeg softvera (bilo automatizovanog alata za analizu slike (ATIA) ili drugog relevantnog softvera) za izdvajanje kvantitativnih indeksa koji se odnose na šum, uniformnost i detekciju artefakata [10]. Jasno je da mora biti uspostavljen sistem za generisanje trenutnih povratnih informacija upućenih objektu i odgovornom medicinskom fizičaru u vezi sa neadekvatnim performansama sistema i potrebom za naknadnim ili korektivnim radnjama.

Daljinski QC se sastoji od sledećih glavnih komponenti:

- Lokalna akvizicija slike;
- Lokalna verifikacija slike i analiza artefakata;
- Otpremanje slike;
- Centralizovana analiza slike i analiza rezultata;
- Izveštavanje i povratne informacije.

4.1.2. Automatizovana kontrola kvaliteta

Automatski QC se sastoji od sledećih glavnih komponenti:

- Lokalno prikupljanje podataka;
- Lokalna verifikacija slike i analiza artefakata;
- Lokalna automatska analiza slike;
- Upload podataka;
- Centralizovana analiza podataka;
- Izveštavanje i povratne informacije.

Podaci se dobijaju na standardizovan način korišćenjem jednostavnih fantoma koji se fokusiraju na konzistentnost performansi sistema za snimanje i dopunjuju redovno sveobuhvatno QC testiranje koje sprovodi medicinski fizičar. Merenja potrebna za automatizovani QC treba da se izvode automatski (npr. preko ATIA) na slikama koje je prikupilo lokalno osoblje, od kojih se takođe očekuje da budu obučeni za korišćenje automatizovanih alata za kontrolu kvaliteta. Ovaj proces ne zahteva da medicinski fizičar bude redovno prisutan. Podaci se šalju radi analize i pregleda od strane medicinskog fizičara.

4.2. Opis fantoma

Ovi jednostavni fantomi generišu veliko, uniformno polje za analizu artefakata pomoću uniformnog atenuatora. Svaki fantom takođe ima jednostavne kvadratne mete u ciljnoj ploči koje omogućavaju denzitometrijsku procenu analognih filmova i naprednu analizu digitalnih slika.

U radiografskom fantomu, uniformni atenuator je kvadratni lim od bakra veličine 10 cm × 10 cm, debljine 2 mm. Ako je isplativiji, ovaj list može biti sastavljen od tanjih listova naslaganih zajedno ukupne debljine 2 mm, kao što su dva lista debljine 1 mm. Ciljna ploča je 28 cm × 28 cm, debljine 5 mm polimetil metakrilata (PMMA). Dva pravougaona umetka su

postavljena na ovaj komad. Prva meta je bakarni kvadrat $5\text{ cm} \times 5\text{ cm}$, debljine 2 mm . Ovaj bakarni komad se koristi za denzitometrijska merenja u analognim sistemima i za analizu funkcije prenosa modulacije (MTF) i indeksa detektivnosti (d') u digitalnim sistemima. Zbog toga je ključno da bakarni kvadrat leži ravno na PMMA ciljnoj ploči, pod uglom od $2\text{--}5^\circ$ od ivice ciljne ploče (i stoga pod uglom od $2\text{--}5^\circ$ od matrice digitalne slike) za tačna određivanja MTF-a. Druga meta je kvadrat od aluminijuma $1\text{ cm} \times 1\text{ cm}$, debljine 4 mm . Ovo se koristi za denzitometrijska merenja u analognim sistemima i za odnos kontrasta i šuma (CNR), odnos razlike signala i šuma (SDNR) i d' analizu u digitalnim sistemima [10].

Prilikom snimanja fantoma, sledeće tačke su takođe važne:

- Fantom treba svaki put biti pozicioniran dosledno i reproduktivno;
- Fantom treba da bude pravilno pozicioniran, sa posebnom pažnjom da se obezbedi da se fantom ne rotira u odnosu na ivicu polja zračenja;
- Isti pik kilonapona (kVp) treba da se koristi svaki put (na primer, 80 kVp za radiografske sisteme);
- Polje zračenja treba kolimirati kako bi obuhvatilo čitav fantom i mora biti približno konzistentno između ekspozicija;
- Za sisteme ekran-film i CR, test kasete treba da bude određena, obeležena i korišćena svaki put (ova kasete se može koristiti i klinički, ako je potrebno);
- Sistemi DR sa dva detektora sa uspravnim detektorom i stonim bucki detektorom zahtevaju test slike za svaki od detektora;
- Za CR i DR sisteme, isti izbor pregleda i pregleda se mora izvršiti svaki put (npr. anteroposteriorni abdomen, srednja odrasla osoba);
- Isti izbori za obradu slike moraju biti izabrani svaki put (npr. ravno polje, neobrađeno);
- Tehničke parametre koji su korišćeni potrebno je tačno evidentirati.

4.3. Dozimetrija

Doza za pacijenta je važan faktor u opravdanosti snimanja rendgenskim zracima u medicinske svrhe. Prilikom instaliranja sistema, nivo izloženosti receptoru slike mora biti optimizovan da bi se pravilno izbalansirala doza zračenja i kvalitet slike. Doza pacijenta zavisi od faktora kao što je veličina pacijenta, a doza na receptoru slike za dati pregled treba da ostane konstantna. Dobar QC program će obezbediti održavanje ove kalibracije.

Procene doze pacijenata se obično porede sa nacionalnim dijagnostičkim referentnim nivoima. Upotreba platformi za praćenje doze pacijenata postaje sve češća. Ovi sistemi pružaju uvid i u nivo doze i o odstupanjima od normalnih ili očekivanih vrednosti. Oni takođe omogućavaju poređenje između sistema.

Pravilna primena radiografskih tehnika (uključujući izbor modaliteta, izbor unapred programiranih procedura, ispravnu distancu fokus-detektor, kolimaciju i rastojanje pacijent-detektor) i faktore u vezi sa pacijentom (habitus pacijenta, pozicioniranje i osnovna uputstva) ne može se kontrolisati periodičnim testom. Međutim, periodično testiranje sa konzistentnim testnim objektom (fantomom) može potvrditi stabilnost mnogih komponenti koje mogu uticati na dozu pacijenta - na primer, izloženost rendgenskim zracima, uređaji za merenje

doze (kao što je KAP metar), funkcionisanje kolimatora, AEC sistema i indikator ekspozicije u detektoru.

Doza za pacijenta je delimično određena tehničkim faktorima - izborom anode/filtera, naponom cevi, $mA \cdot s$ i, što je najvažnije, veličinom pacijenta. Stabilnost tehničkih faktora, verifikovana kroz snimanje fantoma, prvi je pokazatelj stabilne izloženosti pacijenta. Ovi faktori su dostupni u DICOM zaglavljju slika ili se mogu zabeležiti sa kontrolne konzole radi praćenja.

AEC je kritična komponenta u rendgenskom snimanju. Ovaj sistem obezbeđuje postizanje ciljanog nivoa kerme vazduha na detektoru, bez obzira na veličinu pacijenta. Reproducibilno funkcionisanje AEC-a može se testirati na osnovu periodičnih akvizicija slika jednostavnog test objekta, čija ekspozicija će morati da rezultira istom ulaznom dozom ili KAP vrednošću, dajući istu ekspoziciju detektoru.

Ispravna funkcija kolimatora se testira indirektno praćenjem KAP vrednosti. Ako se koristi ručna kolimacija, onda se KAP vrednosti mogu koristiti da se proveri da li je kolimacija konzistentna. U oba slučaja, mora se znati da je izlaz cevi prihvatljivo stabilan i ponovljiv.

Stabilnost izloženosti rendgenskim zracima takođe zahteva rendgensku cev i generator koji ispravno funkcionišu. Oni se procenjuju preko faktora izloženosti anode/filtera, napona cevi i opterećenja cevi ($mA \cdot s$).

5. KVALITET SLIKE

Medicinska slika koja se dobija u radiografiji predstavlja slikovni prikaz merenog predmeta. Ove informacije se mogu dobiti u jednoj od tri prostorne dimenzije. Može biti statična ili dinamička, što znači da može da se meri i u funkciji vremena. Za ove slike su vezana i neka fundamentalna svojstva. Prvo je da nijedna slika ne može tačno da predstavi objekat ili funkciju. Drugo, dve slike neće biti identične, čak i ako su dobijene istim sistemom snimanja iste anatomske regije; ova varijabilnost se naziva šumom.

Poznavanje kvaliteta slike omogućava upoređivanje različitih sistema za dobijanje slika za dati modalitet. Uticaj kvaliteta slike ima ogroman značaj na zadatak snimanja, kao što je otkrivanje lezije u određenom organu. Različite vrste snimanja zahtevaju različite nivoe kvaliteta slike.

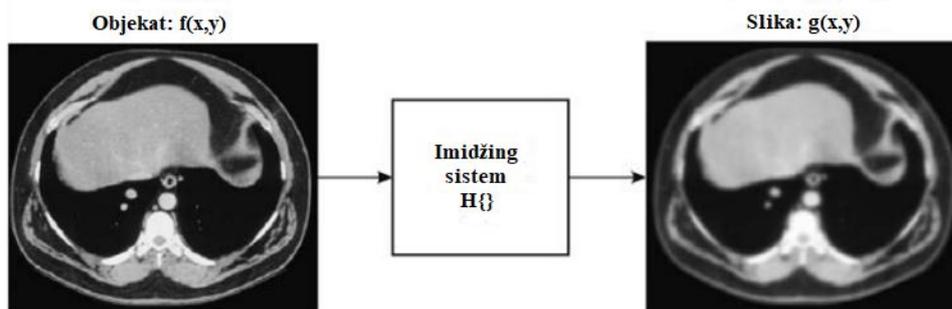
5.1. Osnove teorije slike

5.1.1. Teorija linearnih sistema

U svim imidžing sistemima izlaz g je funkcija ulaza f . Funkcija, H , se obično naziva funkcija prenosa ili funkcija odgovora sistema. Za kontinuirani dvodimenzionalni (2-D) sistem za snimanje, ovaj odnos može biti napisan kao:

$$g(x, y) = H\{f(x, y)\} \quad (2)$$

Problem slike se može tretirati u bilo kom broju dimenzija. Najjednostavniji koncept je predstavljen jednačinom u 2-D sistemu. Na slici 5.1 je prikazano kako možemo predvideti izlaz sistema za snimanje ako znamo ulaz i karakteristike sistema.



Slika 5.1. Slika $g(x,y)$ prikazuje poprečni presek grudnog koša, $f(x,y)$, zamućen prenosnom funkcijom H sistema za snimanje [3].

Ovaj pristup analize slici je veoma težak za upotrebu. Potrebno je izračunati funkciju prenosa na svakoj lokaciji na slici za svaki jedinstveni objekat. Ova analiza je znatno pojednostavljena ako napravimo dve osnovne pretpostavke: linearnost i invarijantnost pomeranja.

Linearni sistem je onaj u kome se izlaz sistema može izraziti kao zbir pojedinih ulaznih konstituenata. Većina sistema za snimanje je ili približno linearna ili može biti linearizovana, ili

se mogu tretirati kao linearni u malom opsegu. Ova pretpostavka o linearnosti sistema nam omogućava da definišemo prenosnu funkciju kao integral:

$$g(x, y) = \iint f(x', y') H(x, y, x', y') dx' dy' \quad (3)$$

Međutim, većina savremenih sistema za snimanje je digitalna. Merenja su predstavljena kao niz diskretnih vrednosti. U diskretnom slučaju se jednačina (2) može preformulisati kao množenje matricom H , gde su ulaz i izlaz dati kao vektori (1-D slike) ili kao matrice (za slike većih dimenzija):

$$g = Hf \quad (4)$$

U ovoj formulaciji, svaki element g se naziva „piksel“, dok se svaki f element naziva „del“ ili „detektorski element“. Piksel predstavlja najmanji region koji može jedinstveno da prikaže jednu vrednost na slici. Ako g i f imaju $m \times n$ elemenata, onda matrica H ima $(mn)^2$ elemenata. Postoji jedinstvena funkcija transfera za svaki piksel na slici, jer se vrednost svakog piksela dobija iz različite sume del-ova.

Sistem je invarijantan na pomeranje ako funkcija odgovora sistema, H , ne zavisi od promene položaja na slici. Ovo nam omogućava da napišemo jednačinu (3) kao konvoluciju:

$$g(x, y) = \iint f(x', y') h(x - x', y - y') dx' dy' \quad (5)$$

gde je h sada funkcija dve promenljive, dok je H bila funkcija 4 promenljive u slučaju 2-D sistema za snimanje.

Sada možemo da konstruišemo novu matricu h od matrice H i da jednačinu (4) napišemo kao:

$$g = h * f \quad (6)$$

gde je $*$ operator cirkularne konvolucije, i u slučaju 2-D detektora, slike f i g , kao i funkcija odgovora h su matrice sa $m \times n$ različitim elementima, koji se ciklično protežu u svakom pravcu.

Predpostavke o linearnosti i invarijantnosti na pomeranje su ključne za rešavanje većine problema sa slikama, pošto sada postoji zajednička funkcija prenosa, h , koja se primenjuje na svaki piksel na slici.

5.1.2. Stohastička svojstva

U realnim sistemima za snimanje, treba u obzir uzeti i degradaciju slike od zamućena (karakteristike prenosa) i degradaciju slike od prisustva šuma. Šum može nastati prilikom generisanja nosilaca signala, propagacije i transformacije ovih nosilaca kroz proces snimanja, kao i od elektronike za obradu slike. Zbog toga je potrebno modifikovati jednačinu prenosa slike (6) kako bi se uključio i faktor šuma. Šum se generiše iz slučajnog procesa, tako da će šum zabeležen na svakoj slici biti jedinstven. Svaka data slika \hat{g} će uključivati i realizaciju šuma \hat{n} :

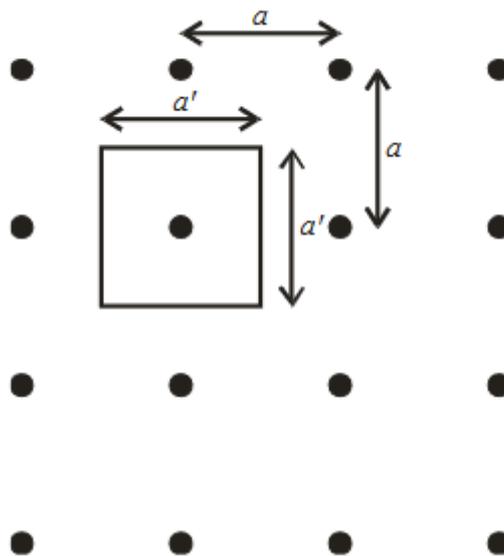
$$\hat{g} = Hf + \hat{n} \quad (7)$$

Takođe, treba pretpostaviti da je šum stacionaran. Stohastički proces šuma je stacionaran ako se proces ne menja pri promeni prostora ili vremena. Momenti stacionarnog procesa se neće menjati u zavisnosti od vremena kada počinju zapažanja. Digitalne slike koje se sastoje od diskretnih nizova piksela ili vokseli nisu striktno stacionarne. Smatra se da su sistemi ciklostacionarni, tj. srednja vrednost i kovarijansa su nepromenjene specifičnim pomeranjima.

5.1.3. Teorija uzorkovanja

Digitalna slika se definiše diskretnim tačkama u prostoru, nazvanim tačke uzorkovanja. Proces uzorkovanja uključuje integraciju kontinualnih vrednosti signala preko konačne zapremine prostora oko tačaka uzorkovanja. Oblik ovih zapremina je definisan otvorom za uzorkovanje; rastojanje između tačaka uzorkovanja se naziva korak uzorkovanja.

U idealnom 2-D detektoru, otvor uzorkovanja svakog del-a je predstavljen kvadratom dimenzije a' . Ovi del-ovi se ponavljaju sa korakom a kako bi pokrili celu površinu detektora [3].



Slika 5.2. Detektorski element sa kvadratnim otvorom dimenzija $a' \times a'$ koji je centritan u nizu tačaka uzorkovanja sa korakom a u ortogonalnim pravcima [3].

5.2. Kontrast

5.2.1. Definicija kontrasta

Kontrast se definiše kao odnos razlike signala i srednjeg signala. Mala razlika je zanemarljiva ako je prosek signala velik, dok je ista mala razlika lako vidljiva ako je prosek signala mali. Generalno, u medicinskim snimanjima, želimo da postignemo visok nivo kontrasta za dobru vizuelizaciju karakteristika oboljenja. Postoje dve uobičajene definicije kontrasta u medicinskim snimanjima. Veberov, lokalni, kontrast se definiše:

$$C = \frac{f_f - f_b}{f_b} \quad (8)$$

Gde f_f i f_b predstavljaju signal objekta i pozadine, respektivno. Veberov kontrast se obično koristi u slučajevima kada su male karakteristike prisutne na velikoj uniformnoj pozadini. Majkelsonov, modulirani, kontrast se obično koristi u slučajevima gde svetle i tamne karakteristike zauzimaju slične delove na slici. Kontrast modulacije se definiše:

$$C_M = \frac{f_{max} - f_{min}}{f_{max} + f_{min}} \quad (9)$$

Gde f_{max} i f_{min} predstavljaju najviši i najniži signal.

Modulirani kontrast ima poseban interes za Furije analizu medicinske slike. Ako razmatramo signal oblika:

$$f(x, y) = A + B \sin(2\pi x) \quad (10)$$

Onda jednačina (9) postaje:

$$C_M = \frac{A + B - (A - B)}{A + B + A - B} = \frac{B}{A} \quad (11)$$

Treba voditi računa o tome koja definicija kontrasta se koristi. Izbor zavisi od situacije.

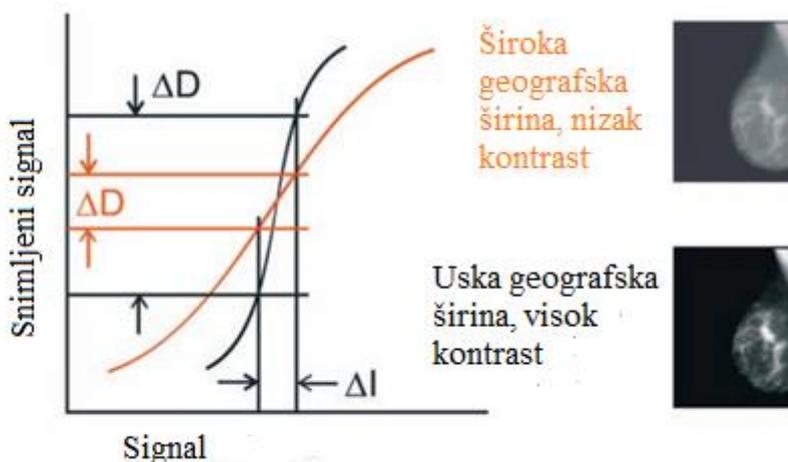
5.2.2. Karakteristike sive skale

U nedostatku zamućena, odnos kontrasta slike prema subjektu se definiše kao prenosna funkcija sistema za snimanje. Potrebno je, takođe, linearizovati odgovor filma. Ovo se uglavnom radi korišćenjem modela malih singala. Snima se zavisnost promene u optičkoj gustini filma ΔD od varijacija u kontrastu $\Delta I/I_0$:

$$\Delta D = \frac{\gamma \lg(e) \Delta I}{I_0} \quad (12)$$

Gde je γ konstanta filma i uglavnom ima vrednost 2.5–4.5. Karakteristika sive skale, Γ , se sada može računati kao:

$$\Gamma = \frac{\Delta D}{\Delta I} = \frac{\gamma \lg(e)}{I_0} \quad (13)$$

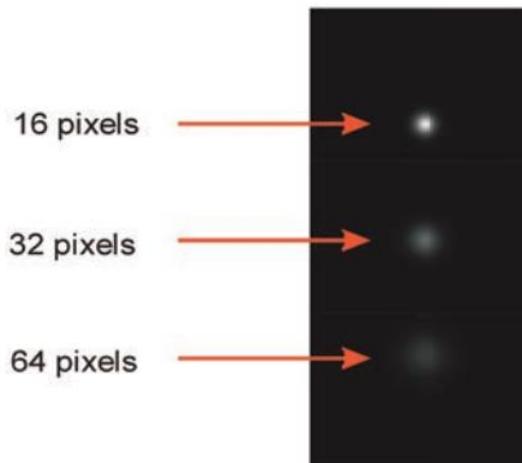


Slika 5.3. Dve funkcije odziva u sivoj skali; jedna sa malim kontrastom i širokom geografskom dužinom, i druga sa visokim kontrastom i uskom geografskom širinom [3].

5.3. Neoštrina

Efekat zamućenja se dešava kada se signal širi bočno, tako da je fokusna tačka sad difuzna tačka. Fundamentalno svojstvo zamućenja je da što se više signal širi, to je niži intenzitet tačke na slici, a samim tim je i kontrast manji.

Efekat zamućenja je prikazan na slici 5.4.. Vidi se da se intenzitet signala smanjuje kako se povećava količina zamućenja, jer je signal objekta rasprostranjen na većoj površini.

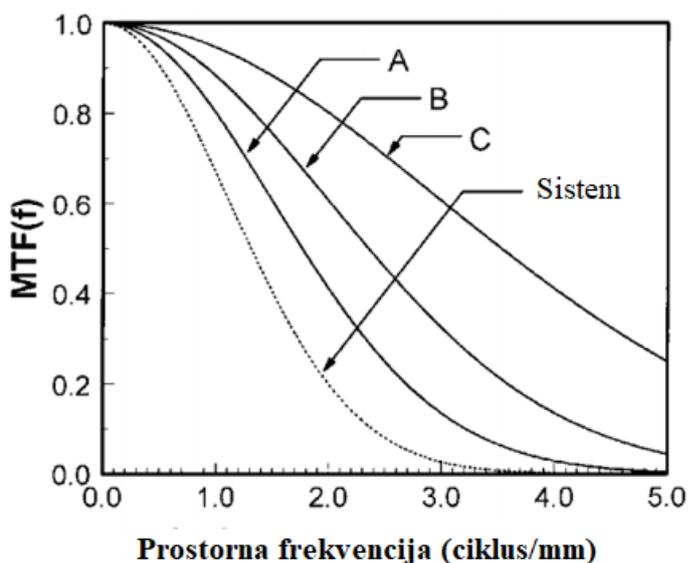


Slika 5.4. Modulaciona funkcija prostornog prenosa (MTF) [3].

Funkcija prenosa modulacije (MTF) je grafički prikaz zamućenja ili karakteristika rezolucije imidžing sistema ili njegovih pojedinačnih komponenti. Funkcija prenosa modulacije (MTF) opisuje sposobnost sistema da prikaže sinusno-taladni oblik ili prostorne frekvencije.

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 zračenjem mora biti u stanju da proizvede dovoljan kontrast za sve prostorne frekvencije sadržane u objektu. Sadržaj prostorne frekvencije slike zavisi od sadržaja frekvencije objekta koji je prikazan i MTF imidžing sistema. Sadržaj slike specifične frekvencije se dobija množenjem sadržaja MTF.

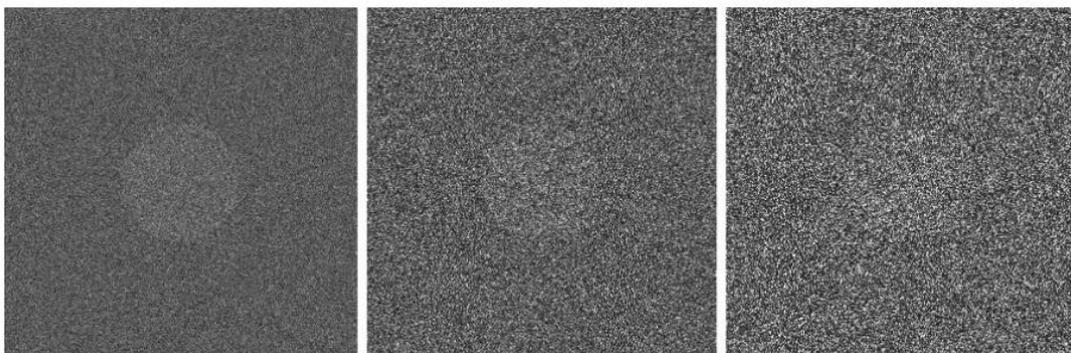


Slika 5.5. Primer MTF imidžing sistema koji predstavlja proizvod njegovih komponenti. Ukupan ili MTF sistema je proizvod MTF-a tri komponente A, B i C [3].

5.4. Šum

Šum nastaje kao nasumična varijacija u snimljenom signalu. Šum nije povezan sa anatomijom, već proizilazi iz slučajnog generisanja signala slike. Taj šum je, na primer, povezan sa brojem kvanata X-zraka tako da će strukture koje više atenuiraju imati veći šum. U dobro dizajniranom sistemu za snimanje, kvantni šum X-zraka će biti ograničavajući faktor u detekciji objekata.

Na slici 5.6 je prikazano kako se degradira sposobnost razlikovanja diska kako se povećava šum.



Slika 5.6. Sposobnost prepoznavanja objekta na slici zavisi od kontrasta objekta i šuma na slici [3].

5.5. Analiza kvaliteta slike

5.5.1. Kvantni odnos signala i šuma (SNR)

Postoji suštinska razlika između visoko- i niskokontrastne rezolucije sistema za snimanje. Visoka kontrastna rezolucija je ograničena unutrašnjim zamućenjem sistema za snimanje. U nekom trenutku, sistem ne može da razlikuje dve odvojene tačke kao odvojene, već ih prikazuje kao jedan objekat. Pri malom kontrastu objekti možda neće biti uočljivi jer je signal objekta znatno niži od šuma u oblasti u kojoj se objekat nalazi.

SNR (signal to noise ratio) je definisan kao inverzni koeficijent varijacije:

$$SNR = \langle g \rangle / \sigma_g \quad (14)$$

gde je $\langle g \rangle$ srednja vrednost, a σ_g standardna devijacija varijable. Ova definicija SNR je korisna samo kada su podaci na slici pozitivni kao što je broj fotona ili osvetljenost.

5.5.2. Detektivna kvantna efikasnost (DQE)

Detektivna kvantna efikasnost (DQE) je mera za deo kvatnog SNR upadnih kvanata zabeleženih na slici pomoću sistema za snimanje. DQE je mera vernosti slike, a definiše se kao:

$$DQE = \frac{SNR_{out}^2}{SNR_{in}^2} \quad (15)$$

gde je SNR^2 slike označen sa out, SNR^2 upadnih zraka dat sa:

$$SNR_{in}^2 = \phi \quad (16)$$

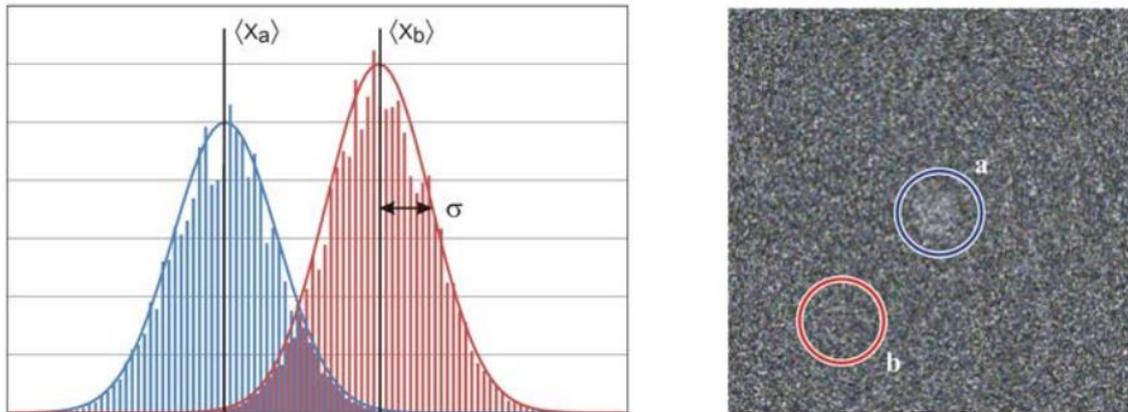
gde je ϕ broj kvanata X- zraka koji upadaju na detektor.

5.5.3. Odnos signala i šuma

Često je potrebno uporediti amplitude signala i pozadinskog šuma. Alternativna definicija odnosa signala i šuma je razlika u srednjim vrednostima dva regiona prema šumu u tim regionima:

$$SNR = \frac{|\langle x_a \rangle - \langle x_b \rangle|}{\sigma} \quad (17)$$

gde su x_a i x_b srednje vrednosti u regionu objekta (a) i pozadine (b), a σ je standardna devijacija pozadine.



Slika 5.7. SNR sistema se računa kao razlika srednjih vrednosti podeljena sa šumom određenim standardnom devijacijom σ pozadinskog regiona [3].

Izbor pozadinskog regiona je veoma važan; standardna devijacija treba da se izračuna koristeći region koji daje značajan rezultat.

5.5.4. $SNR^2/dose$

Krajnji cilj radijacione bezbednosti u medicinskom snimanju je dobijanje slike od maksimalne koristi za pacijenta uz najmanju štetu. Proračun SNR je veoma koristan jer kada se otkrije bolest može se krenuti sa lečenjem. Međutim, potrebno je povezati ovu veličinu sa nekom veličinom vezanom za rizik. Korisna veličina predstavlja odnos SNR^2 i efektivne doze E .

5.6. Dostupni programi za analizu kvaliteta slike

ImageJ (<http://rsbweb.nih.gov/ij/>): Pruža širok spektar operacija obrade slika koje se mogu primeniti na 2D i 3D slike. Pored osnovnih operacija obrade slika (filing, detekcija ivica, ponovno uzorkovanje), ImageJ pruža neke algoritme za analizu slike višeg nivoa. Napisan je u Javi. Može otvoriti uobičajene 2D slikovne datoteke, kao i DICOM format medicinskih slika.

ITK-SNAP (<http://itksnap.org/>): Ovo je alat za navigaciju i segmentaciju 3D medicinskog snimanja. ITK-SNAP implementira algoritam i automatsku segmentaciju aktivnih kontura. Takođe pruža dinamički interfejs za navigaciju u 3D slikama. Može otvoriti mnoge formate 3D slika, uključujući DICOM, NifTI i Analyze.

FSL (<http://www.fmrib.ox.ac.uk/fsl/>): FSL je softverska biblioteka koja nudi mnoge analitičke alate za MRI snimanja mozga. Uključuje alate za linearnu registraciju slike (fliRt), nelinearnu registraciju slike (fniRt), automatizovanu klasifikaciju tkiva itd. FSL podržava NifTI i Analyze formate datoteka.

OsiriX (<http://www.osirix-viewer.com/>): OsiriX je predstavlja PACS radnu stanicu i DICOM pregledač slika. Nudi niz vizuelnih mogućnosti prikaza i alata za segmentaciju. Mogućnost prikaza površine i zapremine su posebno pogodni za CT snimke. Zahteva računar Apple sa MacOS X.

3-D Slicer (<http://slicer.org/>): Slicer je softverska platforma za prikaz i analizu slike. Nudi širok opseg modula koji obezbeđuju automatsku segmentaciju, registraciju i statističku analizu funkcionalnosti. Takođe uključuje i alate za operacije vođene slikom (image guided surgery).

6. APARATURA

Merenja opisana u ovom radu su rađena na rendgen aparatu Siemens Luminos dRF Max koji se nalazi u Kliničkom centru Vojvodine u Centru za radiologiju.

6.1. Siemens Luminos dRF Max

6.1.1. Namena

Luminos dRF Max je uređaj namenjen za vizuelizaciju anatomskih struktura konvertovanjem šablona rendgenskog zračenja u vidljivu sliku. Sistem se koristi u medicini za razne primene, od gastrointestinalnih pregleda do ekspozicija glave, kostura, grudnog koša i pluća. Jedinica se može koristiti i za hitne primene, limografiju, endoskopiju, mijelografiju, venografiju, artrografiju, interventnu radiologiju, digitalnu angiografiju. Sistem se može koristiti na pedijatrijskim, odraslim i barijatrijskim pacijentima.

6.1.2. Fizička funkcionalnost

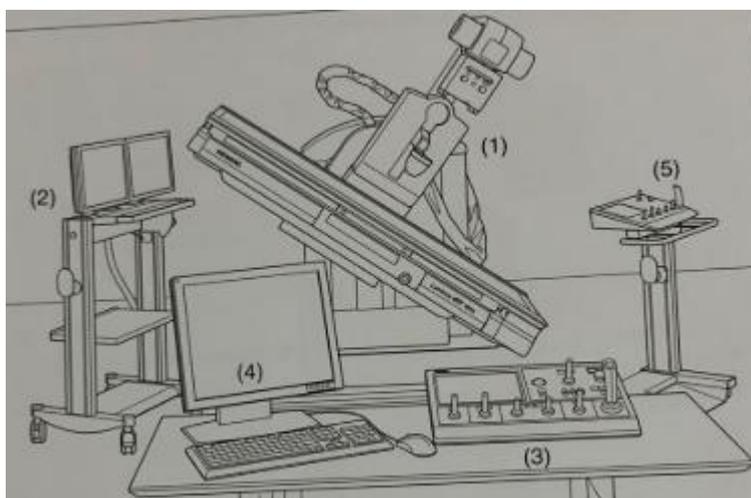
Sistem Luminos dRF Max se može koristiti za projekciju radiografskih i fluoroskopskih pregleda odraslih osoba i dece (uklonjiva rešetka za rasejano zračenje).

- Na pacijent stolu, rendgensko zračenje se može obaviti u ležećem ili sedećem položaju od glave ka stopalima. Moguće su ekspozicije u regiji lobanje, kičme, grudnog koša, pluća, abdomena i ekstremiteta.
- Na zidnom stativu, rendgensko zračenje se može obaviti na pacijentu u stojećem ili sedećem položaju.

6.1.3. Pregled sistema

Sistem se sastoji od:

- (1) Jedinica za pregled Luminos dRF Max
- (2) Kolica za monitor
- (3) Konzola za daljinsko upravljanje sistema
- (4) FLUROSPOT Compact sa monitorom, tastaturom i mišem
- (5) Pokretna kolica za kontrolnu konzolu za stolom sa nožnim prekidačem za fluoroskopiju i ekspoziciju



Slika 6.1. Glavne komponente rendgen aparata Siemens Luminos dRF Max.

6.1.4. Tehnički opis

U tabeli 6.1 se nalaze osnovne specifikacije uređaja.

Tabela 6.1. Osnovne specifikacije rendgen aparat Siemens Luminos dRF Max.

Podaci o instalaciji	Ceo sistem je povezan preko jednog linijskog napona	
	Linijski napon	3/N/PE, 380/400/440/480 V \pm 10%
Prostorija za pregled	Frekvencija mreže	50/60 Hz \pm 1 Hz
	Temperaturni opseg	+ 15°C do + 35°C
	Relativna vlažnost	20% do 75%, bez kondenzacije
	Barometarski pritisak	700 hPa do 1060 hPa
	Visina	\leq 2000 m nadmorske visine
Režim rada	Pulsna fluoroskopija	
Ukupna unutrašnja filtracija	2.5 mm Al pri 70 kV / 2.5 mm Al HVL (u kombinaciji sa Al ekvivalentom kolimatora od 1 mm Al i Al ekvivalentom od 1.5 mm Al) + opcioni DAP Al ekvivalent 0.5 mm Al	
AEC komore	Ekvivalent atenuacije AEC komore	0.7 mm Al
	Tolerancija AEC vrednosti	\pm 3%
Visina stola	50 cm do 100 cm, stalno podesivo na 4 cm/s	
Dimenzije ploče stola	210 cm \times 80 cm	
Ekvivalent Al za ploču stola	0.7 mm Al pri 100 kV / 3.6 mm Al HVL	
Rastojanje od izvora do slike (SID)	115 cm do 150 cm, motorizovano podešavanje na pribl. 5 cm/s	
Rastojanje od stola do detektora	7 cm (minimalno)	
Maksimalni napon ekspozicije	150 kV	
Nominalna vrednost fokalne tačke	0.6	
	1.0	
Optički ugao anode	12°	
Curenje zračenja	\leq 0.8 mGy/h	
Ukupna filtracija	\geq 2.5 mm Al/ 80 kV	
Maksimalna veličina polja	35 cm \times 35 cm na SID 0.7 m	
	43 cm \times 43 cm na SID 1.0 m	
Minimalna veličina polja	< 3.0 cm \times 3.0 cm na SID od 1.0 m	
Unutrašnja filtracija kolimatora	1.0 mm Al pri 75 kV / 2.7 mm Al HVL	

6.2. Fantom i njegova postavka

Fantom se sastoji od atenuacione ploče i ploče koja će predstavljati metu.

Atenuaciona ploča je napravljena od bakra (Cu). Debljina ove ploče je 2 mm, a dimenzije 10 cm × 10 cm [10]. Ona se postavlja na izlaz glave rendgenskog aparata (Slika 6.2).

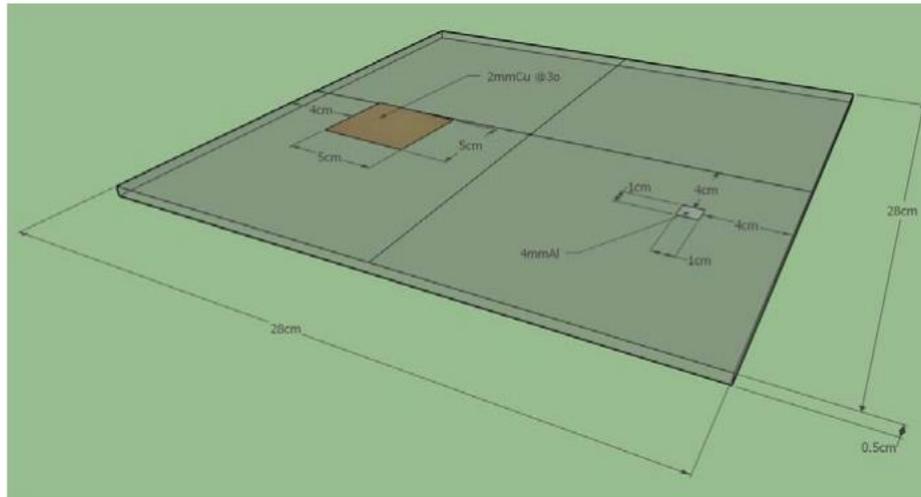


Slika 6.2. Atenuaciona ploča fantoma i njena postavka.

Ciljna ploča se sastoji od sledećih elemenata:

- PMMA debljine 5 mm (28 cm × 28 cm)
- Aluminijum debljine 4 mm (1 cm × 1 cm)
- Bakar debljine 2 mm (5 cm × 5 cm)

Geometrija fantoma je prikazana na slici 6.3.



Slika 6.3. Dimenzije ciljne ploče radiografskog fantoma [10].

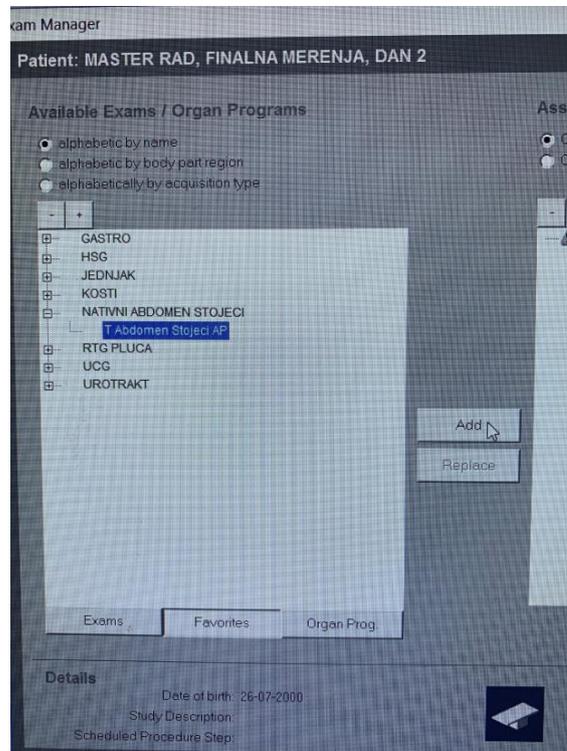
Fantom se postavlja na ploču stola rendgen aparata, a svetlosno polje se podešava tako da ima dimenzije kao i fantom (Slika 6.4).



Slika 6.4. Postavka radiografskog fantoma na ploču stola rendgen aparata.

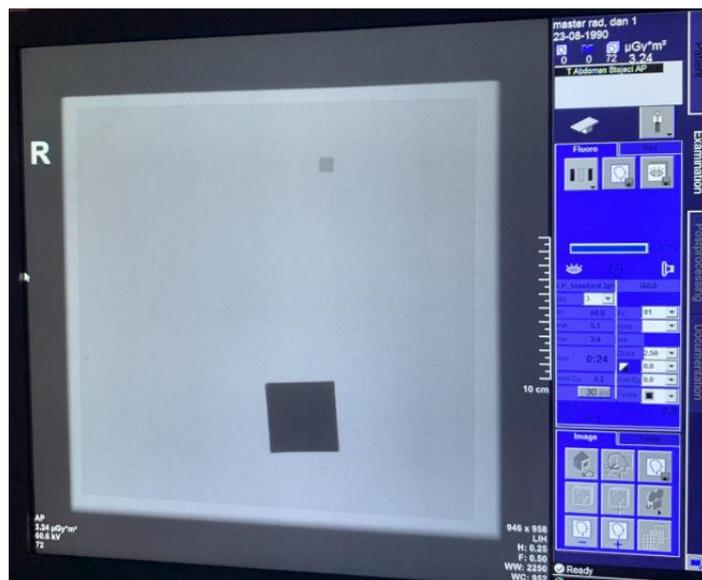
6.3. Dobijanje slike

Prilikom snimanja fantoma na rendgen aparatu, koristili smo već definisan program kao što se može videti na slici 6.5.



Slika 6.5. Odabir unapred definisanog programa „Abdomen Stojeći AP“.

Slike se dobijaju direktno na monitoru u formatu DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine).



Slika 6.6. Slika koja se dobija na monitoru rendgen aparata Siemens Luminos dRF Max.

7. REZULTATI

U Tabelama 7.1 do 7.4 dati su rezultati analize slika dobijenih u eksperimentalnom delu ovog rada. Na Slikama 7.1 do 7.4 prikazane su vrednosti FOM (figure of merit), veličine koja se može iskoristiti za optimizaciju protokola snimanja, a predstavlja količnik kvadrata SNR (odnos signal i šum) i KAP (doza po jedinici površine).

Tabela 7.1. Rezultati analize slike za napon od 60 kV.

D	Dan merenja	mAs	$\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$	MPV_{Al}	MPV_{Back}	SD_{Back}	SNR	SNR²/KAP
0.89	1	0.47	1.50	60755	56788	793	5.00	16.72
	2	0.5	1.54	60789	56524	824	5.18	17.40
	3	0.5	1.49	60953	57110	761	5.05	17.11
	4	0.5	1.46	61060	57137	784	5.00	17.15
Srednja vrednost		0.49	1.50	60889.25	56889.75	790.50	5.06	17.10
Standardna devijacija		0.01	0.03	123.79	251.88	22.59	0.07	0.24
Koeficijent varijacije		0.03	0.02	0.00	0.00	0.03	0.01	0.01
1.79	1	0.81	2.50	57197	48713	1152	7.36	21.67
	2	0.81	2.62	57097	48748	1119	7.46	21.25
	3	0.82	2.51	57631	49987	1086	7.04	19.74
	4	0.81	2.38	57533	49894	1082	7.06	20.94
Srednja vrednost		0.81	2.50	57364.50	49335.50	1109.75	7.23	20.90
Standardna devijacija		0.00	0.08	223.06	606.02	28.31	0.19	0.72
Koeficijent varijacije		0.01	0.03	0.00	0.01	0.03	0.03	0.03

3.57	1	1.48	4.69	47012	35924	1154	9.61	19.67
	2	1.49	4.83	47217	36498	1117	9.60	19.07
	3	1.5	4.59	47767	36955	1148	9.42	19.32
	4	1.53	4.66	47088	36047	1073	10.29	22.72
Srednja vrednost		1.50	4.69	47271.00	36356.00	1123.00	9.73	20.20
Standardna devijacija		0.02	0.09	295.59	406.53	32.10	0.33	1.47
Koeficijent varijacije		0.01	0.02	0.01	0.01	0.03	0.03	0.07
5.0	1	2.05	6.45	40199	28073	1045	11.60	20.87
	2	2.04	6.67	40626	28510	1007	12.03	21.70
	3	2.02	6.43	41238	29227	1057	11.36	20.08
	4	2.04	6.26	40863	28988	990	11.99	22.98
Srednja vrednost		2.04	6.45	40731.50	28699.50	1024.75	11.75	21.41
Standardna devijacija		0.01	0.15	377.00	444.38	27.26	0.28	1.08
Koeficijent varijacije		0.01	0.02	0.01	0.02	0.03	0.02	0.05

7.14	1	2.86	9.16	32333	19959	900	13.75	20.64
	2	2.91	9.56	32155	20277	815	14.57	22.22
	3	2.87	9.18	32856	21341	831	13.86	20.92
	4	2.89	8.74	32883	21167	836	14.01	22.47
Srednja vrednost		2.88	9.16	32556.75	20686.00	845.50	14.05	21.56
Standardna devijacija		0.02	0.29	319.16	582.28	32.41	0.32	0.80
Koeficijent varijacije		0.01	0.29	293.63	416.99	11.05	0.27	0.61

Tabela 7.2. Rezultati analize slike za napon od 70 kV.

D	Dan merenja	mAs	$\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$	MPV_{AI}	MPV_{Back}	SD_{Back}	SNR	SNR²/KAP
0.89	1	0.32	1.22	59378	54343	1006	5.00	20.53
	2	0.31	1.25	59809	54997	975	4.93	19.49
	3	0.33	1.26	59622	54630	1010	4.94	19.39
	4	0.31	1.15	59904	55352	909	5.01	21.81
Srednja vrednost		0.32	1.22	59678.25	54830.50	975.00	4.97	20.30
Standardna devijacija		0.01	0.04	200.86	379.98	40.44	0.03	0.98
Koeficijent varijacije		0.03	0.04	0.00	0.01	0.04	0.01	0.05
1.79	1	0.45	1.93	55518	47661	1175	6.69	23.17
	2	0.49	2.03	54382	46337	1140	7.06	24.53
	3	0.48	1.95	55059	47187	1170	6.73	23.21
	4	0.46	1.82	55309	47479	1146	6.83	25.65
Srednja vrednost		0.47	1.93	55067.00	47166.00	1157.75	6.83	24.14
Standardna devijacija		0.02	0.07	427.57	507.61	15.01	0.14	1.03
Koeficijent varijacije		0.03	0.04	0.01	0.01	0.01	0.02	0.04

3.57	1	0.75	3.17	45922	36120	1132	8.66	23.65
	2	0.75	3.23	45886	35961	1146	8.66	23.22
	3	0.78	3.3	45636	35822	1174	8.36	21.18
	4	0.74	2.98	46398	36593	1137	8.62	24.96
Srednja vrednost		0.76	3.17	45960.50	36124.00	1147.25	8.58	23.25
Standardna devijacija		0.02	0.12	275.56	290.58	16.24	0.13	1.36
Koeficijent varijacije		0.02	0.04	0.01	0.01	0.01	0.01	0.06
5.0	1	1	4.25	38898	28010	1065	10.22	24.59
	2	1.02	4.41	38751	28044	1019	10.50	25.04
	3	1.02	4.24	39320	28888	1030	10.13	24.19
	4	1.01	4.1	39297	28859	1020	10.23	25.54
Srednja vrednost		1.01	4.25	39066.50	28450.25	1033.50	10.27	24.84
Standardna devijacija		0.01	0.11	247.65	423.54	18.69	0.14	0.50
Koeficijent varijacije		0.01	0.03	0.01	0.01	0.02	0.01	0.02

7.14	1	1.39	5.97	30521	19977	864	12.20	24.95
	2	1.41	6.16	30559	20154	840	12.39	24.91
	3	1.42	6.04	30715	20443	836	12.29	25.00
	4	1.38	5.72	31257	21057	845	12.07	25.47
Srednja vrednost		1.40	5.97	30763.00	20407.75	846.25	12.24	25.08
Standardna devijacija		0.02	0.16	294.33	410.09	10.73	0.12	0.23
Koeficijent varijacije		0.01	0.16	261.40	331.95	4.09	0.11	0.22

Tabela 7.3. Rezultati analize slike za napon od 80 kV.

D	Dan merenja	mAs	$\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$	MPV _{AI}	MPV _{Back}	SD _{Back}	SNR	SNR ² /KAP
0.89	1	0.29	1.31	56455	50022	1141	5.64	24.27
	2	0.31	1.43	56053	49554	11167	0.58	0.24
	3	0.28	1.26	57715	51753	1121	5.32	22.45
	4	0.28	1.23	57658	51681	1137	5.26	22.47
Srednja vrednost		0.29	1.31	56970.25	50752.50	3641.50	4.20	17.35
Standardna devijacija		0.01	0.08	730.49	978.92	4344.86	2.09	9.91
Koeficijent varijacije		0.04	0.06	0.01	0.02	1.19	0.50	0.57
1.79	1	0.39	1.74	50314	42508	1155	6.76	26.25
	2	0.37	1.82	51709	43699	1179	6.79	25.36
	3	0.38	1.87	50852	42807	1129	7.13	27.15
	4	0.33	1.52	53834	46433	1175	6.30	26.10
Srednja vrednost		0.37	1.74	51677.25	43861.75	1159.50	6.74	26.22
Standardna devijacija		0.02	0.13	1340.90	1547.82	19.82	0.29	0.64
Koeficijent varijacije		0.06	0.08	0.03	0.04	0.02	0.04	0.02

3.57	1	0.53	2.6	41740	32241	1132	8.39	27.08
	2	0.52	2.66	43128	33745	1140	8.23	25.47
	3	0.53	2.62	42967	33926	1134	7.97	24.26
	4	0.51	2.53	42781	33587	1160	7.93	24.83
Srednja vrednost		0.52	2.60	42654.00	33374.75	1141.50	8.13	25.41
Standardna devijacija		0.01	0.05	541.80	665.47	11.08	0.19	1.06
Koeficijent varijacije		0.02	0.02	0.01	0.02	0.01	0.02	0.04
5.0	1	0.66	3.27	36440	26688	992	9.83	29.55
	2	0.64	3.39	36790	27399	1004	9.35	25.81
	3	0.63	3.28	37368	27713	1029	9.38	26.84
	4	0.64	3.13	37576	27781	1019	9.61	29.52
Srednja vrednost		0.64	3.27	37043.50	27395.25	1011.00	9.54	27.93
Standardna devijacija		0.01	0.09	452.03	433.01	14.12	0.19	1.65
Koeficijent varijacije		0.02	0.03	0.01	0.02	0.01	0.02	0.06

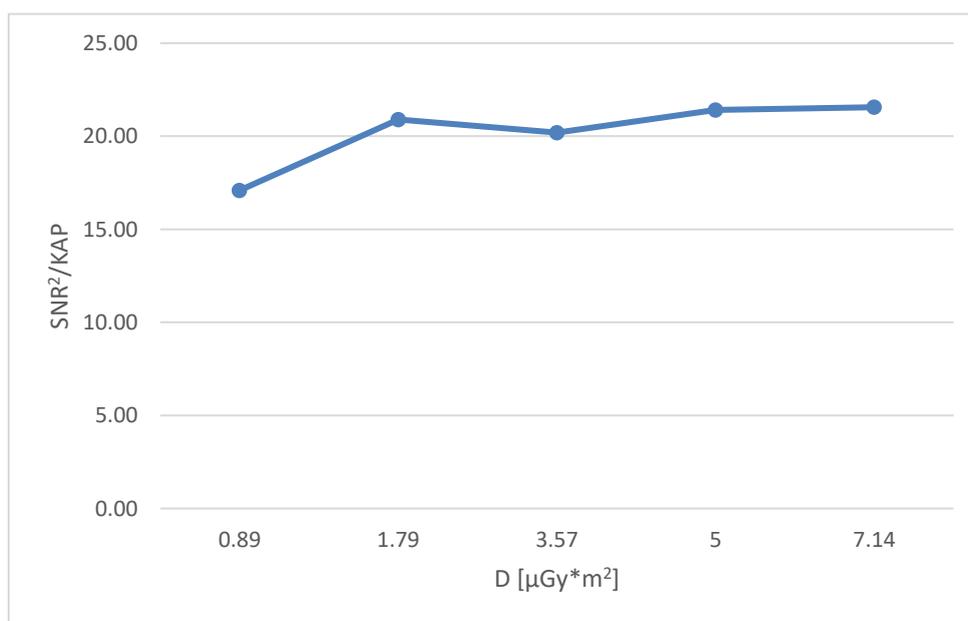
7.14	1	0.83	4.33	29452	20122	817	11.42	30.12
	2	0.85	4.63	28660	19704	794	11.28	27.48
	3	0.81	4.21	30743	21485	858	10.79	27.66
	4	0.82	4.16	29995	20656	825	11.32	30.80
Srednja vrednost		0.83	4.33	29712.50	20491.75	823.50	11.20	29.01
Standardna devijacija		0.01	0.18	761.14	665.35	22.94	0.24	1.47
Koeficijent varijacije		0.01	0.18	747.08	632.43	22.65	0.21	1.33

Tabela 7.4. Rezultati analize slike za napon od 90 kV.

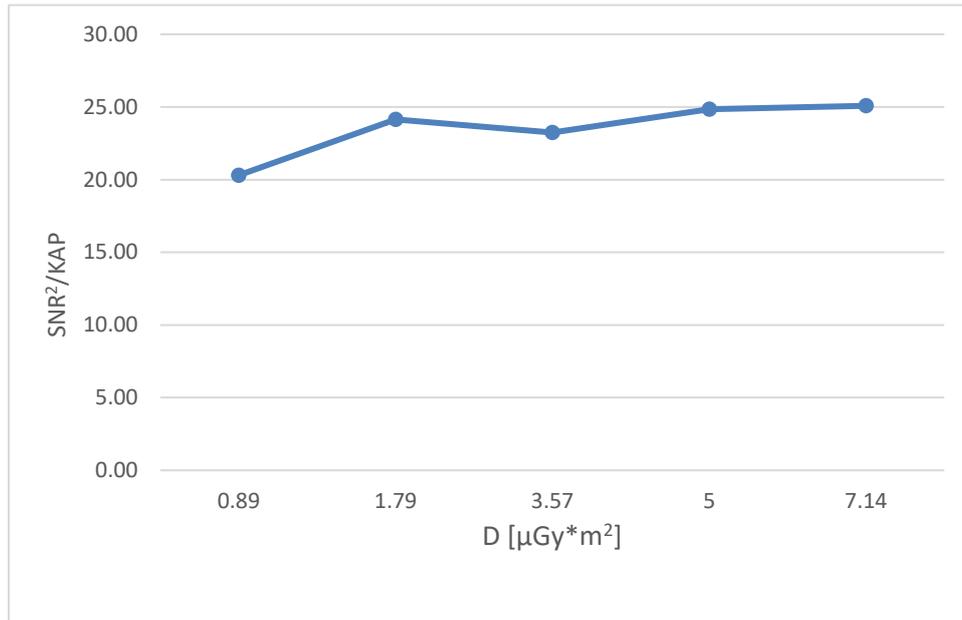
D	Dan merenja	mAs	$\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$	MPV_{Al}	MPV_{Back}	SD_{Back}	SNR	SNR²/KAP
0.89	1	0.26	1.35	54410	47511	1172	5.89	25.67
	2	0.28	1.51	52500	45194	1199	6.09	24.59
	3	0.26	1.31	54882	48251	1192	5.562	23.62
	4	0.24	1.22	55321	48536	1211	5.60	25.73
Srednja vrednost		0.26	1.35	54278.25	47373.00	1193.50	5.79	24.90
Standardna devijacija		0.01	0.10	1076.03	1312.49	14.15	0.22	0.87
Koeficijent varijacije		0.05	0.08	0.02	0.03	0.01	0.04	0.03
1.79	1	0.32	1.75	48006	39878	1179	6.89	27.16
	2	0.32	1.8	48403	40411	1172	6.82	25.83
	3	0.3	1.65	49684	41999	1204	6.38	24.69
	4	0.34	1.8	46862	38941	1173	6.75	25.33
Srednja vrednost		0.32	1.75	48238.75	40307.25	1182.00	6.71	25.75
Standardna devijacija		0.01	0.06	1008.13	1109.47	12.98	0.20	0.91
Koeficijent varijacije		0.04	0.03	0.02	0.03	0.01	0.03	0.04

3.57	1	0.42	2.41	40223	31116	1119	8.14	27.48
	2	0.41	2.42	41116	32103	1126	8.00	26.48
	3	0.43	2.43	40489	31815	1084	8.00	26.35
	4	0.43	2.39	39819	30839	1099	8.17	27.94
Srednja vrednost		0.42	2.41	40411.75	31468.25	1107.00	8.08	27.06
Standardna devijacija		0.01	0.01	471.41	510.68	16.57	0.08	0.67
Koeficijent varijacije		0.02	0.01	0.01	0.02	0.01	0.01	0.02
5.0	1	0.52	2.97	34116	24957	952	9.62	31.16
	2	0.51	3.07	34559	25492	955	9.49	29.36
	3	0.51	2.98	34804	25991	952	9.26	28.76
	4	0.5	2.85	34938	25945	951	9.46	31.38
Srednja vrednost		0.51	2.97	34604.25	25596.25	952.50	9.46	30.17
Standardna devijacija		0.01	0.08	312.94	417.42	1.50	0.13	1.13
Koeficijent varijacije		0.01	0.03	0.01	0.02	0.00	0.01	0.04

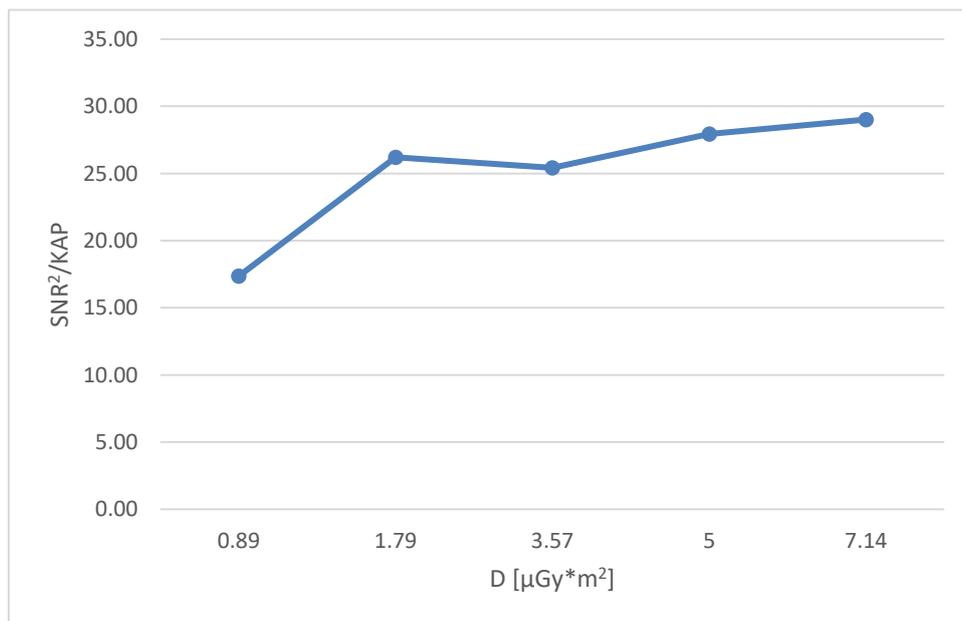
7.14	1	0.63	3.78	27939	19213	846	10.31	28.14
	2	0.64	3.98	27554	18985	805	10.64	28.47
	3	0.63	3.77	28326	19841	832	10.20	27.59
	4	0.62	3.6	28578	19996	858	10.00	27.79
Srednja vrednost		0.63	3.78	28099.25	19508.75	835.25	10.29	28.00
Standardna devijacija		0.01	0.13	388.46	421.18	19.74	0.23	0.34
Koeficijent varijacije		0.01	0.13	377.99	387.38	18.80	0.23	0.33



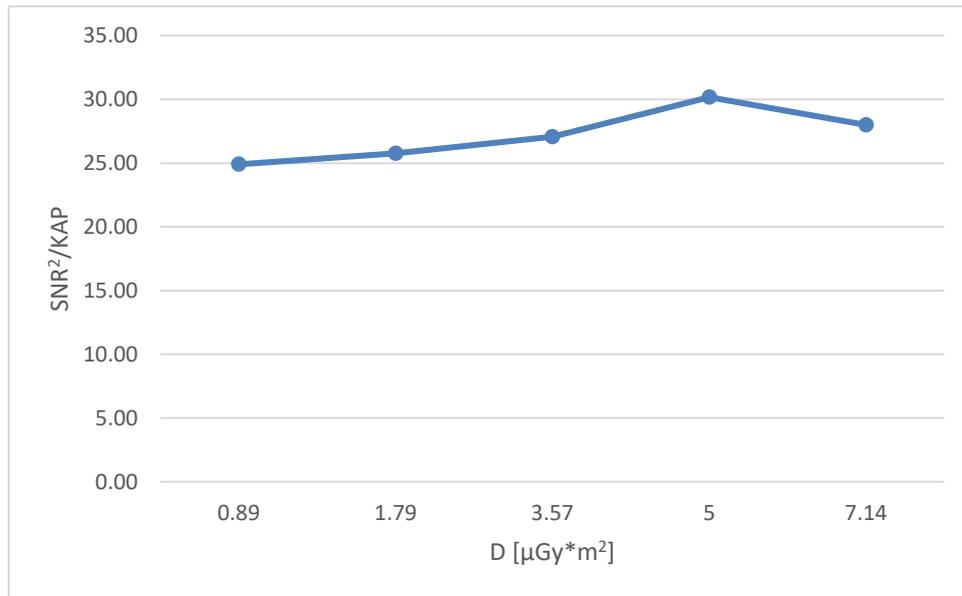
Slika 7.1. Odnos kvadrata odnosa signal-šum i doze za napon od 60 kV.



Slika 7.2. Odnos kvadrata odnosa signal-šum i doze za napon od 70 kV.



Slika 7.3. Odnos kvadrata odnosa signal-šum i doze za napon od 80 kV.



Slika 7.4. Odnos kvadrata odnosa signal-šum i doze za napon od 90 kV.

7.1 Diskusija

Slike pribavljene u ovom radu predstavljaju rezultat rada automatske kontrole ekspozicije za pet predefinisanih doza, iskazanih kroz veličinu proizvod kerme u vazduhu i površine (KAP) za protokol snimanja abdomena. Slike su pribavljene za 4 različite vrednosti napona, od 60 kV do 90 kV, sa korakom od 10 kV. U prikazanim tabelama date su, kao ulazni podaci, predefinisana vrednost KAP, izmerena vrednost KAP pomoću jonizacionih komora iz sistema automatske kontrole ekspozicije i vrednost proizvoda jačine struje i vremena ekspozicije (mAs). Kao provera ponovljivosti slike su pribavljane tokom perioda od 4 dana (ukupno 80 slika).

Sakupljeni rezultati se mogu koristiti za prikazivanje dva dela ispravnog funkcionisanja rendgen-aparata, i to ponovljivost isporučenih parametara ekspozicije i mogućnost provere kvaliteta slike radi potencijalne optimizacije protokola.

Na osnovu prikazanih rezultata u Tabelama 7.1 do 7.4 za vrednosti proizvoda jačine struje i vremena ekspozicije, kao i za izmerene vrednosti KAP može se uočiti dobar trend stabilnosti aparata što omogućava njegovo dalje korišćenje bez bojazni po pacijenta u pogledu zaštite od zračenja. Izračunate vrednosti koeficijenta varijacije (količnik standardne devijacije i srednje vrednosti) iznosi manje od 2% što je zadovoljavajući rezultat. Praćenja ovih parametara (na primer, postavljanje uslova da vrednost mora biti unutar opsega od dve standardne devijacije) može imati veliku ulogu u pravovremenom uočavanju nepravilnosti rada uređaja čime se prvenstveno omogućuje zaštita od zračenja pacijenata (biće isporučena propisana doza čime pacijent ne prima veću dozu nego predviđenu i nema ponavljanja pregleda čime se pacijent štiti od dodatnog nepotrbnog izlaganja jonizujućem zračenju) i dodatno pravovremeni servis i otklanjanje kvarova što može predstavljati značajni finansijski aspekt u radu uređaja.

Vrednosti prikzane na Slikama 7.1 do 7.4 predstavljaju veličinu definisanu kao količnik kvadrata odnosa signal-šum i isporučene doze iskazane kroz KAP. Ova veličina može ukazati na mogućnost optimizacije protokola. Za analizu slika korišćen je program ImageJ, u kome se nakon učitavanja slike, određuje regija od interesa čija površina obuhvata površinu aluminijuma na fantomu. Unutar te regije od interesa računa se srednja vrednost piksela i standardna devijacija. Isti proračun se radi i za pozadinu tj. pleksiglas koristeći regiju od interesa iste površine kao i za aluminijum, beležeći iste vrednosti. Ono što se može izvesti kao zaključak sa slike 7.1 jeste da se pri snimanju abdomena pri naponu od 60 kV za četiri od pet vrednosti isporučenih doza nema razlike u očitanoj kvalitetu slike, odnosno, radi zaštite od zračenja pacijenta može se koristiti najmanja vrednost od četiri uz potpuno očuvanje kvaliteta slike i dijagnostičke informacije. Isti trend se može uočiti i za ostale vrednosti napona.

8. ZAKLJUČAK

Prilikom kontrole kvaliteta se najčešće koriste glomazni, voluminozni fantomi koji komercijalno napravljeni i zbog toga su veoma skupi za nabavku.

Eksperimentalni rezultati ovog rada potvrđuju praktičnu primenu jednostavnih fantoma za kontrolu kvaliteta u dijagnostičkoj radiologiji. Njihova redovna primena donosi dva velika doprinosa u primeni izvora zračenja u medicini i primeni osnovnih principa zaštite od zračenja za pacijente koji su izloženi jonizujućem zračenju tokom pregleda.

Prvi doprinos se ogleda u mogućnosti za optimizacijom protokola i odabirom najniže moguće vrednosti isporučene doze zračenja, a da je kvalitet slike očuvan čime je obezbeđena najpreciznija moguća dijagnostička informacija.

Drugi doprinos se ogleda u pravovremenom uočavanju nepravilnosti u radu nekog od delova dijagnostičkog lanca bilo da je u pitanju nepravilno isporučivanje zadatih parametara ekspozicije (kvar na redngenskoj cevi ili generatoru visokog napona) ili kvar na detektoru ili monitoru za gledanje slike (pojava artefakata ili nepravilno uočavanje detalja), čime se obezbeđuje finansijska podrška kao i opet, čuvanje pacijenata od nepropisnog izlaganja jonizujućem zračenju.

LITERATURA

1. Janjić, dr Ivan, (1992.) "Osnovi atomske fizike"
2. Ana Martinović – Kontrola kvaliteta stomatološkog RTG aparata R-100B detektorom, diplomski rad (2016)
3. Dance, D.R.; Christofides, S.; Maidment, A.D.A.; McLean I.D.; Ng, K.H., Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students, IAEA, Vienna, 2014
4. Branka Radulović - Priprema i obrada nastavne jedinice "x-zračenje" u srednjim školama, diplomski rad (2008)
5. Andrea Horvat - Određivanje radnih parametara rendgen aparata, master rad (2017)
6. Barbara Štoos - Primena zračenja u medicini, završni rad (2018)
7. Zdravko Mutin – Ispitivanje kvaliteta dijagnostičkih RTG aparata detektorskim sistemom „Barakuda“, master rad (2010)
8. Shepard, S.J.; Lin, P.-J. P., AAPM report No. 74 „Quality control in diagnostic radiology“, July 2002
9. PRAVILNIK O PRIMENI IZVORA JONIZUJUĆIH ZRAČENJA U MEDICINI , "Sl. glasnik RS", br. 1/2012
10. Implementation of a remote and automated quality control programme for radiography and mammography equipment, IAEA HUMAN HEALTH SERIES No. 39, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY VIENNA, 2021

BIOGRAFIJA



Dejana Hornjak je rođena 1997. godine u Novom Sadu. Završila je Gimnaziju „Jovan Jovanović Zmaj“ 2016. godine. Potom, na jesen 2016., upisuje osnovne studije fizike na Prirodno-matematičkom fakultetu u Novom Sadu. Diplomski rad pod nazivom *Redukcija pozadinskog zračenja pri ispitivanju radiokarbona na tečnom scintilacionom spektrometru* odbranila je 2021. godine i iste godine upisuje master studije medicinske fizike na departmanu za fiziku Prirodno-matematičkog fakulteta.

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:

Dejana Hornjak

AU

Mentor:

Prof Jovana Nikolov, dr Predrag Božović

MN

Naslov rada:

Implementacija novog IAEA QC protokola u radiografiji

NR

Jezik publikacije:

srpski (latinica)

JP

Jezik izvoda:

srpski/engleski

JI

Zemlja publikovanja:

Republika Srbija

ZP

Uže geografsko područje:

Vojvodina

UGP

Godina:

2022

GO

Izdavač: Autorski reprint

IZ

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

MA

Fizički opis rada: Broj poglavlja: 8

FO

Broj strana: 63

Broj tabela: 9

Broj slika: 29

Naučna oblast:

FIZIKA

NO

Naučna disciplina: Medicinska fizika

ND

Predmetna odrednica/ ključne reči: rendgensko zračenje, primena zračenja u medicini, radiografija, kontrola kvaliteta, IAEA protokol

PO

UDK

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

ČU

Važna napomena: nema

VN

Izvod:

IZ

Datum prihvatanja teme od NN veća:

DP

Datum odbrane: 15.08.2022.

DO

Članovi komisije:

KO

Predsednik: prof dr Nataša Todorović

član: prof dr Olivera Klisurić

član: prof dr Jovana Nikolov

član: dr Predrag Božović

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:

Final paper

CC

Author:

Dejana Hornjak

AU

Mentor/comentor:

Prof Jovana Nikolov, dr Predrag Božovic

MN

Title:

Implementation of a new IAEA QC protocol in radiography

TI

Language of text:

Serbian (Latin)

LT

Language of abstract:

English

LA

Country of publication:

Republic of Serbia

CP

Locality of publication:

Vojvodina

LP

Publication year:

2022

PY

Publisher: Author's reprint

PU

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

PP

Physical description:

PD

Scientific field: Physics

SF

Scientific discipline: Medical physics

SD

Subject/ Key words: X ray radiation, use of X ray in medicine, radiography, quality control, IAEA protocol

SKW

UC

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

HD

Note: none

N

Abstract:

AB

Accepted by the Scientific Board:

ASB

Defended on: 15.08.2022.

DE

Thesis defend board:

DB

President: prof dr Nataša Todorović

Member: prof dr Olivera Klisurić

Member: prof dr Jovana Nikolov

Member: dr Predrag Božović