

Univerzitet u Novom Sadu Prirodno–matematički fakultet Departman za Fiziku, Medicinska Fizika



KOMPARACIJA DOZE ZA PACIJENTE U ANALOGNOJ I DIGITALNOJ MAMOGRAFIJI

- Master rad -

Mentori:

Student: Diana Obradović

dr Olivera Ciraj

dr Nataša Todorović

Beskrajno poštovanje i zahvalnost dugujem dr Oliveri Ciraj-Bjelac, na savetima i sugestiji oko odabira teme, mnogobrojnim idejama i bezuslovnoj pomoći pri pronalasku objašnjenja... Zahvalila bih se i dr Nataši Todorović, na ukazanoj podršci... Takođe bih se zahvalila članovima komisije, kao i radiološkim tehničarima u Kliničkom centru Vojvodine, na pomoći pri skupljanju podataka...

Na kraju, izrazila bih duboku zahvalnost članovima porodice, koji su mi pružili bezuslovnu ljubav i podršku, bili uz mene u najlepšim, ali i najtežim trenucima...

Autor

Sadržaj

SKRAĆE	ENICE I SIMBOLI	4
I. UVC	DD	6
1.1.		6
1.2.	X-zračenje u medicini	7
1.2.3	1. Otkriće X-zraka	7
1.2.2	2. Nastajanje X-zraka	8
1.2.3	3. Izvori rendgenskog zračenja	
1.2.4	4. Interakcija X- zračenja sa tkivom	
1.3.	Mamografija	
1.4.	Osnovna svojstva dojke	
1.5.	ZAŠTITA OD ZRAČENJA U MEDICINI, OSNOVNI PRINCIPI	
1.6.	BIOLOŠKI EFEKTI JONIZUJUĆIH ZRAČENJA I RADIJACIONI RIZIK	25
II. FIZI	KA MAMOGRAFSKE DIJAGNOSTIKE	28
2.1.	Rendgen aparat za mamografiju	
2.1.1	1. Rendgenska cev	
2.1.2	2. Kompresija	
2.1.3	3. Rasejano zračenje i rešetke	
2.1.4	4. AEC (automatska kontrola ekspozicije)	
2.1.5	5. Prijemnici slike	
2.2.	Kvalitet slike u mamografiji	
2.2.1	1. Kontrast	
2.2.2	2. Rezolucija	
2.2.3	3. Šum	
2.2.4	4. Optimizacija odnosa doza-kvalitet slike u mamografiji	
2.2.5	5. Komparacija analogne i digitalne mamografije	
III. D	OZIMETRIJA U MAMOGRAFIJI	49
3.1.	IZBOR I KALIBRACIJA DOZIMETRA	
3.1.1	1. Jonizacione komore	
3.1.2	2. Termoluminiscentni dozimetri (TLD)	
3.1.3	3. Poluprovodnički dozimetri	52
3.2.	Kerma u vazduhu (Air kerma)	
3.3.	Srednja glandularna doza (AGD)	53
3.4.	Dozimetrijski fantom u mamografiji	56
3.5.	Procena merne nesigurnosti	57
3.5.1	1. Merna nesigurnost tip A	58
3.5.2	2. Merna nesigurnost tip B	59

3.	2.5.3. Kombinovana i proširena nesigurnost	59
3.6.	DIJAGNOSTIČKI REFERENTNI NIVOI	60
3.7.	Osiguranje i kontrola kvaliteta u mamografiji	61
IV.	CILJ RADA	63
V. N	IATERIJALI I METODE	64
5.1.	IZBOR MAMOGRAFSKIH JEDINICA	64
5.2.	Procena doze za standardnu dojku i fantome različitih debljina	65
5.3.	Procena doze za pacijente	66
5.4.	Srednja glandularna doza i debljina dojke	66
VI.	REZULTATI	67
6.1.	RADIJACIONI IZLAZ	67
6.2.	Srednja glandularna doza za standardnu dojku	68
6.3.	Srednja glandularna doza za pacijente	69
6.4.	Srednja glandularna doza za fantome različitih debljina	70
6.5.	Srednja glandularna doza i komprimovana debljina dojke	71
VII.	MERNA NESIGURNOST PROCENE AGD	74
7.1.	Merna nesigurnost tip A	74
7.2.	Merna nesigurnost tip B	75
7.3.	Kombinovana merna nesigurnost	76
VIII.	DISKUSIJA	78
IX.	ZAKLJUČAK	80
X. L	ITERATURA	81
BIOG	RAFIJA	83

Skraćenice i simboli

ABC	Automatska kontrola osvetljenosti (Automatic Brightens Control)
AGD	Srednja glandularna doza
ACR	Američki fakultet za radiologiju (The American College of Radiology)
AEC	Automatska kontrola ekspozicije (Automatic Exposure Control)
ALARA	As Low as Reasonable Achievable
СС	Cranio-caudalna projekcija
СВТ	Komprimovana debljina dojke (Compressed Breast Thickness)
CCD	Charged - Coupled Devices
DCIS	Duktalni karcinom <i>in situ</i>
DQE	Kvantna efikasnost detekcije (Detective Quantum Efficency)
DRL	Dijagnostički referentninivoi
ESAK	Doza na površini kože pacijenta (sa unazad rasejanim zračenjem)
EU	Evropska Unija
EURATOM (EAEC)	Evropska zajednica za atomsku energiju (European Atomic Energy Community)
FDD	Rastojanje fokus-detektor (Focus to Detector Distance)
FSD	Rastojanje fokus-koža (Focus to Skin Distance)
FSOD	Rastojanje između izvora i objekta (Focal Spot to Object Distance)
FPN	Fiksni model šuma (Fixed Pattern Noise)
HVL	Debljina poluslabljenja (Half Value Layer)

ICRP	Međunarodna komisija za zaštitu od zračenja
IPEM	Institut za fiziku i inženjering u medicini (The Institute of Physics and Engineering in Medicine)
MTF	Modulaciona funkcija transfera
MLO	Mediolateralna projekcija
Mo/Mo	Meta/filter molibden
NEQ	Kvantni ekvivalent šuma (Noise Equivalent Quanta)
OD	Optička gustina (Optical Density)
OID	Rastojanje između objekta i receptora (Object to Image Distance)
РММА	Polimetil metakrilat fantom
SID	Rastojanje između izvora i receptora (Source to Image Distance)
SNR	Odnos signal – šum (Signal to Noise Ratio)
TLD	Termoluminescentni dozimetri
QA	Osiguranje kvaliteta
QC	Kontrola kvaliteta
UNSCEAR	Naučni komitet Ujedinjenih Nacija za efekte atomskih zračenja (Scientific Committee of the United Nations for the effects of atomic radiation)

I. UVOD

Mamografija predstavlja zlatni standard u algoritmu pregleda dojki žena starijih od 35 godina. Nakon kliničkog pregleda od strane hirurga, podrazumeva rendgensko snimanje tkiva dojki u dve projekcije svake dojke, tako da radiolog opisuje četiri filma. Ukoliko postoji potreba, vrši se snimanje dopunskim projekcijama, a nalaz se neretko dopunjuje i ultrazvučnim pregledom. Detalji o tome buće opisani u nastavku rada.

Jonizujuća zračenja se koriste u medicini duže od jednog veka. Radiološki dijagnostički pregledi i snimanja su do danas u medicini još uvek nezaobilazne metode i mogu se smatrati za osnovnu i polaznu dijagnostiku za otkrivanje i dijagnostikovanje mnogih obolenja i trauma organizma i to korisnom upotrebom jonizujućeg zračenja i upotrebom različitih kontrastnih sredstava.

Jonizujuće zračenje se uz dijagnostičke svrhe koristi i za terapiju i lečenje pojedinih oboljenja, najčešće tumorskih oboljenja pojedinih organa.

Uporedo sa razvojem različitih dijagnostičkih i terapijskih metoda, podstaknuto je i kompleksno, multidisciplinarno izučavanje posledica i rizika koji prati medicinsku primenu jonizujućih zračenja.

Zaštita života i zdravlja ljudi, kao i životne sredine, od štetnog delovanja jonizujućeg zračenja i upravljanje radioaktivnim materijalima, jedna je od važnijih aktivnosti države, potrebna za ispunjenje ekoloških ciljeva, koja zahteva dobro osmišljen plan i akcije, kako bi se obezbedili svi potrebni organizacijski, ljudski i finansijski resursi i infrastruktura za sigurno i bezbedno upravljanje radioaktivnim materijalima u svim radijacionim praksama.

1.1. Osnovni pojmovi

Jonizujuća zračenja su elektomagnetna ili čestična zračenja, koja imaju dovoljno visoku energiju, da mogu da jonizuju materiju i da izazovu oštećenja ćelija živih organizama. Tu spadaju elektromagnetni talasi, kao što su gama zraci, koje emituju radioaktivne supstance ili X-zraci, poznati i kao rendgenska zračenja. Tu su i alfa i beta čestice, koje nastaju raspadom radioaktivnih nuklida, kao i naelektrisane čestice (elektroni, protoni, joni težih elemenata), koje energiju dobijaju ubrzavanjem u akceleratorima. Neutroni, električno neutralne čestice, vrše jonizaciju direktno.

<u>Jonizacija</u> je proces u kome, usled energetske pobude, jedan ili više elektrona napuštaju elektronski omotač atoma. Tako nastaju jonski parovi koji se sastoje iz negativno naelektrisanog elektrona i pozitivno naelektrisanog ostatka atoma.

<u>*Ekscitacija*</u> je proces u kome elektorni, usled energetske pobude, prelaze sa putanja bližih jezgru na putanje dalje od jezgra. Atom se tada nalazi u ekscitovanom ili pobuđenom stanju.

Izvori jonizujućih zračenja su radioaktivni materijali, gde jonizujuće zračenje nastaje u procesu radioaktivnog raspada atoma, ili uređaji koji mogu da emituju jonizujuće zračenje.

Zatvoreni izvori jonizujućeg zračenja su oni izvori kod kojih je radioaktivni materijal hermetički zatvoren u odgovarajuće, najčešće metalne omotače, koji sprečavaju da pri normalnim uslovima primene dođe do rasturanja njihove sadržine u okolinu.

<u>Spoljašnje izlaganje</u> je izlaganje koje nastaje usljed dejstva izvora jonizujućeg zračenja koji se nalazi van organizma čoveka.

1.2. X-zračenje u medicini

X-zračenje je otkrio nemački fizičar Viljem Rendgen (Wilhelm Conrad Röntgen), krajem 1895. godine. Ono je elektromagnetne prirode i ograničeno je oblastima gama i ultraljubičastog zračenja. Stroge granice između ovih oblasti ne postoje, ali se pod X-zračenjem obično podrazumevaju fotoni talasnih dužina od 0.01 nm do 10 nm, tj. energije od 124 keV do 124 eV.

Do otkrića rendgenskih zraka, patološki proces se mogao uočiti samo na operacijskom stolu. Tehnološki razvoj rendgenske aparature, osim što je omogućio dijagnostiku patologije, omogućio je i praćenje razvoja patološkog procesa, uočavanje komplikacija te i procenu rezultata i efikasnosti lečenja. Na temelju primene X-zračenja razvile su se mnoge oblasti poput dijagnostičke radiologije, terapijske radiologije, radiobiologije itd.

1.2.1. Otkriće X-zraka

Krajem 19. veka, fizičari širom sveta proučavali su fenomene vezane za električna pražnjenja u vakuumskim cevima.

Rendgen je 1895. godine u svojoj laboratoriji izvodio eksperimente sa katodnim zracima u Kruksovoj cevi (staklena komora iz koje je izvučen vazduh, a koja ne svetli i u kojoj su, na rastojanju od par centimetara, postavljene dve metalne elektrode, katoda i anoda, priključene na izvor napona) i ustanovio da katodni zraci uslovljavaju sjaj unutrašnjih zidova cevi. Počevši s primenom velikih napona, reda veličine nekoliko desetina hiljada volti, Rendgen je primetio na drugom kraju sobe fluorescentni sjaj na ploči od barijum-platinocijanida, inače fluorescentnog materijala. Odmah je zaključio da je ova pojava posledica zračenja koje potiče iz same cevi. Fluorescencija se nastavljala i pošto je cev okružio crnim kartonom, kako bi onemogućio prolaz UV zraka, do tada najprodornijeg poznatog zračenja, a njene nevidljive zrake usmerio ka ekranu premazanom fluorescentnim materijalom. Ekran je zasvetleo! To je značilo da su zraci prošli kroz hartiju i da se, inače nevidljivi, opažaju na fluorescentnom ekranu.

Tada je Rendgen stavio ruku izmedju cevi i ekrana: na ekranu su se ocrtale njegove kosti, tamne na svetloj pozadini. Zraci su prošli kroz kožu, delimicno kroz mišice, ali ne i kroz čvrsto i gusto tkivo kostiju. Zatim je uspeo da snimi šaku svoje supruge (Slika 1) i napravio prvi rendgen aparat.



Slika 1. Snimak šake Rendgenove supruge

Bilo je jasno da je u pitanju mnogo prodornije zračenje, do tada nepoznato, pa je i dobilo naziv X-zraci, koji se zadržao i do danas. Nastavljajući eksperimente, Rendgen je otkrio da ovi zraci putuju pravom linijom, da prolaze kroz mnoge supstance pa čak i kroz ljudsko telo i kosti i da u različitim materijalima imaju različite prodornosti. Takođe, ostavljaju trag na fotografskoj ploči.

Šest godina nakon otkrića X-zraka, 1901. Godine, Rendgen je dobio Nobelovu nagradu i time postao prvi dobitnik ove nagrade za fiziku. Zraci koje je pronašao se po njemu i zovu rendgenski zraci.

1.2.2. Nastajanje X-zraka

Postoje tri različita principa nastajanja X-zračenja. Jedan od načina je ubrzavanje elektrona i sudar sa teškim jezgrima, pri čemu elektron gubi većinu ili svu svoju energiju kroz emisiju fotona i naziva se *zakočno zračenje* ili *bremsstrahlung*.



Slika 2. Spektar mamografa se sastoji od zakočnog i karakterističnog zračenja. Energija karakterističnog zračenja molibdena (17.5kV-19.6kV) je skoro optimalna za detekciju sličnih lezija u dojci debljine od 3cm-6cm

Drugi način je proizvodnja deekscitacijom atoma. Ubrzan elektron izbacuje elektron iz neke od unutrašnjih ljuski atoma i ostavlja atom u ekcitovanom stanju. Nakon toga, elektron iz spoljne ljuske popunjava to mesto uz emisiju *karakterističnog zračenja*.

Treći mehanizam nastanka rendgenskog zračenja je *sinhrotonska emisija*. Sinhrotonsko zračenje su 1944. godine predvideli Ivanenko i Pomeranščuk, a prvi put je primećeno 3 godine kasnije u akceleratorima. Dugo je smatrano za "neželjeno" magnetno zakočno zračenje, jer je smanjivalo energiju dobijenu u akceleratoru. Tek 1956. godine, sinhrotronsko zračenje je prvi put iskorišćeno u eksperimentima Tombulijana i Hartmana. Ovo zračenje emituju naelektrisane čestice koje se kreću po kružnoj putanji u magnetnom polju, tj. posledica je promene tangencijalnog ubrzanja.

X-spektar koji se koristi u mamografiji se najčešće proizvodi u rendgenskoj cevi sa anodom od molibdena i filtrom koji je takođe od Mo debljine folije od 30 µm. Ali se takođe koristi spektar Mo/Rh, Rh/Rh, W/Rh, W/Al itd. Napon koji se koristi je 25-30 kV, u zavisnosti od debljine dojke.

1.2.2.1. Zakočno zračenje

Elektroni, emitovani sa katode ubrzavaju se velikom potencijalnom razlikom i stiču energiju reda nekoliko desetina hiljada eV. Brzi elektroni stižu do anode i ulaze u električno polje jezgara atoma, od kojih je ona sačinjena, gde se naglo usporavaju. To usporeno kretanje elektrona dovodi do emisije fotona elektromagnetnog zračenja. Energija emitovanih fotona zavisi od stepena interakcije između jezgara i elektrona, tj. od razdaljine na kojoj prolaze elektroni. U ovom procesu mogu da se stvore fotoni praktično svih energija između

nule i maksimalne, koja je određena ukupnom kinetičkom energijom elektrona, pa prema tome, rezultujuće zračenje je kontinualno i sadrži fotone svih tih energija.

Kada elektron izgubi svu svoju energiju, nastaje foton maksimalne energije. Dakle, distribucija relativnog broja fotona određene energije, odnosno intenziteta zračenja, u funkciji od energije (talasne dužine λ) je kontinualna i počinje od jedne karakteristične energije (talasna dužina λ_{min}), određene vrednošću razlike potencijala između elektroda (energija elektrona). Svi kontinualni spektri imaju kratkotalasnu granicu, koja zavisi samo od napona između anode i katode.

Talasna dužina λ_{min} može da se nađe izjednačavanjem energije fotona (E=hc/ λ_{min}) sa ukupnom kinetičkom energijom elektrona (T=eU):

$$\lambda \min = \frac{hc}{eU} = 1.2398 * 10^{-6} / U \text{ [m]}$$

gde *U* predstavlja napon, a λ_{min} kratkotalasnu granicu.

S obzirom da u klasičnoj elektromagnetnoj teoriji ne postoji λ_{min} i ne može da objasni ovu pojavu, koristimo kvantnu mehaniku koja to objašnjava na sledeći način: Pri ubrzavanju elektrona uz pomoć napona U, ako je pri tom početna brzina zanemarljivo mala u odnosu na ostvarenu, kintička energija je jednaka radu u električnom polju:

$$\frac{1}{2}mv^2 = eU$$

Možemo odrediti i maksimalnu energiju fotona, u slučaju kada se celokupna kinetička energija elektrona pretvori u energiju fotona X-zraka. Tada će foton imati maksimalnu energiju, kao i frekvenciju, a minimalnu talasnu dužinu.

$$eU = hv_{max}$$

 $eU = h \frac{c}{\lambda_{min}}$

gde je *e* naelektrisanje elektrona, *h* Plankova konstanta, *c* brzina svetlosti, *U* napon i λ_{\min} kratkotalasna granica.

Naravno, foton će imati manju energiju od maksimalne, ako se samo deo energije elektrona pretvori u energiju fotona. Upravo zbog različite količine pretvaranja, dobijamo spektar zakočnog zračenja.

1.2.2.2. Karakteristično zračenje

Ako je energija brzog elektrona veća od vezivne energije elektrona u određenoj ljusci atoma anode, dešava se sledeći proces. U sudaru, upadni elektron može da izbaci vezani elektron sa njegovog mesta u elektronskom omotaču. Na taj način se stvara "šupljina", tj. manjak elektrona u odnosu na popunjeno stanje, koja se popunjava kvantnim prelazom elektrona sa nekog od viših energetskih nivoa, koji pri tom emituje foton energije određene razlikom energija takvog vezano-vezanog prelaza, tj. emituje se kvant karakterističnog Xzračenja sa diskretnim spektrom.

Energije fotona iz tog dela spektra iznose oko 10 keV, što je oko hiljadu puta veće od energije fotona iz optičkog dela spektra. To znači da su energije nivoa između kojih se dešava kvantni prelaz istog reda veličine, odnosno da se ti elektroni nalaze uglavnom blizu jezgra, gde je vezivna energija velika. Opisani proces je moguć ako su energije upadnih elektrona iznad neke kritične vrednosti (eU_{kr}), koja zavisi od vrste materijala (rednog broja atoma) od kojeg je napravljena anoda. Prirodu karakterističnog X-zračenja i osnovne zakonitosti dao je Henri Mozli (Henry Moseley).

Mozli je posle eksperimenata Maksa Lauea (Max von Laue) i Lorensa Braga (Lawrence Bragg) sa difrakcijom X-zraka na kristalima, radi određivanja njihove talasne dužine, počeo detaljno proučavanje spektara X-zračenja različitih hemijskih elemenata. U svojim prvim eksperimentima 1913. Godine, Mozli je proučavao karakteristične K-linije X-zračenja elemenata koji su se nalazili ispred cinka u PSE. K-linije nastaju prilikom prelaza elektrona sa viših nivoa na K nivo. Sledeće godine Mozli je proširio svoj rad do zlata, koristeći još i L linije. Istovremeno je Nils Bor (Niels Bohr) razvijao i publikovao svoj kvantni model atoma.

Prvi rezultat do kog je došao Mozli proučavajući K_{α} linije (prelaz elektrona sa L na K nivo) bila je linearna zavisnost korena recipročne vrednosti talasne dužine X-zračenja od jednog prirodnog broja Z, koji je karakteristika elementa čije se zračenje proučava, a razlikuje se od elementa do elementa.

$$\sqrt{\frac{1}{\lambda}} = d(Z - 1)$$

Uzevši u obzir i druge linije, Mozli je izveo opšti zaključak, uklopivši ga u Borovu teoriju:

$$E(K_{\alpha}) = Ry(Z-\delta)^2(\frac{1}{m^2}-\frac{1}{n^2})$$

 R_y je Ridbergova konstanta i iznosi 13.6 eV, Z je atomski broj, a *n* i *m* su nivoi sa kojeg i na koji se premešta elektron, respektivno.

Najčešće se spektri karakterističnog zračenja superponiraju na spektar zakočnog, ali uz filtracije možemo izdvojiti određeni deo karakterističnog spektra, koji možemo koristiti i uz pomoć kog dobijamo korisne informacije.



Slika 3. Spektar karakterističnog rendgenskog zračenja

1.2.3. Izvori rendgenskog zračenja

Bilo koji brzi elektron koji udari u metalnu metu, može izazvati pojavu X-zračenja. Potrebno je, dakle, da su ispunjena tri uslova:

- izvor elektrona
- način za njihovo ubrzavanje
- meta za interakciju

Da bi se povećala efikasnost proizvodnje i obezbedila kontrola nad vrstom X-zraka koji se pojavljuju, razvijene su rendgenske cevi.

Rane rendgenske cevi bile su zapravo cevi za pražnjenje. Sastojale su se od vakumirane staklene komore, sa određenom količinom radnog gasa, u kojoj se nalaze zatopljene dve elektrode – Kruksova cev. Uspostavljanjem napona između elektroda, gas se jonizuje i pozitivni joni bivaju privučeni ka katodi, odakle izbacuju elektrone. Ovi elektroni bombarduju staklene zidove cevi i proizvode rendgensko zračenje, koje je bilo male energije i neefikasno. Neophodno je bilo smanjiti površinu mete sa koje dolazi zračenje, jer je intenzitet zračenja obrnuto proporcionalan površini. Džekson je korišćenjem konkavne katode fokusirao snop elektrona na uzak deo mete - tzv. "fokusna" cev.

Korišćene su elektrode od različitog materijala. Rendgen je otkrio da najprirodnije Xzrake dobija pomoću konkavne aluminijumske katode i anode od platine, postavljene pod uglom od 45° u odnosu na osu katode. Utvrđeno je da oblik cevi nije bitan, a da su najbolji materijali za metu oni sa velikim atomskim brojevima, poput volframa (A=184), uranijuma (A=238), platine (A=195), ali i aluminijuma (A=27), jer iako ima mali atomski broj, omogućuje veoma stabilno pražnjenje u cevi.

Prve rendgenske cevi bile su male snage, a povćavanje energije X-zraka zahtevalo je povećanje napona. S obzirom da se većinski deo energije snopa elektrona pretvarao u

toplotu, bilo je neophodno povećati i masu mete, da bi se izbeglo pregrejavanje. Ova konstrukcija se zadržala do uvođenja volframa, koji se i danas koristi kao materijal za metu. Međutim, izdržljivost mete na bombardovanje elektronima je, čak i sa volframom, ograničavajući faktor. Na radnoj površini se stvaraju fine pukotine na čijim krajevima i dnu se stvaraju X-zraci, koje sam materijal mete apsorbuje, te se smanjuje količina zračenja na izlasku cevi.

U cevima koje su se ranije koristile, meta je bila zakačena za masivan metalni blok, koji je sprečavao preterano povećanje temperature mete, apsorbujući višak toplote. Takođe, kroz metu je mogla cirkulisati voda za hlađenje. Potreba da se snop fokusira na malu površinu mete, dovodi do toga da se tu oslobađa velika količina toplote, koja se mora odvesti kroz metal mete. U cevima sa linijskim fokusom to je rešeno na taj način da je radna površina uska linija, a ne tačka, a katoda je napravljena tako da emituje linijske snopove elektrona.

Sledeći korak u ovom razvoju je bila cev sa rotirajućom metom, kod koje stalna promena položaja mete omogućuje da se toplota odvodi sa veće površine metala. Princip cevi sa linijskim fokusom je i ovde primenjen, uz to da se deo mete koji je izložen snopu elektrona stalno menja, usled njene rotacije. Većina modernih rendgenskih cevi koristi ovaj princip.

Do 1920-ih godina, većina rendgenskih cevi su bile gasne. U toku rada dolazilo je do apsorpcije molekula gasa u zidovima cevi pa je bilo potrebno povećavati radni napon, da bi došlo do pražnjenja u gasu. Međutim, da bi se održavao uniforman rad izvora, bilo je potrebno održavati napon konstantnim. Zato su dizajnirani regulatori, koji su kontrolisali nivo vakuuma, ubacivanjem malih količina gasa u cev. Na primer, korišćen je paladijum, koji ima osobinu da, kada se zagreje, ispušta gas koji je prethodno apsorbovao.

U rendgenskim cevima sa termoelektronskom emisijom, vakuum je veoma visok, a elektroni se proizvode na katodi. Katoda je izrađena od volframske žice (tačka topljenja 3410°C) i spojena je sa komadom metala, koji fokusira snop elektrona na metu. Intenzitet Xzraka zavisi samo od jačine struje, tj. broja elektrona, što je funkcija temperature žice, koja se reguliše protokom struje. Energija zraka zavisi, kao i kod gasnih cevi, od razlike potencijala između katode i mete, odnosno energije koju elektroni dobiju na tom putu. Ovakvom realizacijom, intenzitet i prodornost X-zraka se nezavisno kontrolišu strujom kroz žicu i naponom u cevi, respektivno. Sve moderne rendgenske cevi su termoelektronskog tipa.

Većina modernih rendgenskih sistema sadrži, osim pomenutih rendgenskih cevi, i izvor visokog napona, kao i kontrolnu jedinicu. Naponi u cevima se obično kreću od 5 kV do 400 kV i više, što se postiže pomoću transformatora. Kontrolisanje prodornosti i intenziteta Xzraka se obavlja kontrolnom jedinicom.

Primer savremenog rendgenskog izvora je rendgenska cev sa rotirajućom anodom, o kojoj će biti više reči kasnije.

1.2.4. Interakcija X- zračenja sa tkivom

X-zračenje nastaje tako što se energija uzme od elektrona i preda fotonima sa pogodnom energijom. Kvantitet (ekspozicija) i kvalitet (spektar) se može kontrolisati tako što kontrolišemo električne komponente (kV, mA), vreme ekspozicije i površinu poprečnog preseka cevi.

Osnovni mehanizmi interakcije elektromagnetnog zračenja sa materijom mogu se opisati jedino kvantnom elektrodinamikom i bitno su složeniji od procesa putem kojih interaguju naelektrisane čestice. Kao prvo, fotoni nemaju naelektrisanje, tako da ne mogu delovati na elektrone putem električnog polja na veća rastojanja, kao što je to slučaj sa alfa i beta česticama. Do interakcije između fotona i elektrona, kao i između fotona i jezgra dolazi samo u relativno uskoj oblasti veličine takozvane Komptonove talasne dužine, koja je za elektrone reda veličine 10⁻¹² m, dok je za nukleone više od dva reda veličine manja. Druga važna osobina fotona je da se uvek kreću brzinom svetlosti, a putem interakcija u kojima učestvuju, ne mogu biti usporeni. Za razliku od naelektrisanih čestica, fotoni mogu u potpunosti da nestanu, ukoliko u interakciji predaju svoju kompletnu energiju elektronu, ili stvore par elektron-pozitron. Osim toga, prilikom interakcije fotoni mogu predati elektronu samo deo svoje energije, nakon čega sa umanjenom energijom nastavljaju da se kreću, ali uz obavezno skretanje sa prvobitnog pravca kretanja. Nemoguće im je odrediti domet ili dužinu putanje, kao alfa i beta česticama. Fotoni ne doživljavaju kontinuiran gubitak energije, kao što je to slučaj sa alfa česticama, tako da im se tokom puta, između dve interakcije, energija ne smanjuje. To znači da im se ne može odrediti ni gubitak energije po jedinici puta, kao što je to urađeno za naelektrisane čestice.

Činjenica da fotoni prilikom interakcije ili u potpunosti nestaju ili skreću sa prvobitnog pravca, iskorišćena je da se na jednostavan način opiše njihovo prostiranje kroz neku sredinu.

Naime, ukoliko se posmatra uzan snop fotona, njihov će se broj smanjivati sa porastom debljine materijala kroz koji prolaze, pošto će ostajati samo oni fotoni koji nisu doživeli nikakvu interakciju. Posmatrajmo najjednostavniji slučaj, kada svi fotoni imaju jednake energije i prolaze kroz tanak sloj nekog materajila debljine dx. Broj fotona dN, koji nestane iz snopa prilikom prolaska kroz apsorber, direktno je proporcionalan broju upadnih fotona N, broju atoma u jedinici zapramine materijala n kao i od njegove debljine:

$$dN = \sigma \cdot N \cdot n \cdot dx$$

gde je σ efikasni presek, kao mera verovatnoće da foton bude uklonjen iz snopa.

Ako snop X-zraka prolazi kroz tkivo debljine *x*, dolazi do smanjenja intenziteta Xzraka, koji zavisi od prirode i debljine tkiva, kao i kvaliteta zračenja. Slabljenje je približno eksponencijalno, jer X-zraci nisu monoenergetski u opštem slučaju. Za monohromatsko (monoenergetsko) X-zračenje predstavljamo eksponencijalno slabljenje, tako što posle prolaska kroz tkivo debljine *x*, intenzitet opadne na vrednost *I* po relaciji:

$$I = I_0 e^{-\mu x}$$

 μ - linearni koeficijent slabljenja, tj. linearni atenuacioni koeficijent

Prikaz zavisnosti linearnog atenuacionog koeficijenta od vrste tkiva dojke dat je u tabeli 1 (osnovna svojstva dojke data su u poglavlju 1.4.).

Vrsta tkiva	Gustina [kg/m ³]	Linearni atenuacioni koeficijent na 20keV [1/cm ³]
Masno tkivo	0.930 10 ³	0.45
Fibroglandularno	1.035 10 ³	0.80
Koža	1.09 10 ³	0.80
Karcinom	1,045 10 ³	0.85
Kalcifikacija	2.2 10 ³	12.2

Tabela 1. Zavisnost linearnog atenuacionog koeficijenta od vrste tkiva dojke

Iz tabele 1. vidimo da je teško razlikovati karcinome od fibroznog tkiva. Oni se mogu prepoznati kao različitost u sastavu dojke. Takođe, poremećaj mekog tkiva je teže vizuelizovati u mamografski gušćim dojkama.

Slika 4. pokazuje promenu linearnog atenuacionog koeficijenta sa energijom fotona za masna, fibrozna tkiva i za invazivni duktalni karcinom. Ona pokazuje da je visoki kontrast moguće postići koristeći niske energije X-zračenja, kao i malu razliku između interakcije fotona sa tkivom karcinoma i fibroznim tkivom.

U mamografskom opsegu energije, najčešće interakcije X-zračenja sa tkivom su fotoelektrični efekat i rasejanje fotona. Posledica toga je slabljenje snopa. Usled interakcije X-zraka sa tkivom dolazi do smanjivanja intenziteta rendgenskog zračenja.



Slika 4. Zavisnost linearnog atenuacionog koeficijenta od energije fotona, za 3 tkiva dojke: A-invazivni duktalni karcinom; B-fibrozno tkivo; C-masno tkivo

1.2.4.1. Fotoelektrični efekat

U doba kada je radioaktivnost otkrivena, fotoelektrični efekat je veoma brižljivo izučavan, ali kao proces u kome svetlost ili ultraljubičasto zračenje izbijaju elektrone sa površine metala. Klasična elektrodinamika, bazirana na Maksvelovim jednačinama, koja je poznavala samo talasna svojstva elektromagnetnog zračenja, nije mogla da objasni ovu pojavu. To je pošlo za rukom Albertu Ajnštajnu, koji je 1905. godine dao tumačenje ove pojave, dokazujući tim putem da se svetlost može apsorbovati u malim paketima, tj. fotonima. Kao što foton vidljive svetlosti interaguje sa elektronom na površini metala, tako i gama zračenje predaje svoju energiju orbitalnim elektronima. Mehanizam je potpuno identičan, s tom razlikom da se zbog velike prodorne moći gama zračenja ovaj proces može odvijati i u dubini nekog materijala.

Fotoelektrični efekt je proces u kome foton predaje svoju kompletnu energiju orbitalnom elektronu. Foton tom prilikom prestaje da postoji, a elektron se udalji iz atoma sa energijom:

$$E_e = E_f - E_v$$

gde je:

 E_f je energija koju je posedovao foton pre interakcije

 E_v je energija veze orbitalnog elektrona

Dakle, energija fotona se utroši na rad potreban da se elektron izbaci iz atoma, kao i na njegovu kinetičku energiju. Fotoelektrični efekat je moguć samo na vezanom elektronu. To je uslovljeno zakonom održanja impulsa, a neophodno je još jedno telo da na sebe prihvati deo impulsa fotona. To treće telo je atom, koji u ovom procesu podeli sa elektronom impuls fotona. Kako se u ovakvim situacijama energija između dva tela deli u obrnutoj srazmeri sa njihovim masama, jasno je da će energija uzmaka celog atoma biti zanemarljivo mala u odnosu na energiju koju dobije elektron. Pošto je energija uzmaka jezgra nekoliko redi veličine manja od energije uzmaka elektrona, nije ni navedena u prethodnoj relaciji.

Efikasni presek, kao mera verovatnoće dešavanja fotoefekta, u zavisnosti od energije, šematski je prikazan na slici 5. Može se videti da se efikasni presek za fotoefekat smanjuje sa porastom energije, uz nekoliko oštrih skokova, na energijama koje odgovaraju energijama veze orbitalnih elektrona. Ukoliko foton poseduje energiju koja je znatno viša od energije veze K-elektrona, verovatnoća za fotoefekt je relativno mala. Kako se energija fotona smanjuje, to i verovatnoća fotoefekta raste, da bi dostigla lokalni maksimum baš za energije fotona koje su jednake vezivnoj energiju K-elektrona.

Poznato je da se fotoelektrični efekat odigrava samo na vezanim elektronima. To teoretski znači da se fotoefekat može odigrati na svakom pojedinačnom orbitalnom elektronu, ali se verovatnoća odvijanja ovog procesa može razlikovati od elektrona do elektrona. Što je energija veze elektrona bliža energiji fotona, to se elektron smatra čvršće vezanim, te je i verovatnoća dešavanja fotoefekta na takvom elektronu viša. I obratno, ako foton poseduje energiju znatno višu od energija veze elektrona, verovatnoća za fotoefekat će biti mala, pošto se sa aspekta energije fotona elektroni ne mogu smatrati dovoljno čvrsto vezanim da bi se fotoefekat odigrao. Ukoliko je energija fotona neznatno niža od energije veze K-elektrona, foton nema mogućnost da ga izbaci iz atoma pa se verovatnoća fotoefekta naglo smanjuje. Na tim energijama je moguć fotoefekat samo na L i M elektronima. Kako ovde foton ima znatno višu energiju od energija kojim su vezani L i M elektroni, efikasni presek za fotoefekat ponovo ima nisku vrednost. Međutim, kako se energija fotona približava energiji veze L elektrona, vrednost efikasnog preseka raste. Tako se dobija još jedan maksimum, kada je energija fotona upravo jednaka energiji veze elektrona na L ljusci. Nakon maksimuma, idući ka nižim energijama, efikasni presek naglo pada, s obzirom da fotoni nemaju dovoljno energije da izbace L elektrone. Situacija se na identičan način ponavlja i sa M elektronima.



Slika 5. Efikasni presek za fotoefekat

Dakle, ne samo da je fotoefekat moguć jedino na vezanom elektronu, nego je i verovatnoća za njegovo odvijanje utoliko veća ukoliko je vezivna energija elektrona ima višu vrednost. Ako foton poseduje dovoljno visoku energiju, najveća će verovatnoća biti da se fotoefekat odigra baš na elektronima koji se nalaze na K ljusci. Verovatnoća za fotoefekat na K ljusci je oko 5 puta veća od verovatnoće za da se isti proces odigra na L ljusci, a odprilike 20 puta veća od verovatnoće fotoefekta na M ljusci. Procena je da se oko 80% od svih

fotoefekata odigra na K-elektronima, naravno, ukoliko je energija fotona veća od vezivne energije K-elektrona. Ukoliko je energija fotona niža od energije veze elektrona na K-ljusci, najveći broj fotoefekata će se odigrati na L-elektronima.

Kao što se na slici 5. može videti, efikasni presek za fotoefekat je prilično kompleksna funkcija energije, tako da je teško pronaći neku relativno prostu funkciju koja bi tu zavisnost dobro opisala u širokom opsegu energija. Vredi pomenuti da se zavisnost efikasnog preseka u oblasti energija koje su neznatno više od energije veze K elektrona može opisati funkcija polako prelazi u $E^{-7/2}$. Na energijama koje su znatno više od energije veze elektrona, ova funkcija polako prelazi u E^{-1} . Efikasni presek za fotoefekat veoma zavisi od rednog broja materijala. Ustanovljeno je da se verovatnoća za fotoefekat povećava proporcionalno sa Z⁵. Ovako brzo povećavanje verovatnoće fotoefekta sa rednim brojem materijala se može objasniti činjenicom da energije veza elektrona u atomu aluminijuma iznosi 2.5 keV, dok je kod uranijuma ona 116 keV. Budući da se fotoefekat odvija u većoj meri tamo gde su elektroni čvršće vezani, jasno je da mora postojati veoma jaka zavisnost efikasnog preseka i rednog broja materijala je:

$$\sigma_{fe} \sim rac{Z^5}{E^{7/2}}$$
 za $E_f > E_v^K$
 $\sigma_{fe} \sim rac{Z^5}{E}$ za $E_f >> E_v^K$

Ukoliko je energija upadnih fotona dovoljno visoka, elektron izbačen iz atomskog omotača može imati energiju dovoljnu da i sam vrši jonizaciju. Zbog toga je važno znati u kom se pravcu emituju fotoelektroni. Ugaona raspodela elektrona emitovanih u fotoefektu takođe zavisi od energije fotona. Ukoliko je energija fotona $E_f < m_e c^2$, elektroni će sa najvećom verovatnoćom biti emitovani normalno na pravac prostiranja foronskog snopa. Sa povećanjem fotonske energije, pravac u kome se emituju elektroni se polako pomera prema pravcu prostiranja upadnog fotona. Kada fotoni dostignu MeV-ske energije, tj. $E_f >> m_e c^2$, fotoelektroni se emituju u relativno uskom prostornom uglu, preferentno unapred, u pravcu upadnih fotona.

Nakon što jedan od elektrona bude izbačen iz atoma u procesu fotoelektričnog efekta, na njegovo mesto dolazi elektron sa neke od viših orbitala. Tom prilikom dolazi do emisije zračenja. Ukoliko se taj proces odigrao na K elektronu, emitovana radijacija za većinu elemenata, osim onih najlakših, biva u oblasti rendgenskog zračenja. To je takozvano karakteristično rendgensko zračenje, koje uvek neizbežno prati proces fotoelektričnog efekta.

Ponekad je moguće da atom umesto emisije fotona koja bi usledila nakon popunjavanja praznog mesta na nekoj od orbitala, energiju pobude direktno preda nekom od elektrona iz omotača i na taj način siđe u osnovno energetsko stanje. Elektroni emitovani na ovaj način se nazivaju Ožerovi elektroni.

1.2.4.2. Komptonov efekat

Prilikom prolaska kroz neki materijal, fotoni rendgenskog zračenja mogu da budu skrenuti sa prvobitne putanje ili, kako se to češće kaže, bivaju rasejani. Za razliku od fotoelektričnog efekta kada fotoni u potpunosti nestaju, rasejani fotoni nastavljaju da se kreću i nakon interakcije, ali u drugom pravcu. Ovo rasejanje može da bude koherentno, kada ne dolazi do razmene energije pa fotoni sa identičnom energijom nastave da se kreću u drugom pravcu, ili nekoherentno, kada dolazi do promene i pravca i energije upadnog fotona. Primer za koherentnu interakciju je Tomsonovo rasejanje, dok Komptonov efekt predstavlja tipičan primer nekoherentnog rasejanja fotona.

Ukoliko je energija fotona znatno viša od energije veze orbitalnih elektrona, dolazi do nekoherentnog rasejanja. Obično se kaže da se ova interakcija odvija na slobodnom elektronu. Ovom prilikom, foton preda deo svoje energije elektronu i nastavi da se kreće u drugom pravcu sa manjom energijom ili većom talasnom dužinom. Kompton je 1923. godine ustanovio da energija koju će foton zadržati nakon interakcije zavisi od ugla pod kojim se rasejao. Ova se pojava nije mogla objasniti primenom zakona klasične elektrodinamike. Primenom kvantne teeorije, ukoliko rendgensko zračenje tretira kao snop fotona, proces Komptonovog rasejanja se može opisati kao elastično rasejanje fotona, kao čestice na slobodnom elektronu. Na osnovu zakona održanja energije i impulsa primenjenog na elastični sudar dobija se odlična saglasnost računskih sa eksperimentalnim rezultatima. Energija fotona koji se rasejao pod uglom θ se može izraziti kao:

$$E = \frac{E_{f0}}{1 + \frac{E_{f0}}{mc^2} (1 - \cos \theta)}$$

gde je:

 E_{f0} - energija koju je foton posedovao pre interakcije

m - masa mirovanja elektrona

c - brzina svetlosti

Može se videti da je za male uglove skretanja, kada veličina cosθ ima vrednost veoma blisku jedinici, energija rasejanog fotona približno jednaka energiji upadnog fotona. Kako ugao rasejanja raste, tako raste i razlika u energijama fotona pre i nakon interakcije. Najmanju energiju ima foton koji se rasejava unatrag pod 180°. Za visoke energije upadnog fotona, energija rasejanog fotona će biti:

$$E \approx \frac{E_{f0}}{1 - \cos \theta}$$

Kompton je u svojim eksperimentima ustanovio i da razlika talasnih dužina upadnog i rasejanog fotona na određenom uglu uopšte ne zavisi ni od energije fotona koju je imao pre

interakcije, kao ni od rednog broja materijala na kojem se rasejanje vrši. Razlika talasnih dužina fotona nakon i pre rasejanja može se izraziti:

$$\Delta \lambda = \lambda - \lambda_0 = \Lambda (1 - \cos \theta) = 2\Lambda \sin^2(\theta/2)$$

gde je:

 λ je talasna dužina rasejanog fotona

 λ_0 je talasna dužina upadnog fotona

 Λ je Komptonova talasna dužina elektrona ($\Lambda = h/m_e c = 2.42 \cdot 10^{-12} \text{ m}$)

Razlika talasnih dužina fotona pre i nakon interakcije zavisi samo od ugla, a ne od početne energije fotona niti rednog broja materijala na kome se Komptonovo rasejanje odvija. Nakon rasejanja foton će imati talasnu dužinu za $\Delta\lambda$ veću od talasne dužine upadnog fotona. Ova je razlika jednaka i za gama zračenje i za vidljivu svetlost, pošto $\Delta\lambda$ ne zavisi od energije upadnog fotona. Kod vidljive svetlosti, talasne dužine su toliko velike da se iznos povećanja $\Delta\lambda$ ne može ni primetiti. Kod gama i X-zračenja MeV-skih energija, povećanje talasne dužine je istog reda veličine kao i sama talasna dužina upadnog fotona i lako se može primetiti. Iz tog razloga, nekoherentno rasejanje nije moglo biti primećeno na vidljivoj svetlosti, otkriveno je tek prilikom izučavanja svojstava gama zračenja.

Prilikom detekcije i spektroskopije gama ili X-zračenja, ukoliko foton doživi Komptonov efekt u aktivnoj zapremini detektora, praktično se detektuje samo onaj iznos energije koju je dobio elektron. Foton sa velikom verovatnoćom napusti detektor i u njegovoj aktivnoj zapremini ostavi samo deo svoje energije. Iz tog je razloga dobro znati i koliku energiju može dobiti elektron u jednoj ovakvoj interakciji:

$$E_{e} = E_{f0} \frac{\frac{E_{f0}}{m_{e}c^{2}}(1 - \cos\theta)}{1 + \frac{E_{f0}}{m_{e}c^{2}}(1 - \cos\theta)}$$

Diferencijalni efikasni presek, kao verovatnoća skretanja pod datim uglom za rasejanje fotona na jednom elektronu, izveli su Klajn i Nišina. Na osnovu njega moguće je odrediti kako verovatnoću rasejanja fotona pod nekim uglom, tako i intenzitet zračenja koje će se rasejati pod datim uglom, u zavisnosti od energije upadnog fotona. Ova ugaona zavisnost intenziteta rasejanog zračenja prikazana je na slici 6. Za male energije, verovatnoća rasejanja fotona je simetrična, tj. jednaka je verovatnoća da će foton biti rasejan unapred kao i unazad. Kako energija fotona raste, ova distribucija se pomera ka unapred (u pravcu i smeru kretanja upadnog fotona), da bi za visoke energije imali slučaj da su gotovo svi fotoni nakon rasejanja usmereni ka napred.



Slika 6. Ugaona distribucija intenziteta rasejanog Komptonovog zračenja za različite energije upadnih fotona

Na osnovu Klajn-Nišinine relacije, moguće je odrediti ukupni efikasni presek za Komptonovo rasejanje, integracijom po svim mogućim uglovima rasejanja. Dobija se relativno komplikovana relacija, koja se često uprošćava na taj način što se odvojeno posmatraju različite energetske oblasti. Za sve obrasce koji se dobijaju na ovaj način, zajedničko je da je totalni efikasni presek za rasejanje fotona na jednom elektronu obrnuto proporcionalan njegovoj energiji. Ako se još uzme u obzir da atom ima Z elektrona, konačno se dobija da je:

$$\sigma_{Com} \sim \frac{Z}{E}$$

Dakle, i verovatnoća Komptonovog efekta se smanjuje sa porastom energije fotona, ali u mnogo manjoj meri nego što je to bio slučaj sa fotoelektričnim efektom. Osim toga, verovatnoća Komptonovog efekta manje zavisi od rednog broja materijala, u odnosu na fotoelektrični efekat.

1.3. Mamografija

Mamografija je specijalna radiografska metoda za snimanje dojki. To je nezamenljiv postupak za rano otkrivanje karcinoma dojke. Za snimanje dojki koristi se karakteristično rendgensko zračenje, koje se generiše u specijalnim rendgenskim cevima. Niska energija Xzraka (oko 20 kV) je neophodna da obezbedi adekvatno prikazivanje dijagnostički relevantnih detalja, s obzirom da različita tkiva dojke imaju slične atenuacione koeficijente.

Mamografija može biti dijagnostička ili skrining mamografija. Dijagnostička mamografija se odnosi na pacijente sa određenim simptomima, vrši se u cilju detaljnije procene abnormalnosti, kao što su opipljive mase u grudima ili mase koje su identifikovane tokom skrining mamografije. U slučaju skrininga, pregledu se podvrgava asimptomatska populacija žena od 40 do 69 godina života. Pri ovakvom pregledu, rutinski se snimaju dve projekcije dojke, mediolatelarna (MLO) i kranio-kaudalna (CC). Rana detekcija kancera daje pacijentima bolju šansu za uspešno lečenje bolesti, pri čemu je neophodno obezbediti izuzetno visok kvalitet slike koji osigurava vizuelizaciju relevantnih detalja. S druge strane,

dojke su veoma osetljive na rendgensko zračenje zbog čega se postavljaju posebni zahtevi u vezi zaštite pacijenata. S obzirom da postoji rizik od izlaganja jonizujućim zračenjem, tehnički je potrebno da se obezbedi minimalna doza i optimizacija kvaliteta slike, što se postiže specijalnom rendgenskom cevi, uređajem za kompresiju dojke, rešetkom za sprečavanje rasejanja zraka i detektorom sistema za mamografiju. Samo kvalitetna kontrola i saradnja između tehničara, radiologa i fizičara obezbeđuje prihvatljiv snimak dojke, sa ostvarenom niskom dozom zračenja.

Znaci koji ukazuju na kancer dojke su tkiva koja više atenuiraju X-zračenje od okolnog normalnog tkiva, male mikrokalcifikacije, asimetrija između dve dojke i arhitektonska distorzija tkivnog modela. Da bi se kancerozno tkivo detektovalo u što ranijem stadijumu, mamografija mora da zadovolji sledeće uslove:

- što je moguće veći kontrast slike koji omogućava detekciju masa različite gustine
- prostorna rezolucija slike mora biti odlična kako bi se lakše detektovale mikrokalcifikacije, njihov broj i oblik
- šum slike mora biti izuzetno nizak kako bi manje strukture bile dobro vidljive
- imidžing sistem mora da obezbedi dovoljni opseg kontrasta i rezolucije preko cele dojke
- geometrijske karakteristike mamografskog uređaja i pozicioniranje dojke mora biti takvo da u jednom pregledu na mamogramu bude vidljivo što je više moguće tkiva
- doza koju pacijentkinja primi tokom pregleda mora biti što manja, a da pri tom kvalitet slike bude zadovoljavajući

U digitalnoj mamografiji, kombinacija film-pojačivačka folija, koja se koristi u analognoj (konvencionalnoj) mamografiji, zamenjena je detektorima koji uzorkuju konačan broj lokacija i stvaraju električni signal za svaku lokaciju. Karakteristike svakog signala su zavisne od transmisije X-zračenja kroz dojku, signal se digitalizuje i skladišti u memoriju računara. Slika se skladišti u vidu matrice brojeva, gde svaki broj u matrici predstavlja broj fotona X-zračenja koji su stigli do detektora, za svaki pixel slike. Za razliku od analogne, u digitalnoj mamografiji procesi dobijanja i prikazivanja slike su u potpunosti razdvojeni, tako da se svaki proces može optimizirati odvojeno.

Prednosti digitalne mamografije nad analognom su:

- povećana dijagnostička preciznost, posebno za dojke veće gustine
- smanjena doza koju pacijentkinja prima tokom pregleda
- mogućnost skladištenja i analiziranja slika na više lokacija
- eliminisanje problema odlaganja hemikalija
- bolje mogućnosti skladištenja i ponovnog analiziranja slika

Digitalna mamografija ima i svoje nedostatke koji utiču na slabiju zastupljenost ove metode: osoblje mora biti obučeno za rad na ovakvim uređajima, visoka cena, teškoće pri poređenju digitalnih i analognih slika, nekompatibilnost između različitih digitalnih signala, više zahtevni okolni parametri (uslovi osvetljavanja, ventilacije, konstantne temperature itd.).

Budući da se primena mamografije, u cilju ranog otkrivanja karcinoma dojke sve više širi, sve više se razvijaju i standardni protokoli za merenja doza zračenja i za optimizaciju celokupne mamografije. Postoje tri glavna protokola za mamografiju:

- The Institute of Physics and Engineering in Medicine (IPEM)
- The American College of Radiology (ACR)
- The European Union (EU)

Za tu svrhu razvijeni su brojni fantomi dojki i računski modeli koji omogućavaju upoređivanje različite opreme i različitih postupaka, ali su u značajnom porastu i direktna merenja na pacijentima.

1.4. Osnovna svojstva dojke

Veličina i sastav dojki je vrlo različit među ženama. Dojka je u osnovi izgrađena od masnog tkiva, ali u pubertetu počinje da se razvija žlezdano tkivo i taj razvoj se nastavlja do materinstva. Dalje, sa godinama, u procesu involucije, žlezdano (glandularno) tkivo biva zamenjeno masnim tkivom. Godine nisu uvek indikator za sastav tkiva i zapažaju se široke varijacije u gustini tkiva na radiografskom snimku, kod žena istih godina. Anatomija preseka dojke data je na slici 7.



Slika 7. Presek dojke

Slika 8. pokazuje tipične vrednosti glandularnosti dojke za debljinu dojke u opsegu 2-11cm i za žene starosti 50-64 godina. Glandularnost opada sa porastom debljine dojke.

Žlezdano tkivo unutar dojke je to za koje se vezuje rizik od pojave karcinoma, a indukovano je jonizujućim zračenjem. Takođe, srednja doza žlezdanog tkiva koja se koristi u dozimetrijskoj mamografiji je povezana sa radijacionim rizikom.

Kada se rak dojke otkrije u ranom stadijumu, ono što se najčešće vidi na mamogramu je grupa mikrokalcifikacija. Kalcifikacije su čestice kalcijum hidroksipatita ili kalcijum fosfata, koje se detektuju u okviru duktalnog karcinoma *in situ* (DCIS), a mogu da prerastu u invazivni karcinom u oko 50% slučajeva. Njihova veličina varira od 50 µm do nekoliko mm. Zato je važno da mamografski sistem ima odgovarajuću kontrastnu osetljivost i proizvodi slike zadovoljavajućeg kontrasta i rezolucije. U praksi se na mamografskom snimku mogu uočiti kalcifikacije veće od 100 µm. Sastav i gustina masnog tkiva u dojci je različita. Ispitivanja pokazuju da postoji mala razlika između fotonske interakcije tkiva koje ima osobine karcinoma i fibroznog tkiva.



Slika 8. Zavisnost glandularnosti dojke od njene debljine

1.5. Zaštita od zračenja u medicini, osnovni principi

Primena X-zračenja u dijagnostičke svrhe je od suštinskog značaja za razvoj savremene medicine. Ne očekuje se da u bliskoj budućnosti nove tehnologije zamene primenu X-zraka u ove svrhe. Paralelno, X-zraci su značajan izvor izlaganja pacijenata i profesionalno izloženih lica jonizujućem zračenju. Regulativa iz oblasti zaštite zračenja je predmet međunarodnog koncezusa. Najznačajnije međunarodno telo u oblasti zaštite od zračenja je Međunarodna komisija za zaštitu od zračenja (ICRP). Zaštita od zračenja i primena izvora jonizujućih zračenja u medicini regulisana je i direktivama Evropske Unije 96/29 Euratom i 97/43 Euratom.

Težnja za prevencijom nepotrebnog izlaganja jonizujućim zračenjem potiče iz 20-ih godina XX veka, a traje i danas.

Čovek je izložen jonizujućem zračenju koje potiče od različitih prirodnih izvora (kosmički zraci, radionuklidi iz kosmosa, radionuklidi iz zemaljskih izvora), ali je izložen i veštačkim izvorima (nuklearne eksplozije, nuklearna energetika, medicinski izvori i mnogi drugi), od kojih medicinsko izlaganje najviše doprinosi dozi. Procenat pojedinih izvora zračenja kojima je izložen čovek dat je u tabeli 2.

Radon	55%	Radioterapija u medicini	4%
Prirodni izvori (bez radona)	26%	Potrošački proizvodi	3%
Rendgen zračenje u medicini	11%	Ostali	<1%

Tabela 2. Procenat pojedinih izvora zračenja

Čovek se ne može zaštititi od jonizujićeg zračenja koje potiče od prirodnih izvora. Posebne mere se preduzimaju kada je izložen veštačkim izvorima zračenja. Dijagnostička radiologija je i dalje najznačajniji vid izlaganja populacije, kada su u pitanju veštački izvori. Od posebnog značaja je smanjenje nepotrebnog izlaganja, a danas se to postiže primenom osnovnih principa zaštite od zračenja (ICRP103):

- opravdanošću prakse
- optimizacijom zaštite od zračenja
- ograničavanjem individualnih doza i rizika

Smatra se da je praksa opravdana ukoliko je korist za pojedinca ili društvo u celini veća od štete prouzrokovane izlaganjem. Optimizacija znači da radijaciono izlaganje pacijenata treba da bude što je moguće manje, ali istovremeno kompatibilno sa kvalitetom slike neophodnim za adekvatnu dijagnozu.

1.6. Biološki efekti jonizujućih zračenja i radijacioni rizik

Naučni Komitet Ujedinjenih Nacija za Efekte Atomskih Zračenja (UNSCEAR) prikuplja i objavljuje podatke o medicinskoj primeni jonizujućih zračenja. Tipično, prosečan stanovnik Zemlje, primi godišnje 2.4 mSv, računajući i prirodne i veštačke izvore, od čega medicinsko izlaganje iznosi oko 15%.

Živi organizam je sastavljen od neorganskih komponenti, molekula vode i minerala i od organskih molekula: proteina, lipida, ugljenih hidrata itd. U građi organizma, voda učestvuje u najvećem procentu, tako da zračenje prvenstveno jonizuje molekule vode koji dobijenu energiju prenose na druge molekule.

Apsorbovana energija jonizujućeg zračenja se troši na kidanje hemijskih veza. S obzirom da se u našem organizmu nalazi veliki procenat vode, dolazi do radiolize vode. Radioliza vode se sastoji u jonizaciji vode tj. formiraju se joni. Pored toga stvaraju se slobodni radikali i superoksidi koji su hemijski aktivni i doprinose nastanku različitih hemijskih procesa, izazivaju hemijske modifikacije i oštećenja makromolekula.

Kada se ljudski organizam izloži jonizujućem zračenju, u njegovim ćelijama nastaju opisana oštećenja, čije posledice zavise od niza okolnosti:

- doze
- jačine i vremenskog rasporeda doze
- vrste jonizujućeg zračenja
- radiosenzitivnosti (ćelija je najosetljivija na zračenje tokom mitoze)

U okviru sistema zaštite od zračenja, štetni efekti jonizujućih zračenja mogu se podeliti na stohastičke i tkivne reakcije (ICRP103).

U tkivne reakcije ubrajaju se opekotine, katarakta ili sterilitet, koji isključivo nastaju izlaganjem iznad definisanog praga. Granične vrednosti doze kreću se od 0.5 Gy do nekoliko desetina Gy. Izlaganje jonizujućim zračenjem može da ima i produžene efekte, kao što je karcinom, koji može nastati 5 do 50 godina nakon izlaganja.

Stohastički efekti su efekti čija je verovatnoća pojavljivanja srazmerna primljenoj dozi. Ne postoji prag, verovatnoća raste sa dozom. Nasledni efekti su takođe stohastički. Doze u dijagnostičkoj radiologiji su reda veličine mGy, što je ispod praga za nastanak tkivnih reakcija, ali doprinose verovatnoći za nastanak stohastičkih efekata. Stohastički efekti se mogu podeliti u dve grupe: somatski i genetski. Somatski efekti su radijacioni karcinomi, koji mogu imati i višedecenijski latentni period, a genetski efekti su rezultat oštećenja reproduktivnih ćelija i mogu se ispoljiti na potomcima kroz nekoliko generacija.

Opravdanost medicinskog izlaganja je osnovni princip zaštite od jonizujućeg zračenja.

U bilo kom skrining programu, koji koristi jonizujuće zračenje za detekciju karcinoma, potrebno je pre implementacije programa dokazati korist skrininga u odnosu na radijacioni rizik.

Suština skrininga dojke je u ranom otkriću karcinoma, dok će se radijacioni rizik ispoljiti u budućnosti. Koristi se u smanjivanju mortaliteta koji proizilazi iz rane dijagnoze i samim tim pravovremene primene terapije, prevazilazeći potencijalni rizik od pojavljivanja indukovanog karcinoma.

Poznavanje odnosa između broja detektovanih karcinoma i broja indukovanih usled promene jonizujućih zračenja je osnova za procenu balansa između koristi i rizika ili štete. Ovi brojevi se relativno lako određuju, iako više činilaca utiče na mernu nesigurnost procene. Pojednostavljen način pokazuje da broj detektovanih karcinoma prevazilazi broj potencijalnih indukovanih karcinoma.

Nivoi indukovanog karcinoma se mogu predvideti iz rezultata srednje glandularne doze i faktora rizika indukovanog karcinoma.

Kako se u svim postupcima radiološke dijagnostike, pored očekivane koristi po pacijenta, javljaju neizbežne štetnosti, potrebno ih je svesti na minimum. Rizik od štetnosti

postoji i zbog neizbežnog izlaganja zdravih delova tela pacijenta, a time i povećanja verovatnoće za dobijanje karcinoma. Procena rizika kao posledice izlaganja jonizujućim zračenjima u medicini, kojem su izloženi pacijenti, predstavlja složen problem. Zavisnost efekat-doza za X-zračenje je linearno-kvadratna i uvek linearna, ako je apsorbovana doza manja od 0.2 Gy. Kao važeći model u zaštiti od zračenja, hipoteza o linearnoj zavisnosti doza-efekat koristi se za procenu rizika pri izlaganju malim dozama.

II. FIZIKA MAMOGRAFSKE DIJAGNOSTIKE

2.1. Rendgen aparat za mamografiju

Mamografija je dijagnostički postupak za snimanje dojki, koji zahteva specijalni rendgen-aparat.

Rendgen-aparat za mamografiju (slika 9) čini:

- rendgenska cev
- uređaj za kompresiju
- rešetka za sprečavanje rasejanog zračenja
- AEC (automatska kontrola ekspozicije)
- prijemnik slike



Slika 9. Rendgen aparat za mamografiju

2.1.1. Rendgenska cev

Izvor X-zraka je rendgenska cev, koja predstavlja konvertor energije. Prima električnu energiju i konvertuje je u X-zračenje i toplotu. Toplota je nepoželjan proizvod. Cevi za X-zračenje su dizajnirane da maksimalno proizvode X-zračenje, a da toplotu što brže smanje.

To je relativno jednostavan električni uređaj, a sastoji se iz staklene cevi u kojoj je visoki vakuum (pritisak gasa reda veličine od 1.3*10⁻⁴ Pa do 1.3*10⁻⁵ Pa) i dve elektrode, katode i anode. Katoda je u obliku spirale kroz koju prolazi struja, zagreva se i emituje elektrone. U blizini užarene katode je još jedna elektroda, koja je na negativnom potencijalu i odbija elektrone ka anodi. Anoda je u obliku cilindra koji rotira, načinjena najčešće od Mo. Deo površine anode, koja se naziva fokus rendgenske cevi i koju pogađaju elektroni, postavljena je pod uglom u odnosu na snop elektrona. Energija elektronskog snopa na anodi malim delom prelazi u redgensko zračenje (oko 1-2%), a najvećim delom prelazi u toplotu.

Kako električna energija prolazi kroz cev od katode prema anodi, elektroni podležu gubitku energije, a to rezultuje X-zračenjem. Tipična cev za X-zračenje je prikazana na slici 10.

Rendgenska cev je montirana na zajedničkom ručnom nosaču sa držačem kasete i nosačem dojke. Celokupna konstrukcija se može podizati i rotirati oko horizontalne ose, kako bi ostvarili odabranu radiografsku projekciju.

Kolimacija polja zračenja i pozicija fokusa cevi je podešena tako da je ivica polja najbliža pacijentu u vertikalnoj ravni. Pacijent može da sedi ili stoji tokom snimanja, pri čemu dojka miruje na stolu nosača.



Slika 10. Rendgenska cev

2.1.1.1. Katoda

Rendgenska cev u mamografiji koristi dva različita filamenta, koji proizvode fokalne tačke od 0.3 mm i 0.1 mm. Mala fokalna tačka smanjuje geometrijsku neoštrinu i omogućava odgovarajuću prostornu rezoluciju, neophodnu za detekciju mikrokalcifikacija. Koriste se mali

naponi ispod 35 kVp-a. Struja koja se koristi je različita za različite veličine fokalne tačke. Za velike fokalne tačke (0.3) mm struja je 100 mA (±25 mA), a za male fokalne tačke (0.1 mm) je 25 mA (±10 mA). Struja filamenata je u nelinearnoj vezi sa strujom cevi.

2.1.1.2. Anoda

Anoda je komponenta iz koje se proizvodi X-zračenje. To je relativo veliki komad metala, koji je spojen za pozitivni deo elektricnog kola.

Ima dve osnovne funkcije, a to su da konvertuje električnu energiju u X-zračenje i da smanji toplotu koja se stvara. Na osnovu ove dve funkcije se bira materijal od koga se prave anode.

U mamografskoj rendgenskoj cevi koristi se rotirajuća anoda. Materijal anode je najčešće molibden, mada se koriste i rodijum i volfram. Molibden i rodijum se češće koriste zbog karakterističnog zračenja. Karakteristično zračenje molibdena je na 17.5 keV i 19.6 keV, a rodijuma na 20.2 keV i 22.7 keV. Anodni disk je montiran na molibdenski nosač, koji je povezan sa rotorom i eksternim statorom, a rotacija se vrši magnetnom indukcijom.

U zavisnosti od ugla anode, neki od X-zraka, koji su upravo proizvedeni, će biti ponovo apsorbovani od strane materijala anode, što nazivamo *Hilov efekat (Heel efekat)*, rezultat samofiltracije anode. Starost anode povećava Hilov efekat. Za manji ugao anode, rendgenska cev može podneti više toplote, a Hilov efekat anode je izraženiji. Usled Hilovog efekta, smanjeni intenzitet X-zračenja na anodnoj strani je vrlo primetan, posebno na kraćim rastojanjima između izvora i slike (Source to Image Distance - SID).



Slika 11. Anodni ugao od 0° i nagib cevi od 24° zahtevaju efektivni anodni ugao za velike fokalne tačke od 24°, a za male fokalne tačke od 15°. Za anodni ugao od 16° i nagibom cevi od 6° imamo odgovarajući efektivni ugao od 22°

Efektvini anodni ugao se karakteriše kao ugao anode u odnosu na horizontalno postolje cevi. Tako npr. sa anodnim uglom od 0° i nagibom cevi od 24° imamo efektivni anodni ugao za velike fokalne tačke od 24° (Slika 11), a za male fokalne tačke od 15°. Za anodni ugao od 16° i nagibom cevi od 6° imamo odgovarajući efektivni ugao od 22°. Mali anodni ugao omogućava povećanje struje bez zagrevanja cevi, zato što je veličina stvarne fokalne tačke mnogo veća od njene projekcije (efektivna fokalna tačka).

Kako bi se postigla uniformnost transmitovanog zračenja, pozicioniranje pacijentkinja se vrši tako da se katoda nalazi na strani grudnog koša, a anoda na strani bradavice.

2.1.1.3. Fokus

Kako bi se održala visoka rezolucija, mamografija zahteva upotrebu manjih fokusa. Fokusi veličine od 0.3 mm do 0.4 mm se koriste za neuveličavajući (kontaktni) imidžing, a veličine od 0.1 mm do 0.15 mm za uveličavajući.

Za SID manji od 65 cm nominalna veličina fokalne tačke za kontaktni imidžing je 0.3 mm. Za SID veći od 66 cm koristi se fokalna tačka veličine 0.4 mm, jer veća SID smanjuje uveličavanje i to rezultuje smanjenim uticajem veličine fokalne tačke na rezoluciju.

Merenje veličine fokalne tačke vrši se slit kamerom ili pinhole kamerom.

2.1.1.4. Filtracija i kvalitet snopa

Kompjuterske simulacije i studije su pokazale da je optimalna energija za dobar kontrast i najnižu dozu monoenergetski snop od 15 keV do 25 keV, u zavisnosi od sastava i gustine dojke. Snop koji se dobija iz rendgenske cevi je polihromatski i ne zadovoljava ovaj uslov, jer niskoenergetski fotoni X-zračenja zakočnog spektra utiču na povećanje doze, a ne doprinose kvalitetu slike, a visokoenergetski fotoni ne doprinose kontrastu slike.

Optimalna energija X-zračenja postiže se korišćenjem materijala mete, koji imaju karakteristično zračenje u opsegu energija od 17 keV do 23 keV (molibden, rutenijum, paladijum, rodijum, srebro i kadmijum) i atenuacionim filterima, koji uklanjaju niskoenergetske i visokoenergetske fotone iz spektra zakočnog zračenja.

Inherentna filtracija mora biti izuzetno niska kako bi bila moguća transmisija Xzračenja svih energija. Ona se postiže upotrebom berilijuma (Z=4) debljine 1mm za izgradnju kućišta cevi. Berilijum, usled niskog Z, ima loša atenuaciona svojstva.

Dodatna filtracija vrši se istim elementima od kojih je i meta. Oni atenuiraju niskoenergetske i visokoenergetske fotone X-zračenja iz zakočnog spektra, a omogućavaju transmisiju karakterističnog zračenja. Filteri koji se najčešće koriste su 0.03 mm molibdena sa molibdenskom metom (Mo/Mo), 0.025 mm rodijuma sa rodijumskom metom (Rh/Rh). U upotrebi je i kombinacija rodijumskog filtera i molibdenske mete (Mo/Rh). Atenuacija filterima se smanjuje sa povećanjem energije X-zračenja malo ispod K-ivice, omogućavajući transmisiju karakterističnog zračenja i zakočnog. Nagli porast atenuacionog koeficijenta se dešava malo iznad K-ivice i smanjuje transmisiju visokoenergetskih fotona zakočnog spektra.

Molibdenska meta i 0.025 mm rodijumskog filtera se koriste za imidžing gušćih i debljih grudi. Ova kombinacija omogućuje malo veću efektivnu energiju fotona X-zračenja od 20 keV do 23 keV. Neki mamografski uređaji imaju mogućnost izbora rodijumske ili molibdenske mete. Kombinacija molibdenskog filtera i rodijumske mete se nikada ne koristi, jer je visoka atenuacija Mo filtera ispod K-ivice na karakterističnim energijama Rh.

Kvalitet zračenja je mera za prodornost snopa rendgenskog zračenja, okarakterisan utvrđenim naponom rendgenske cevi i debljinom poluslabljenja. Jačina struje I [mA] određuje samo količinu X-zračenja koja nastaje na anodi rendgenske cevi. Porast napona rendgenske

cevi takođe utiče na količinu X-zračenja, ali još više utiče na spektar. Kad spektar Xzračenja ima više fotona sa višim energijama, poboljšava se kvalitet X-zračenja. Porast intenziteta X-zračenja srazmeran je sa U² [kV²].

Sa porastom rednog broja materijala mete, dolazi do efikasnije proizvodnje Xzračenja i intenzitet je proporcionalan sa porastom Z.

Pored navedenog, kvalitet i kvantitet X-zračenja zavisi i od talasnog oblika visokog napona na rendgenskoj cevi. Što je napon na rendgenskoj cevi konstantniji, to rendgenska cev daje "kvalitetnije" X-zračenje (bogatije sa višim energijama), a takođe daje i veće intenzitete kod iste prosečne struje u mA.

Kao zaključak može se reći: kvantitet X-zračenja je proporcionalan sa Z, U, I, t. Kvalitet generisanog X-zračenja zavisi skoro u potpunosti od visine i stabilnosti napona na rendgenskoj cevi

2.1.1.5. HVL (debljina poluslabljenja)

Debljina poluslabljenja (half-value layer, HVL), je debljina materijala koji početni intenzitet snopa smanji tačno na polovinu. Data je jednačinom:

$$HVL = \frac{X_1 In\left(\frac{2Y_2}{Y_0}\right) - X_2 In\left(\frac{2Y_1}{Y_0}\right)}{In\left(\frac{Y_2}{Y_1}\right)}$$

gde je Y₀ srednja vrednost intenziteta zračenja bez dodatog filtra, a Y₁ i Y₂ izmerene vrednosti sa filtrima različitih debljina, tako da je $Y_1 > \frac{Y_0}{2}$, a $Y_2 < \frac{Y_0}{2}$.

HVL je u opsegu od 0.3 mm do 0.45 mm Al za sve vrednosti kVp i sve kombinacije meta/filter koje se koriste u mamografiji. Generalno, HVL raste sa višim naponom i višim rednim brojem mete i filtera. Takođe, zavisi od debljine komprimovane dojke. Za Mo filter i Mo metu na 30 kVp, posle prolaska kroz uređaj za kompresiju, HVL je 0.35 mm Al. To odgovara HVL u tkivu dojke od 1cm-2cm, mada tačne vrednosti zavise od sastava dojke (glandularno, fibrozno ili masno tkivo).

2.1.1.6. Radijacioni izlaz cevi (output)

Radijacioni izlaz Y(d) se definiše kao količnik kerme u vazduhu na određenom rastojanju *d* na osi snopa i proizvoda struje cevi i vremena ekspozicije.

$$Y(d) = \frac{Ka(d)}{P_{l,t}}$$

Izlaz cevi (mGy/mAs) je funkcija od kVp, mete, filtracije, lokacije u polju, rastojanja od izvora, sastava i debljine dojke, kao i obrade radiografskog filma.

2.1.1.7. Generator visokog napona

Osnovna uloga generatora visokog napona jeste da stvori potreban napon električne struje za rad rendgenske cevi. Glavni delovi generatora su: visokonaponski transformator, brojni manji (pomoćni) transformatori i sklopke, neophodni za nesmetan rad aparata. Visokonaponski transformator pretvara mrežnu struju, napona 220 V, u struju napona od 15 kV do nekoliko stotina kV, koliko je potrebno za stvaranje potencijalne rezlike između elektroda cevi. Primarni kalem ovog transformatora čini veoma mali broj navojaka debele žice, za razliku od sekundara, koji ima mnogo više navoja sa žicom manjeg porečnog preseka. Rendgenska cev priključena je za krajeve sekundara.

Pored ovoga, sastavni deo svakog aparata za rendgensko snimanje je i niskonaponski ili katodni transformator. Osnovna uloga ovog transformatora jeste smanjivanje napona struje gradske mreže, pretvarajući je u struju niskog napona i velike jačine, koja je potrebna za usijanje katode. Primarni kalem ovog transformatora ima veliki broj navoja tanke žice, za razliku od sekundara gde je broj navoja manji, a žica deblja. Katoda je spojena sa izvodnim krajem sekundara, a struja koja se na njemu meri ima jačinu od oko 3 mA i napon od 20 V. Regulisanje ovih veličina vrši se regulatorom struje zagrevanja. Rendgenski aparati koji poseduju tzv. dofoks-cev, imaju dva katodna transformatora, a svaki od njuh zagreva po jednu katodnu spiralu. Ako aparat sa dofoks-cevi ima samo jedan katodni transformator, onda u njemu postoje dva sekundarna kalema različitih karakteristika. Katodne spirale povezane su pojedinačno sa po jednim sekundarom, koji im obezbeđuje adekvatnu struju zagrevanja.

Visoko frekventni generatori se najčešće koriste u mamografiji, zbog male vrednosti talasnosti, brzog odgovora, lake kalibracije, stabilnosti i veličine.

Ranije su bili u upotrebi jednofazni i trofazni sistemi, koji nisu dovoljno pouzdani.

2.1.1.8. Kolimacija

Metalni otvori fiksnih veličina ili oni sa različitim veličinama polja služe za kolimaciju snopa X-zraka. Za većinu mamografskih merenja, veličina polja se slaže sa veličinom kasete filma. Mnogi mamografski sistemi imaju automatski sistem za koilmaciju. U praksi se koristi kolimacija na celu površinu kasete.

2.1.2. Kompresija

Rendgen-aparat je opremljen i uređajem za kompresiju dojke, koji je izrađen od providnog materijala, čime je obezbeđen dobar uvid u položaj dojke. Pritisak na dojku se vrši u cilju da se ostvari njena imobilizacija i da se postigne niža i uniformnija debljina dojke (komprimovana debljina dojke - CBT). Kompresija dojke je jako važna u mamografiji zbog redukcije absorbovane doze i poboljšanja kontrasta. Doza je manja zbog smanjenja izložene zapremine. Iz istog razloga, smanjuje se i doprinos rasejanog zračenja i poboljšava kontrast.

Kompresiona ploča mora imati dimenzije koje odgovaraju receptoru slike, mora biti ravna i paralelna sa postoljem za dojku. Tokom kompresije, na dojku se deluje silom od 100 N do 200 N. Izuzetak je slučaj kada se vrši ponovno snimanje usled sumnjivih nalaza pri prethodnom ispitivanju. Regija od interesa je u tom slučaju manjih dimenzija, tako da se koristi manja kompresiona ploča (dijametra od oko 5 cm), kako bi se što je moguće više sprečila superpozicija tkiva u toj oblasti i maksimalno poboljšao kontrast.

2.1.3. Rasejano zračenje i rešetke

Primarno zračenje je ono koje sadrži informacije o atenuacionim karakteristikama tkiva dojke i ima maksimalni kontrast. Rasejano zračenje utiče na degradaciju kontrasta. Ako je C₀ maksimalni kontrast bez rasejanja, maksimalni kontrast sa rasejanjem je :

$$C_s = C_0 \left(1 + \frac{S}{P}\right)^{-1}$$

gde je :

S – količina rasejanja

P – količina primarnog zračenja

$$\left(1+\frac{S}{P}\right)^{-1}$$
 je kontrastni redukcioni faktor

Količina rasejanog zračenja u mamografiji se povećava sa povećanjem debljine grudi i njihove veličine i relativno je konstantan sa kV_p. Za tipične grudi debljine 6cm, kontrastni redukcioni faktor je oko 62.5%, odnosno bez upotrebe neke od metoda za uklanjanje rasejanog zračenja, samo 50-70% subjektnog kontrasta može biti detektovano.

Deo mamografskog uređaja je i rešetka za sprečavanje rasejanja. Na slici 12. vidimo zavisnost rasejanog-primarnog zračenja od debljine dojke.



Slika 12. Zavisnost odnosa rasejanog-primarnog zračenja od debljine dojke. Rezultati su dati za izlaganje bez rečetke i sa tipičnom centriranom linearnom mamografskom rešetkom

Rešetka za uklanjanje rasejanog zračenja se postavlja između dojke i receptora slike, kako bi apsorbovala sekundarno rasejano zračenje. Najčešće se koriste paralelne linearne rešetke sa odnosom 4 :1 i 5 :1. Veći odnos rešetke uklanja i veći deo rasejanog zračenja, ali i povećava dozu koju pacijentkinja primi tokom pregleda. U mamografiji su u upotrebi rešetke čiji je međuprostorni materijal aluminijum ili karbonsko vlakno. Frekvencija rešetki (gustina olovnih linija) je od 30 do 50 linija po cm za pokretne rešetke, a za stacionarne i do 80 linija po cm. Bucky faktor je 2 do 3, što znači da je doza dva do tri puta veća, ali kontrast je poboljšan za oko 40%.

Faktori koji utiču na povećanje doze zračenja su:

- Odnos rešetke sa povećanjem ovog odnosa se povećava i izloženost zračenju
- Pomerajne rešetke apsorbuju 10-15 % više zračenja nego ekvivalentna stacionarna rešetka, što zahteva veću izloženost zračenju
- Frekvencija rešetke sa povećanjem gustine olovnih šipki povećava se i izloženost zračenju
- Međuprostorni material ukoliko se koristi aluminijum umesto plastike, izloženost zračenju bi trebala da se poveća oko 20 %. Na izloženost zračenju utiče i materijal od kojeg su izrađene šipke. Karbonska vlakna redukuju izloženost zračenju oko 20 %
- Selektivnost rešetke zasnovana je na odnosu rešetke kao i na količini olova koja se koristi

2.1.4. AEC (automatska kontrola ekspozicije)

Automatska kontrola ekspozicije (AEC) je uređaj dizajniran da izabere parametre koji kontrolišu dozu detektora, tj. kombinaciju anoda/filter, kVp i mAs, u skladu sa efektivnom apsorpcijom svake pojedinačne dojke, sa ciljem očuvanja visokog i konstantnog kvaliteta slike.

Delovi AEC sistema (fototajmera) su:

- Detektor jedna jonizaciona komora ili niz od tri poluprovodničke diode (u AEC sistemu digitalne mamografije, AEC senzor može biti sam prijemnik slike);
 Detektuje i pretvara u električni signal X-zračenje transmitovano kroz dojku, rešetku (ako se koristi) i prijemnik slike
- Pojačavač Pojačava struju koja dolazi od detektora, a nakon pojačavanja se koristi za punjenje kondenzatora
- Kondenzator Kada se kondenzator napuni, u njemu se stvara napon. Ovaj naponski signal ide do komparatora
- Komparator Proizvodi izlazni signal kada napon kondenzatora dostigne vrednost odgovarajućeg referentnog napona
- Izlazni signal komparatora dolazi do završnog kola, nakon čega se signal prenosi do izvora napajanja rendgenske cevi

Za razliku od AEC u konvencionalnoj radiografiji, kontrolni detektor (senzor) u mamografiji se ne postavlja ispred prijemnika slike, jer bi to dodatno atenuiralo snop Xzračenja i detektor bi bacio svoju senku na film (senka je značajna zbog malih energija X-
zračenja koje se koriste u mamografiji). Odgovarajuću poziciju detektora ispod prijemnika slike bira operater na osnovu karakteristika dojke, posebno prisustva gustih oblasti, a AEC senzor bi trebalo postaviti ispod najgušćeg dela dojke. Operater određuje vrednost gustine, koja je optimalna za određenu dojku, na osnovu gustine filma koja se proizvodi kada se slika test aparat (fantom) uniformne debljine. Referentni napon koji komparator koristi se podešava pomoću regulatora gustine na kontrolnoj tabli. Ovo obezbeđuje od 5 do 10 koraka za povećanje ili smanjenje ekspozicije, generalno od 10 % do 15 % ekspozicije po koraku. Dakle, X-zračenje koje je transmitovano kroz dojku se pretvara u električni signal, koji okončava ekspoziciju, kada je dostignut određen nivo X-zračenja. Ako je transmisija fotona X-zračenja nedovoljna da isključi ekspoziciju u dugotrajnom vremenu ekspozicije, pomoćni tajmer okončava ekspoziciju i tada operater mora izabrati viši napon rendgenske cevi za bolju prodornost snopa X-zračenja, kako bi se dobila dovoljna optička gustina filma, kraće vreme ekspozicije i manja doza X-zračenja. Tako, u radu fototajmera, bitnu ulogu ima operater. Danas postoje uređaji (AEC sistemi) koji u potpunosti automatski vrše kontrolu ekspozicije u mamografskim sistemima.

AEC sistem treba da održava optimalnu gustinu filma (više od 1.2 OD), za razne vrednosti napona rendgenske cevi, debljinu dojke prilikom kompresije i sastav dojke. Kako debljina dojke varira od 2 do 6 cm, tako i kV na odgovarajući način varira. AEC sistem bi trebao obezbediti opseg podešavanja gustine filma u koracima od \pm 12-15% u mAs ili \pm 0.15 OD jedinicama. AEC sistem ne sme da ima promenu optičke gustine više od \pm 0.2 OD, mora da bude pokretan kako bi pokrio sve anatomske delove i treba da odgovara za najmanje tri kombinacije film/ekran sistema. Glavna uloga mu je da drži konstantnom dozu zračenja prijemnika slike.

U screen-film mamografiji, zbog ograničenog dinamičkog opsega filma, AEC je dizajniran da održi konstantnu dozu, a pravilan rad je obezbeđen proverom konstantnosti prosečne optičke gustine filma. U stvari, film je korišćen i za akviziciju slike i ekrana, a kontrola kvaliteta slike se indirektno ostvaruje kontrolom doze detektora.

Greške automatske kontrole ekspozicije mogu biti prouzrokovane defektima kasete, neispravnim detektorom i neadekvatnom pozicijom detektora, kao i neprikladnim podešavanjem napona rendgenske cevi. Neadekvatna ekspozicija ima vidljiv uticaj na kvalitet slike

2.1.5. Prijemnici slike

2.1.5.1. Film/pojačivačka folija sistem u analognoj mamografiji

Jedna od funkcija filma je da prenese kontrast, koji je sadržan u snopu X-zračenja, a koji je nastao njegovim prolaskom kroz dojku, u vidljiv kontrast slike na displeju. Postoje tri glavna faktora koja utiču na prenošenje kontrasta:

- karakteristike dizajna filma
- nivo i domet ekspozicije prenesen na film
- kvalitet hemijske obrade filma

Konstrukcija ovog sistema je sledeća: na fluorescentni ekran je nanesena emulzija filma (debljine 0.002 mm), koju čine halogenidi srebra uronjeni u želatin. Halogenidi srebra mogu biti različitog oblika i veličine (mala zrna emulzije daju spori film, odnosno film male osetljivosti) i mogu biti osetljivi na plavu ili na zelenu svetlost. Baza filma je izrađena od poliestera (debljine 0.18 mm), jaka je, fleksibilna, otporna na vlagu, inertna, može biti obojena. Sistem film/ekran je smešten u kasetu, izrađenu od karbonskih vlakana, koja slabo atenuiraju X-zračenje. Koriste se kasete dimenzija 18cm x 24cm ili 24cm x 30cm. Za snimanje većih dojki koriste se kasete većih dimenzija.

Fluorescentni ekran pretvara X-zrake u svetlost, procesom luminescencije (X-zraci pobuđuju atome kristala ekrana, a njihovom deekscitacijom se emituje svetlost). Fotoni svetlosti stupaju u interakcije sa halidima srebra u emulziji i tako se stvara latentna slika – film bez vidljivih promena. Latentna slika se razvija hemijskim sredstvima. Usled interakcije hemijskih agenasa i eksponiranih kristala aktivne emulzije filma, izdvajaju se atomi metalnog srebra, što se vizuelno opaža kao zacrnjenje filma. Gustina zacrnjenja naziva se optička gustina filma (njenu jedinicu označavamo sa OD) i proporcionalna je intenzitetu svetlosti koja interaguje sa emulzijom, a koji je proporcionalan intenzitetu snopa X-zračenja transmitovanom kroz dojku i rešetku (ako se koristi). Različite gustine i atenuaciona svojstva tkiva dojke doprinose različitom zacrnjenju duž filma, odnosno na filmu se dobijaju različite nijanse sive boje, koje predstavljaju unutrašnju strukturu dojke.

Većina interakcija fotona X-zračenja se dešava na vrhu ekrana, odnosno blizu aktivne film emulzije i tako proizvedeni fotoni vidljive svetlosti imaju manju putanju do emulzije filma pa je smanjeno bočno širenje svetlosti i povećana je prostorna rezolucija (prostorna rezolucija predstavlja sposobnost dijagnostičkog sistema da prikaže razliku između dva susedna detalja i jasno izdvoji značajne detalje od pozadine).

Gadolinijum oksisulfid (Gd₂O₂S) se najčešće koristi kao materijal za fluorescentni ekran, jer emituje zelenu svetlost na koju je visoko osetljiv film mamografskog sistema koji se obično koristi.

2.1.5.1.1. Dvostruki film/ekran sistem

2.1.5.1.1.1. Digitalni detektori

I u analognoj i u digitalnoj mamografiji, kontrola ekspozicije prijemnika slike je važna za dobijanje dobrog kvaliteta slike, ali iz različitih razloga. Kod film/ekran sistema cilj je koristiti ekspoziciju koja proizvodi optičku gustinu filma (OD) koja daje maksimalan kontrast. Kod prijemnika slike u digitalnoj mamografiji, kontrast generalno ne zavisi od nivoa ekspozicije, ali ekspozicija ipak mora biti pažljivo kontrolisana, zbog procedure optimizacije smanjenja šuma na slici i smanjenja doze zračenja za dojku.

Mamografija je jedan od najvećih izazova za digitalne detektore, zbog potrebe za visokom rezolucijom, koja omogućuje detektovanje i karakterizaciju mikrokalcifikacija.

Detektori za digitalnu mamografiju mogu imati linearni odgovor na širok opseg ekspozicija. Nakon što je snimanje završeno, sliku je moguće prikazati na monitoru visoke rezolucije ili je odštampati.

Digitalni detektorski elementi (del) moraju biti dovoljno mali kako bi oslikavanje određene strukture u dojci bilo moguće. Ukoliko je detektorski element isuviše velik, slika će

biti neoštra i granice struktura će biti loše definisane. U ovakvim uslovima, iako prisustvo mikrokalcifikacija može biti potvrđeno, detalji njihove strukture neće biti jasni.

Granična visoko-kontrastna rezolucija analogne mamografije je oko 20 linijskih parova po milimetru. U digitalnim sistemima, da bi se održala ovakva rezolucija, za polje 24x30 cm, bila bi neophodna matrica od 9600x12000 detektorskih elemenata.

U praksi, analogna mamografija ne dostiže rezoluciju od 20 linijskih parova po milimetru, usled veličine fokalne tačke, visokog šuma, niskog kontrasta itd. Ispitivanja su pokazala da i skromniji digitalni prijemnici slike pružaju bolju rezoluciju u poređenju sa najboljim prijemnicima slike u analognoj mamografiji.

Intenzitet transmitovanog X-zračenja mora biti meren sa odgovarajućom tačnošću. Ovo je određeno brojem nivoa digitalizovane sive skale (brojem bitova u analogno-digitalnom konvertoru). 12 ili 13 bitova je dovoljno da se intenzitet transmitovanog zračenja adekvatno prikaže, osim u slučaju kada je u upotrebi logaritmovani analogno-digitalni konvertor, kada je dovoljno i manje.

Detektori digitalne mamografije bi trebalo da zadovoljavaju sledeće uslove :

- efikasnost u apsorpciji incidentnog zračenja
- linearni odgovor za široki opseg intenziteta incidentnog zračenja
- nizak šum
- prostornu rezoluciju od 5-10 cycles/mm (50-100µm sample)
- polje bar 18x24 cm i mogućnost za polje dimenzija 24x30 cm
- kratko vreme procedure

U digitalnoj mamografiji, koriste se četiri tipa detektora.

2.1.5.2. Sistem CsI(Tl) – amorfni silicijum (a-Si). Indirektna konverzija.

Ovaj detektor se sastoji od niza fotodioda i niza tankih film tranzistora (TFT), koji su deponovani na podlozi od amorfnog silicijuma. Naziva se i *matrični detektor*. Element detektora se sastoji od fotodiode i TFT čitača i jednak je pikselu. Duž svakog reda su kontrolne linije koje napajaju energijom svaki TFT čitač u redu. U svakoj koloni su linije za očitavanje, koje pri aktivaciji svakog piksela očitavaju signal iz svih aktivnih piksela. Iznad ove matrice nalazi se fluorescentni sloj CsI(TI).

Indirektna konverzija se vrši tako što se najpre fotoni X-zračenja apsorbuju unutar fluorescentnog materijala CsI(TI). Na taj način nastaju fotoni vidljive svetlosti, koji interaguju sa fotodiodama. Svaka fotodioda pretvara fotone vidljive svetlosti u elektrone i tako proizvodi struju, čiji je intenzitet proporcionalan energiji vidljive svetlosti. Struja se zatim pojačava i tako se stvara naelektrisanje, koje se zatim skladišti. Red kondenzatora koji sakupljaju naelektrisanje se takođe koristi uz red tankih film tranzistora (TFT) koji služe za očitavanje.

Nizovi fotodioda i tranzistora nisu transparentni na fotone X-zračenja pa se ne mogu postaviti proksimalno rendgenskoj cevi kao film, već se moraju postaviti na izlaznoj strani fluorescentnog sloja, ali to daje povećanu prostornu rezoluciju u poređenju sa film/ekran sistemom. Nažalost, IC dizajni imaju poblem širenja svetlosti (kao film/ekran sistemi). Deblji

fluorescentni sloj daje bolju prostornu rezoluciju (upotreba dugih tankih igličastih kristala Csl smanjuje rezoluciju u određenom stepenu). Manji pikseli daju bolju rezoluciju.

2.1.5.3. CCD kamere (Charged-Coupled Devices)

CCD se koriste u većini video i digitalnih kamera. Na CCD čipu postoji matrica fotoosetljivih elektronskih mikroćelija, odnosno fotokatoda ili piksela. Pikseli su kvadratnog ili pravougaonog oblika, dimenzija oko 10 µm. Svaki piksel čuva informaciju o količini svetlosti koja je pala na njegovu površinu. Mogu se porediti sa fotoosetljivim zrnima na fotografskom filmu. Dok su zrna na fotografskoj emulziji slučajno raspoređena, pikseli su svi istog oblika i dimenzija i u savršenom su rasporedu po vrstama i kolonama. Slika koja je dobijena upotrebom CCD čipa, takođe je izdeljena u piksele. Svaki piksel akumulira količinu naelektrisanja proporcionalnu količini svetlosti koja je pala na njega. U procesu čitanja piksela, moguće je odrediti vrednost svake pojedinačne količine naelektrisanja ispod svakog piksela i na taj način se formira slika.

Dimenzije piksela date od strane proizvođača odnose se na rastojanje između centara dva susedna piksela, što znači da je osetljiva oblast piksela nesto malo manja (zbog graničnog spoja dva elementa). CCD čip dimenzija 2.5cm x 2.5cm može imati 1024 x 1024 ili 2048 x 2048 piksela.

CCD kamere pružaju vrlo kvalitetne slike i često se koriste u digitalnom medicinskom imidžingu. Za male FOV (Field of View), pojačivački ekran se postavlja ispred CCD čipa tako da budu u potpunom kontaktu i onda se vrši ekspozicija. Pri ovakvoj upotrebi jako mali deo svetlosti koji se stvori u pojačivačkom ekranu ne stiže do CCD čipa. Pri mamografskim biopsijama, veličina polja je malo veća od površine CCD čipa. Tada se između CCD čipa i pojačivačkog ekrana postavlja konično optičko vlakno, koje služi kao sočivo i fokusira svetlost sa ekrana na čip. U optičkim vlaknima dolazi do malih gubitaka, ali ipak dovoljan deo fotona stiže do površine čipa.

Full-Field digitalna mamografija, koja koristi CCD kamere, mora imati mozaični CCD sistem. Koristi se nekoliko CCD čipova, kako bi se povećala površina koja je osetljiva na svetlost i samim tim smanjili gubici, koji bi se javili usled većeg fokusiranja. Umesto optičkih vlakana moguće je koristi i sistem sočiva i sistem ogledala.

Još jedna tehnologija koja se može koristiti za digitalnu mamografiju je slot-scan sistem, koji zahteva detektorski niz dimenzija 4mm x 18cm, odnosno niz CCD čipova. Skeniranje je sekventno, odnosno uzani visoko kolimisani snop X-zračenja vrši skeniranje slojeva tkiva. Zbog ovakve geometrije, malo se detektuje rasejanog zračenja. Geometrijska efikasnost ovakvih sistema je manja u poređenju sa full-field sistemima, jer samo X-zračenje koje prođe kroz uzani kolimator i detektorski prorez, utiče na formiranje slike. Mamografi koji koriste ovakav sistem za detekciju, imaju rendgenske cevi sa anodom od volframa i rade na većem kV_p u odnosu na konvencionalne mamografe. Širina detektorskih procepa je oko 4mm, što je znatno više od širine piksela (0.05 mm) i snimanje uz pomeranje detektorskog sistema dovodi do zamućenja slike. Kako bi se ovaj efekat umanjio, ukoliko je brzina pomeranja detektorskog sistema +V, očitavanje čipova se vrši u suprotnom smeru istom brzinom –V. Sa očitavanjem uz vremensko kašnjenje, integraciju (TDI pristup) i kompenzovanje pomeranjem, prostorna rezolucija duž širine procepa je određena dimenzijama piksela CCD čipa, a ne širinom procepa.

2.1.5.4. CR mamografija. Indirektna konverzija.

Sistemi kompjuterizovane radiografije za mamografiju koriste kao apsorber Xzračenja fluorescentni ekran koji ima osobinu fotoluminescencije. Energija koja se dobija apsorpcijom X-zračenja izaziva da elektroni u kristalu fluorescentnog ekrana budu privremeno oslobođeni iz matrice kristala, a onda zarobljeni i čuvani u zamkama unutar kristalne rešetke. Broj ispunjenih zamki je proporcionalan apsorbovanom signalu X-zraka. Slika se tada očitava postavljanjem ekrana u poseban čitač, gde se skenira crvenim laserskim snopom. Ovo prouzrokuje da se elektroni oslobode iz zamki i ponovo vrate njihovom originalnom stanju mirovanja. Pri tome, mogu proći između energijskih nivoa u kristalnoj strukturi obrazovanoj dopiranjem kristala fluorescentnog ekrana određenim materijalima. Razlika u ovim energijskim nivoima odgovara energiji plave svetlosti, koju daje fluorescentni ekran kada se takvi prelazi dese. Količina emitovane plave svetlosti se meri optičkim sakupljajućim sistemom i srazmerna je energiji X-zraka apsorbovanoj u fluorescentnom ekranu.

U originalnoj implementaciji ovog sistema, veličina elementa detektora je bila 100 µm i čitanje emitovane svetlosti je bilo samo sa gornje strane ploče. Kasnije je sistem poboljšan smanjenjem nominalne veličine elementa detektora na 50 µm i čitanjem sa obe strane.

Potencijalne prednosti ove tehnologije su mala veličina elementa detektora, činjenica da se ploče mogu koristiti u bilo kojoj jedinici mamografije, može imati više veličina ploča i cena je relativno niska. Potencijalne mane su gubitak prostorne rezolucije usled raspršenja laserske svetlosti tokom čitanja, što može prouzrokovati pražnjenje susednih oblasti fluorescentnog ekrana, tehnolog treba da potroši vreme na obradu i štampanje slika i šum je povezan sa niskom efikasnošću sakupljanja emitovane svetlosti.

2.1.5.5. Sistemi koji koriste amorfni selenijum (aSe) i TFT čitač. Direktna konverzija.

Za razliku od prethodno opisanih sistema, ovaj detektor ne koristi fluorescentni sloj, odnosno ekran. Umesto toga, apsorber X-zraka je fotoprovodni sloj amorfnog selenijuma. Kada ovaj materijal apsorbuje X-zrake, naelektrisanje se oslobađa u materijalu u obliku parova elektron-šupljina. Ako su elektrode postavljene sa gornje i donje strane selenijuma, tada se elektroni ili šupljine (u zavisnosti od smera električnog polja između elektroda) sakupljaju na površini za očitavanje. Ova površina može biti izrađenja od ploče amorfnog silicijuma na sličan način kao kod sistema sa Csl. U ovom slučaju, međutim, fotodiode su zamenjene nizom jednostavnih elektroda koje sakupljaju naelektrisanje. Svaka elektroda

Zbog kretanja duž pravca električnog polja, nema bočnog širenja elektrona ili šupljina na njihovim trajektorijama pa se dobija veoma uska funkcija širenja, širine približno 1 μ m. Zbog primene električnog polja, debljina fotoprovodnika (amorfnog selenijuma) se može slobodno izabrati. U praksi, bira se debljina fotoprovodnika koja može da zaustavi 95% energije upadnog snopa X-zračenja. Rezolucija je i kod ovih detektora ograničena veličinom piksela. Manji pikseli daju bolju rezoluciju, ali moraju biti dovoljno veliki da prime upadni fluks fotona X-zračenja. Obično se koriste pikseli veličine 70 μ m.

2.2. Kvalitet slike u mamografiji

Kvalitet posmatrane slike zavisi od prostorne rezolucije raspoloživog sistema za prikaz, odnosno od kvaliteta monitora. Mamografija zahteva posmatranje 4 slike trenutnog pregleda i poređenje sa 4 slike prethodnog pregleda. Digitalni sistemi za posmatranje slike bi trebalo da su u mogućnosti da simultano prikažu svih 8 slika, koristeći 8 umreženih monitora ili manji broj monitora koji su u mogućnosti da prikažu 2 ili više slika na jednom ekranu uz adekvatnu rezoluciju.

Dakle, mamografija iziskuje visok kontrast rendgenske slike i izuzetnu rezoluciju, zbog specifičnosti tkiva dojke.

Kvalitet slike opisuje se pomoću kontrasta, oštrine (prostorne rezolucije) i šuma.

2.2.1. Kontrast

Kontrast se definiše kao parcijalna razlika u optičkoj gustini ili osvetljenosti dve susedne oblasti na slici. Posledica je različitog stepena apsorpcije X-zračenja u tkivima, a srazmeran je proizvodu debljine objekta i razlike u linearnim koeficijentima slabljenja. Sposobnost dijagnostičkog sistema da transformiše razlike u gustini tkiva u dijagnostičku sliku naziva se kontrasna osetljivost. Kontrast dijagnostičke slike zavisi od razlike u koeficijentima slabljenja različitih tkiva, debljine detalja i odnosa intenziteta rasejanog i primarnog zračenja.

Efekat rasejane radijacije na kontrast je u digitalnoj mamografiji malo drugačiji nego u analognoj. Fotoni X-tračenja mogu biti više puta rasejani u tkivu, stoga je njihova prostorna raspodela difuzna. Digitalni sistemi mogu da povrate veliki deo izgubljenog kontrasta, podešavanjem sistema za prikaz slike. Sistem može biti podešen da dinamički opseg receptora bude veliki, tako da rasejana radijacija ne bude limitirajući faktor. U digitalnim sistemima receptorski odgovor je linearan sa ekspozicijom i kontrast je nezavistan od ekspozicije. Slot-scan sistemi značajno smanjuju S/P usled geometrije (zbog upotrebe visoko kolimisanog snopa) tako da se rešetke za sprečavanje rasejanog zračenja u ovom slučaju retko koriste.

Signal koji se skladišti u digitalnoj formi je linearano (ili logaritamski) proporcionalan sa količinom radijacije koja je transmitovana kroz dojku i apsorbovana od strane detektora, duž celog opsega intenziteta (od neatenuiranog snopa do snopa koji je transmitovan kroz najgušći i najdeblji sloj tkiva). Iz ovog razloga, slika u potpunosti reflektuje kontrast subjekta, ukoliko je slika digitalizovana sa adekvatnim brojem bitova.

Kontrast veoma brzo opada sa povećanjem energije fotona.



Slika 13. Zavisnost kontrasta od energije fotona.Gornja linija je za 100 µm kalcifikacije viđene u pozadini tkiva dojke, a donja kriva je za 1 mm glandularnog tkiva viđene u pozadini masnog tkiva

2.2.2. Rezolucija

Prostorna rezolucija opisuje sposobnost imidžing sistema da prikaže odvojeno dve bliske tačke na snimku, odnosno mogućnost prikazivanja sitnih detalja. Rezolucija je degradirana usled prisustva zamućenja. Postoje tri uzroka pojave zamućenja slike: kretanje, geometrija i receptorske karakteristike.

Efekat kretanja na zamućenje slike u digitalnoj mamografiji je sličan kao kod analogne. Količina zamućenja zavisi od brzine pokreta pacijenta i vremena trajanja ekspozicije. Vreme ekspozicije se odnosi na ukupno vreme trajanja snimanja, osim u slučaju slot-scan sistema, kada se odnosi na vreme skeniranja svakog pojedinačnog dela tkiva.

Veličina i oblik fokalne tačke, distribucija X-zračenja, rastojanje od izvora do receptora (SID), kao i rastojanje između objekta i receptora (OID) utiču na geometrijsko zamućenje. Svaki deo fokalne tačke pravi senku na strukture unutar dojke. Veličina senke se povećava sa povećanjem stepena uveličanja. Fokalna tačka se može posmatrati kao veliki skup tačkastih emitera X-zračenja. Preklapanje njihovih senki dovodi do pojave geometrijskog zamućenja. Ovaj vid zamućenja se smanjuje smanjenjem fokalne tačke, smanjenjem rastojanja između objekta i receptora, a povećanjem rastojanja između izvora i objekta (FSOD).

Faktori koji utiču na receptorsko zamućenje u digitalnoj mamografiji su kompleksniji nego u analognoj. Receptorska neoštrina se javlja usled sledećih faktora: difuzije signala između detektorskih elemenata, veličine aktivne površine svakog elementa i veličine pitch-a (prostor između centara dva susedna elementa). Kako neki detektori u digitalnoj mamografiji koriste pojačivačke ekrane sa Gd₂O₂S ili CsI, u njima se javlja difuzija svetlosti koja je slična onoj koja se javlja u screen-film mamografiji. Dimenzije detektorskog elementa određuju maksimalnu moguću rezoluciju koju detektor može da pruži. Veličina pitch-a utiče na rezoluciju, odnosno na pojavu aliasing efekta (uvrtanja ili preloma slike), kada se na snimku javlja nepostojeći (artifactual) signal, usled undersampling i degradira se kvalitet slike.

Granična frekvencija koja može biti prezentovana korektno, bez pojave aliasing efekta, određena je polovinom veličine pitch-a.

Ostali parametri koji utiču na rezoluciju zavise od konkretnog detektorskog sistema.

2.2.3. Šum

Šum predstavlja broj apsorbovanih fotona u prijemniku slike. Prekriva dijagnostičku informaciju, prepoznaje se preko fluktuacije u optičkoj gustini i mora se redukovati. Šum zavisi od karakteristike detektora i radiografske tehnike.

Kvalitet slike se može kvantifikovati preko odnosa signal-šum (Signal to Noise Ratio – SNR), tj. odnosa relativne veličine šuma i korisnog signala. Ova veličina se često može računati i može se predstaviti kao broj fotona X-zračenja koje detektorski sistem koristi za stvaranje slike i iz ovog se može uvesti i veličina Noise Equivalent Quanta (NEQ). Koliko su SNR ili NEQ veći, toliko se finijih detalja na slici može detektovati, uprkos pozadinskom šumu. Korisno je analizirati SNR ili NEQ u funkciji prostorne frekvencije, kako bi se opisao kvalitet slike za detalje različitih dimenzija.

Signal od značaja za dijagnozu mora biti dovoljno uočljiv u odnosu na pozadinu i okolna tkiva. Razlika između signala i šuma treba da bude što veća. Za vizuelizaciju taj odnos mora biti veći od 4.

Šum se nikada ne može u potpunosti eliminisati, nego samo umanjiti. To se postiže povećanjem kvantne efikasnosti i korišćenjem adekvatne ekspozicione doze.

Detektor i elektronika moraju biti dizajnirani tako da imaju odgovarajući dinamički opseg i broj bitova pri digitalizaciji signala, kako bi precizno zabeležili ceo opseg intenziteta X-zračenja transmitovanog kroz tkivo. Ukoliko je to omogućeno, dobijena slika može biti uvećana koliko god je to neophodno. Određivanje doze neophodne za određeni pregled, trebalo bi odrediti spram vrednosti SNR-a, koja je neophodna za dobijanje određenog kvaliteta slike.

Na šum u digitalnoj mamografiji utiče i mogućnost pojave varijacija u osetljivosti detektorskih elemenata, koja utiče na pojavu struktura na slici, koje ne odgovaraju strukturama u tkivu na datoj lokaciji. Ukoliko su ove varijacije vremenski stabilne, šum koji je na ovaj način izazvan naziva se *fiksni model šuma (FPN)* i za njegovo eliminisanje može se koristiti procedura "flat fielding". Snima se uniformno polje X-zračenja, koje se koristi kao korekciona maska. Ukoliko se ova procedura ne izvrši korektno, na digitalnoj slici će se pojaviti ostatak šuma.

U digitalnim sistemima šum se javlja i usled elektronskih kola koja digitalizuju i pojačavaju signal, elektronike u monitorima i ukoliko se digitalna slika štampa, usled granularnosti filma. Šum koji nastaje usled ovih faktora naziva se nonquantum šum. Kako bi digitalni sistemi funkcionisali dobro, bitno je svesti nonquantum šum na minimalnu vrednost, da bi vrednost SNR-a prevashodno zavisila od nivoa korišćenog zračenja.

Na formiranju slike učestvuju fotoni, koji su nastali u rendgenskoj cevi i koji se mogu apsorbovati u telu pacijenta, rasejati se od pacijenta ili proći kroz telo bez interakcije. Dijagnostičku sliku formira propušteno primarno zračenje u interakciji sa materijalom prijemnika slike: sistemom film-pojačivačka folija, u slučaju digitalnih detektora, sa fluoroscentnim pločama ili poluprovodničkim detektorom.

Između pacijenta i prijemnika slike postavlja se rešetka za sprečavanje rasejanog zračenja, čija je funkcija očuvanje kontrasta i odnosa signal-šum na zadovoljavajućem nivou.



Slika 14. Šema dijagnostičkog sistema

Kvalitet slike u mamografiji zavisi od:

- uređaja za kompresiju Kompresijom dojke se smanjuje doprinos rasejanog zračenja što poboljšava kontrast, smanjuje rastojanje regiona od interesa unutar dojke do prijemnika slike i ostvaruju ravnomerne optičke gustine na rendgenskom snimku.
- spektra karakterisričnog zračenja Tipično korišćenjem Mo za anodu i dodatnu filtraciju dobija se karakterističan spektar rendgenskog zračenja Mo u kome su zastupljene dve linije 17.5 keV i 19.6 keV. Dodavanjem filtera cevi od istog elementa, kao meta redukuju se niske i visoke energije X-zraka u spektru i dozvoljava se prolaz karakterističnog X-zračenja (mekši snopovi sa većim udelom niskoenergetskih fotona daju bolju kontrast)

- pojačivačke folije Koristi se jedna pojačivačka folija i jednoslojni radiografski film kako bi se poboljšala rezolucija. Primenom pojačivačkih folija smanjuje se vreme opterećenja rendgenske cevi i izlaganje dojki.
- rešetke za sprečavanje rasejanog zračenja Zračenje koje stiže do prijemnika slike sastoji se od primarnog, koje nosi dijagnostičku informaciju i rasejanog koji umanjuje intenzitet signala. Rasejano zračenje koje se stvara u telu i dospeva do prijemnika slike utiče na kvalitet slike (lošiji kvalitet i smanjena oštrina), smanjuje se korišćenjem uređaja pod nazivom rešetka za sprečavanje rasejanog zračenja (Buki-Poterova rešetka). Rešetka se postavlja između dojke i prijemnika slike. Koriste se pokretne rešetke koje sadrže veliki broj segmenata (najčešće olovo) koje nepropuštaju zračenje. Rešetka se sastoji od 30 linija/cm, čiji je odnos 4:1 do 5:1. Rešetka redukuje rasejanje od 15- 50 %.
- automatske kontrole ekspozicije AEC obezbeđuje da se nezavisno od oblika, debljine i sastava dojke koje se snimaju, dobijaju jednake optičke gustine na prijemniku slike. AEC detektor je smešten ispod kasete i on se sastoji od jonizacione komore. Meri fluks fotona koji prolazi kroz dojku, rešetku za rasejanje i prijemnik slike. AEC detektori direktno kontrolišu ekspoziciju preko osvetljenosti izlazne površine pojačivača slike, regulišući parametre ekspozicije (napon, jačinu struje i vreme).
- procesa obrade filma

2.2.4. Optimizacija odnosa doza-kvalitet slike u mamografiji

Doza i kvalitet slike su dva osnovna pokazatelja performansi mamografskog dijagnostičkog lanca. Dozimetrijske veličine i način određivanja doze opisani su u sledećem poglavlju.

U direktivi 43/97 Euratom, princip optimizacije prakse definisan je kao: "kontrola stohastičkih efekata ograničavanjem izlaganja na nivo koji je nizak onoliko koliko je to razumno moguće, imajući u vidu ekonomske i socijalne efekte". Ovaj stav poznat je kao ALARA (As Low As Reasonable Achievable) princip. Optimizacija je kompromis između kvaliteta slike i doze koju primi pacijent. Doza za pacijenta treba da bude što je moguće niža.

Za dobijanje rendgenskih snimaka optimalnog kvaliteta neophodno je dobro poznavanje doza zračenja i potrebnih faktora opterećenja za sprovođenje određenih dijagnostičkih postupaka.

Cilj optimizacije je kvalitet slike koja će biti prihvatljiva za postavljanje dijagnoze, uz minimalno izlaganje pacijenata.

U skladu sa ovim, procena doze za dojku čini bitan deo kontrole kvaliteta u mamografiji i optimizacije, uključujući žene sa simptomima i one uključene u skrining programe. Metoda procene doze mora biti pažljivo definisana tako da omogući upoređivanje radijacijskog izlaganja i procene rizika od razvoja malignog oboljenja.

Kada je postalo evidentno da mamografska dijagnostika može biti efikasan alat za smanjenje smrtnosti uzrokovane karcinomom, poraslo je zanimanje za procenu radijacionog rizika.

2.2.5. Komparacija analogne i digitalne mamografije

U analognoj (film/ekran) mamografiji, koja se koristi poslednjih 40-ak godina, a vremenom je usavršavana, slika unutrašnje strukture dojke se formira direktno na filmu. Glavno ograničenje analogne mamografije je sam film. Kada je slika dobijena na filmu, ne može se značajno izmeniti. Na primer, ako je film premalo eksponiran, kontrast je izgubljen i ne može se ponovo dobiti.

Digitalna mamografija, koja se koristi poslednjih desetak godina, pomoću specijalno dizajniranih digitalnih detektora proizvodi sliku u elektronskom obliku, koja se može prikazati na monitoru računara i kojom se može manipulisati. Aplikacije, poput CAD (Computer Aided Detection), asistiraju u detekciji lezija dojke, kao što su mikrokalcifikacije. Napredna tehnologija može da otkrije i dijagnostifikuje karcinom dojke ranije i preciznije.

Digitalna tehnologija zamenjuje konvencionalne film/ekran sisteme u svim aspektima kliničke radiologije. Prednosti digitalne mamografije su višestruke. Digitalno skladištenje i prikazivanje slike je jedna od mnogih. Digitalni kompjuterski fajlovi mogu biti uvećani i osvetljeni, može se menjati i invertovati kontrast slike, lakše se označavaju, skladište i šalju iz jednog medicinskog centra u drugi, a teže se gube u odnosu na film mamograme (Slika 15).



Slika 15. Digitalna mamografska jedinica

Vršena su mnoga istraživanja koja porede digitalnu i analognu mamografiju u kliničkoj praksi. DMIST studija (*Digital Mammographic Imaging Screening Trial*), vršena u periodu od 2001. do 2003. godine u SAD-u i u Kanadi, pokazala je da bi 65% žena trebalo imati koristi od upotrebe digitalne mamografije u odnosu na tradicionalnu film/ekran mamografiju. Ove žene su:

- Starosti ispod 50 godina, ne uzimajući u obzir gustinu žlezdanog tkiva
- Bilo kojih godina, sa veoma gustim ili ekstremno gustim tkivom dojke

 Žene bilo kojih godina pre menopauze (koje su imale poslednji menstrualni ciklus najmanje 12 meseci pre mamografskog snimanja)

U istraživanju koje poredi kvalitet slike i detekciju lezija u analognoj i digitalnoj mamografiji (*The British Journal of Radiology*, 2005) pokazano je da je bolja detekcija kalcifikacija i bolja vizuelizacija gustog tkiva dojke kada se koristi digitalna mamografija. Kompozicija dojke, veličina, debljina dojke i sila kompresije za svaku ženu su bili identični u istraživanju za oba modaliteta. Sistemi digitalne mamografija i maju slično vreme ekspozicije i doze X-zračenja za dojku kao film/ekran mamografija za tanke do srednje dojke, ali imaju u proseku kraće vreme ekspozicije i niže vrednosti srednje žlezdane doze za deblje dojke.

U studiji na fantomima, za dojke svih debljina, pomoću digitalne mamografije je bolja detekcija niskokontrastnih simuliranih lezija, u proseku, u odnosu na film/ekran mamografiju. Ovi rezultati ukazuju da klinička upotreba digitalne mamografije može poboljšati kvalitet slike za iste ili niže doze X-zračenja za dojku u odnosu na film/ekran mamografiju i pruža jaču kontrolu nad ekspozicijama i kvalitetom slike.

Sistemi digitalne mamografije koriste znatno više W/Rh anoda/filtar kombinaciju, nego sistemi analogne mamografije, odnosno X-zračenje više energije. U istraživanju, u kraniokaudalnom pregledu, srednja glandularna doza (MGD) je bila manja u digitalnoj mamografiji, 1.463 mGy u poređenju sa 1.892 mGy za analognu mamografiju. U mediolateralnom kosom pregledu, odgovarajuće vrednosti su bile 2.502 mGy za digitalnu mamografiju i 2.323 mGy za analognu mamografiju.

Razlika između mamograma analogne i digitalne mamografije je u vidljivosti grudnog mišića, a najveća razlika je u prikazu bradavice.



Slika 16. Snimak kraniokaudalnog pregleda dojke: analogna mamografija (levo), digitalna mamografija (desno)

Vidljivost kože je takođe bolja u digitalnoj mamografiji, kao i mikrokalcifikacija. Sa analognom mamografijom, koja obezbeđuje prostornu rezoluciju čak više od 20 parova linija po mm, minimalna veličina kalcifikacija koje se mogu detektovati je 130 µm. U studiji na fantomima, digitalna mamografija se pokazala superiornijom u odnosu na analognu, posebno u detekciji mikrokalcifikacija veličina u opsegu 125-140 µm.

I u kliničkoj studiji je pokazano da sistem digitalne mamografije ima veću pouzdanost u karakterizaciji kalcifikacija nego sistem analogne mamografije. Naime, za male kalcifikacije, kontrast se brzo smanjuje sa veličinom kalcifikacija. U digitalnoj mamografiji je veća kontrastna rezolucija nego u analognoj mamografiji, ali je prostorna rezolucija manja. Međutim, u kliničkim studijama nije dokazano da bi niža prostorna rezolucija mogla ograničiti karakterizaciju kalcifikacija.

U studiji na fantomima nisu pronađene značajne razlike u detekciji masa. Međutim, u kliničkoj studiji je primećeno poboljšanje u detekciji masa sa digitalnom mamografijom. Pretpostavlja se da je razlog to što je detekcija ograničena nehomogenim tkivom dojke u pozadini mase i iregularnim strukturama, pre nego malim razlikama fizičkog kontrasta tkiva dojke. Prednost u kontrastnoj rezoluciji je činila dijagnostičku klasifikaciju ili isključenje masa znatno lakše sa digitalnom mamografijom. Ovo je takođe primećeno u klasifikaciji gustine tkiva dojke. U digitalnoj mamografiji tkivo dojke se vidi kao manje gusto i radiolozi mogu da isključe male lezije zbog više kontrastne rezolucije. Stoga je digitalna mamografija pouzdanija za mlađe pacijentkinje i dojke veće gustine.

Jasna prednost digitalne mamografije je bolji prikaz kože i bradavice bez upotrebe jakog svetla, što može smanjiti vreme čitanja. Još jedna prednost je bolji opis grudnog mišića u kraniokaudalnom pregledu, što je važan faktor za savršeno pozicioniranje prema kriterijumu osiguranja kvaliteta slike. Kako digitalna mamografija ne zahteva film-kasetu i držač kasete, detektor doseže oko 2 mm bliže zidu grudnog koša. Grudni mišić, kao i tkivo dojke ili karcinom koji se nalazi blizu zida grudnog koša, mogu se bolje videti na ovaj način.

Dakle, kada uporedimo analognu i digitalnu mamografiju, uočavamo da je u digitalnoj mamografiji:

- Bolja vidljivost mišićnog tkiva, bradavica i kože
- Bolja vizuelizacija struktura sa slabijim kontrastom
- Tkivo dojke izgleda kao da je manje gustine
- Bolji je ukupan kvalitet slike
- Kraće vreme ispitivanja (ekspozicije) i manje je ponovljenih snimanja pa je srednja glandularna doza manja (za deblje dojke), a rezultati brži
- Fleksibilnost slike je veća; digitalno snimanje dopušta manipulaciju slikom u vremenu



Slika 17. Poređenje analogne i digitalne mamografije

III. DOZIMETRIJA U MAMOGRAFIJI

Merenje zračenja u mamografiji predstavlja specifičan dozimetrijski problem. S obzirom da je žlezdano tkivo najosetljivije na radijaciju, srednja glandularna doza (AGD) je upravo mera radijacionog rizika pri mamografiji (više o AGD u poglavlju 3.4.). Međutim, ova doza nije direktno merljiva.

AGD se dobija iz merenja kerme u vazduhu na površini fantoma i iz HVL, koristeći tabelarne konverzione koeficijente. Kerma u vazduhu se meri dijagnostičkim dozimetrom u odsustvu fantoma, koristeći opterećenje cevi predviđene za izlaganje fantoma.

3.1. Izbor i kalibracija dozimetra

Dozimetri se koriste u dijagnostičkoj radiologiji, da bi odredili bitne karakteristike uređaja za oslikavanje i procenili nivoe rizika za pacijente i operatere, udružene sa procedurama oslikavanja koje obuhvataju izlaganje X-zracima. Potrebna tačnost i preciznost koju daje merenje zavisi od potrebe merenja i vrste aparature koja će se kontrolisati. Preporučena kombinovana merna nesigurnost nije veća od ± 10%.

U dozimetre koji se najčešće koriste u dijagnostičkoj radiologiji ubrajaju se:

- jonizacione komore
- termoluminiscentni dozimetri (TLD)
- film
- scintilacioni dozimetri
- poluprovodnički dozimetri

3.1.1. Jonizacione komore

Jonizacione komore koriste se u radioterapiji i u dijagnostičkoj radiologiji za određivanje doze zračenja. Određivanje doze u referentnim i radijacionim uslovima naziva se kalibracija snopa. Jonizacione komore postoje u različitim oblicima i veličinama, zavisno od određenih potreba, ali moraju imati sledeće osobine:

 Jonizaciona komora je gasom napunjena šupljina, okružena provodnim spoljašnjim zidom i ima centralnu elektrodu. Zid i sakupljajuća elektroda odvojeni su kvalitetnim izolatorom, kako bi se smanjila struja curenja kada se polarizujući napon primeni na komoru

- Zaštitna elektroda omogućava dalje smanjenje curenja komore, presreće struju curenja i dozvoljava uzemljenje, zaobilazeći sakupljajuću elektrodu. Takođe omogućava uniformnost polja u aktivnoj zapremini komore
- Merenje sa otvorenom vazdušnom jonizacionom komorom zahteva korekciju temperature i pritiska, kako bi se uračunala promena u masi vazduha u zapremini komore, koja se menja sa promenom temperature okoline i pritiska

Prednost jonizacione komore kao dozimetrijskog instrumenta je preciznost i jednostavnost za upotrebu.

Mamografsko ispitivanje se izvodi sa naponom između 22 kV i 40 kV i različitim kombinacijama mete i filtra, a najčešća kombinacija koja se koristi je meta od Mo i Mo filter. Precizno merenje doze zahteva tačnu kalibraciju instrumenata u polju zračenja poznatih karakteristika. U tabeli 3 su prikazani kvaliteti snopova koji se koriste za kalibraciju dozimetara u mamografiji.

Kvalitet snopa	Napon cevi (kV)	HVL (mmAl)
RQR-M1	25	0.28
RQR-M2	28	0.31
RQR-M3	30	0.33
RQR-M4	35	0.36

Tabela 3. Karakteristike kvaliteta snopa serije RQR-M za kalibraciju dozimetara u mamografiji

Ako već ne pripada filtraciji u cevi X-zračenja, Mo-filter treba dodati debljine 0.032 ± 0.002 mm. Za svrhu kontrole mora da se sprovede i merenje HVL. Ako su rezultati merenja unutar 0.02 mm čije su vrednosti date u trećoj koloni tabele 3, postavljen je poželjan kvalitet snopa. Ako su merenjem dobijene različite vrednosti od 0.02 mm, laboratorija treba da nabavi Mo filter odgovarajuće debljine.

Dakle, jonizaciona komora je dozimetar koji se najviše koristi u mamografiji. Sastoji se od dve provodne elektrode, čije međosobno rastojanje definiše zapreminu ispunjenu gasom. Aktivna zapremina je najčešće vazduh. U opštem slučaju, jonizacione komore sadrže tri elektrode: osnovnu, kolektorsku i zaštitnu. Naelektrisanje nastalo u aktivnoj zapremini, sa kolektorske elektrode se odvodi na elektrometar, koji registruje jačinu električne struje prikupljenog naelektrisanja. Signal sa elektrometra odgovara prikupljenom naelektrisanju po jedinici mase vazduha, ukoliko se meri kerma u vazduhu. Zaštitna elektroda ima funkciju očuvanja homogenosti električnog polja i eliminiše parazitne signale.



Slika 18. Jonizaciona komora

3.1.2. Termoluminiscentni dozimetri (TLD)

TLD radi na principu oslobađanja svetlosti u kristalu koji je bio izložen zračenju, kada se kristal zagreje. Radioaktivno zračenje predaje orbitalnim elektronima energiju i oni prelaze na viša metastabilna energetska stanja. Odatle se vraćaju u osnovno, kada im se saopšti energija koja se obezbeđuje zagrevanjem kristala. Ovo je praćeno emisijom svetlosti čiji je intenzitet proporcionalan upadnoj radijaciji. Ova svetlost se u fotomultiplikatoru pretvara u struju, koja se posle pojačanja odvodi na registrator.

Ovi dozimetri se mogu koristiti više puta. Primenjuju se kao personalni monitori i često se koriste za merenje ozračivanja pacijenata na koje je primenjena radiološka terapija. Mogu se koristiti i za monitoring okoline.

Termiluminescentni dozimetri koji se koriste u medicinu su LiF, C_aF₂, Al₂O₃, a koriste se jer su ekvivalentni tkivu. TLD su raznog oblika – praškastog, čip, štapa ili traka. Pre upotrebe, TLD se mora žariti, da bi se obrisao ostatak signala. Ciklus žarenja obuhvata zagrevanje i hlađenje.

Upotreba TLD-ova je raširena i smatraju se najpouzdanijim ličnim dozimetrom na tržištu.

Osnovne prednosti su:

- za korišćenje nisu potrebne baterije (pasivni dozimetri)
- očitana doza ne zavisi od energije zračenja (isti dozimetar meri doze od spektra niskih energija u mamografiji, do visokih kod linearnog akceleratora)
- tkivno su ekvivalentni (očitana doza dobro opisuje onu koju je telo primilo)

- mogu se višekratno upotrebljavati
- imaju (relativno) nizak prag doze

Nedostaci:

- Visoka cena dozimetara i čitača
- Osetljivost na temperaturu

3.1.3. Poluprovodnički dozimetri

Mala veličina TDL-a čini ih prikladnim za sprovođenje merenja na pacijentima, ali ne daju trenutne informacije o izloženosti pacijenta. Poluprovodnički detektori su mali i reaguju trenutno na radijaciju, samim tim kombinujući obe prednosti detektora čvrstog stanja. Oni proizvode velike signale pri malim količinama radijacije, čvrsti su i nije im potrebno korigovanje pritiska, što ih čini pogodnim za neke kliničke primene.

Najjednostavniji poluprovodnički element je dioda, koja je bazirana na pn- spoju između p tipa i n tipa delova poluprovodnika. Kada jonizujuće zračenje dospe do poluprovodničkog elementa, nastaju elektron – šupljina parovi. Ovim se stvara provodnost u spoju poluprovodničkog elementa i struja se povećava sa brojem jona u elementu. Veličina signala zavisi od jonizujućih svojstava radijacije i njene sposobnosti da prođe spoj. Količina jonizacije koja dođe do spoja takođe može zavisiti od odnosa poprečnog preseka samog spoja i učestalosti zraka. Tako može doći do energetske zavisnosti i osetljivosti na pravac zračenja kod ovih uređaja. Proizvođači uglavnom koriste metalne filtere da kompenzuju energetsku zavisnost od signala detektora čvrstog stanja. Druga mogućnost je elektronsko korigovanje ovog efekta.

Prestankom radijacije prestaje jonizacija i dioda se vraća u prvobitno stanje, osim u slučaju trajne promene u strukturi samog spoja. Iz terapije radijacijom poznato je da česta izloženost poluprovodničkog detektora radijaciji može dovesti do oštećenosti strukture samog detektora. Ovo dovodi do promene osetljivosti tokom korišćenja. Kao što su doze u dijagnostičkoj radiologiji znatno manje nego u terapijskoj, tako je i energija koja se koristi manja, a samim tim je mogućnost promene strukture instrumenta mnogo manja u dijagnostičkoj radiologiji. Međutim, u ovom stadijumu ne može se uspostaviti generalno pravilo za vremensko korišćenje instrumenta. Stoga je preporučljivo proveravati reakciju dozimetra u redovnim intervalima.

3.2. Kerma u vazduhu (Air kerma)

Kerma je engleski akronim od *Kinetic Energy Released per unit Mass* i izražava se količnikom kinetičkih energija svih naelektrisanih jonizujućih čestica u masi vazduha. Jedinica kerme je grej (Gy) ili J/kg.

Merenje ulazne kerme u vazduhu (ili apsorbovane doze u vazduhu) se najčešće koristi prilikom određivanja izloženosti pacijenata u radiografiji ili mamografiji. Merenja u

vazduhu vrše se vazdušno-ekvivalentnim jonizacionim komorama, zapremine od 3 cm³ do 60 cm³. Energetski odgovor kalibrisanih komora uniforman je u opsegu energija karakterističnih za dijagnostičku radiologiju. Ovakve jonizacione komore moraju biti kalibrisane na način koji obezbeđuje sledljivost sa nacionalnim primarnim etalonom kerme u vazduhu, sa tačnošću ±10% na niovou poverenja od 95%.

Ukoliko su poznati realni parametri ekspozicije (*U, I, t*) za niz različitih radioloških procedura, izloženost pacijenata se može odrediti merenjem radijacionog izlaza. Ukoliko je rendgen-aparat opremljen uređajem za automatsku kontolu ekspozicije (AEC), za merenje radijacionog izlaza neophodno je prisustvo fantoma. Fantom, u odsustvu pacijenta kao absorbera, simulira slabljenje snopa X-zračenja u realnim uslovima. U ovom slučaju, kerma u vazduhu meri se na specificiranom rastojanju od fantoma, kako bi uticaj rasejanja unazad (BSF) bio eliminisan.

Kerma u vazduhu za napon rendgenske cevi *U*, jačinu struje *I*, vreme *t*, ukupnu filtraciju x_F i rastojanje fokus-koža pacijenta *FSD*, iznosi:

$$K_{air}(U, I, t, x_F, a) \propto \left(\frac{I \cdot t}{FSD^2}\right)_{U,x_F} = const.$$

U mamografiji je to 60 ili 65 cm.

3.3. Srednja glandularna doza (AGD)

Glandularno tkivo dojke je najčešće mesto za razvijanje karcinogeneze, pa je zato doza predstavljena kao AGD. Srednja glandularna doza je doza dobijena u ravni tkiva u sredini dojke i data je u radijacionoj dozimetriji kao etalon od 1970. godine [19].

Procena prosečne doze za dojku (AGD - Average Glandular Dose) se sprovodi na osnovu izmerene kerme u vazduhu koristeći konverzione koeficijente koji su u funkciji izmerene ili procenjene debljine poluslabljenja primenjenog snopa rendgenskog zračenja. AGD se izražava u Gy i ona izražava prosečnu energiju rendgenskog zračenja koja se tokom snimanja apsorbuje u dojci. Rizik je relativno mali, jer se koristi najniža moguća doza koja će dati kvalitetnu sliku.

Vrednost AGD zavisi od veličine i sastava dojke, kao i od starosne godine žena. Čak kada je i prosečna žlezdanost ista, distribucija žlezdanog tkiva je nepredvidiva i veoma varira od dojke do dojke. Za praktičnu namenu koristi se standardni model dojke.

Procena doze u mamografiji se tradicionalno bazira na AGD za 4.5cm debljine standardnog modela dojke sa 50% žlezdanog tkiva u centralnom regionu. Jedan od problema je da srednja kompresovana dojka za tipičan pregled populacije iznosi 5.5cm i žlezdanog tkiva od 30%. To znači da je prosečna doza malo viša od AGD za standardni model. Drugo mišljenje je da se u modernoj mamografiji X-zraci automatski selektuju u zavisnosti od debljine dojke i sastava.

Proračun AGD se vrši na osnovu relacije:

$$D = Kgcs$$

gde je:

- *K* kerma u vazduhu za 4.5cm debljine fantoma
- g konverzioni faktor iz kerme u AGL
- c konverzioni faktor koji uzima u obzir žlezdanost tkiva
- s faktor je spektralni korekcioni faktor. Faktori *g* i *c* zavise od HVL.

Konverzioni faktori su određeni eksperimentalno i kompjuterskim simulacionim metodama, a zavise od kvaliteta X-zračenja (U i HVL), mete rendgenske cevi, materjala filtra, debljine dojke i sastava dojke.

Faktor *g* odgovara žlezdanosti tkiva od 50% i isti je kao što je dat u IPSM (Institute of Physical Sciences in Medicine). Prikazan je u tabeli 4, za debljinu dojke u rasponu od 2cm-11cm i HVL-u u opsegu od 0.3mm-0.6mm.

Debljina dojke/HVL	0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60
2	0,390	0,433	0,476	0,509	0,513	0,573	0,587
3	0,274	0,309	0,342	0,374	0,406	0,437	0,466
4	0,207	0,235	0,261	0,289	0,318	0,346	0,374
4,5	0,183	0,208	0,232	0,258	0,285	0,311	0,339
5	0,164	0,187	0,209	0,232	0,258	0,287	0,310
6	0,135	0,154	0,172	0,192	0,214	0,236	0,261
7	0,114	0,130	0,145	0,163	0,177	0,202	0,224
8	0,098	0,112	0,126	0,140	0,154	0,175	0,195
9	0,086	0,098	0,111	0,123	0,136	0,154	0,172
10	0,076	0,087	0,099	0,110	0,121	0,138	0,154
11	0,069	0,079	0,089	0,099	0,109	0,124	0,139

Tabela 4. g-faktori za debljinu dojke od 2cm-11cm i HVL u opsegu 0.3mm-0.6mm Al; preuzeti iz
Dance (1990)

c - faktori za tipičnu strukturu dojke za starost žena od 50-64 i 40-49 godina je dat u tabelama 5. i 6.

Debljina dojke/HVL	0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60
2	0,885	0,891	0,900	0,905	0,910	0,914	0,919
3	0,894	0,898	0,903	0,906	0,911	0,915	0,918
4	0,940	0,943	0,945	0,947	0,948	0,952	0,955
5	1,005	1,005	1,005	1,004	1,004	1,004	1,004
6	1,080	1,078	1,047	1,074	1,071	1,068	1,066
7	1,152	1,147	1,141	1,138	1,135	1,130	1,127
8	1,220	1,213	1,206	1,205	1,199	1,190	1,183
9	1,270	1,264	1,254	1,248	1,244	1,235	1,225
10	1,295	1,287	1,279	1,275	1,272	1,262	1,251
11	1,294	1,290	1,283	1,281	1,273	1,264	1,256

Tabela 5. c-faktori za standardnu dojku za žene starosti 50-64 godina

Tabela 6. c-faktori za standardnu dojku za žene starosti 40-49 godina

Debljina dojke/HVL	0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60
2	0,885	0,891	0,900	0,905	0,910	0,914	0,919
3	0,925	0,929	0,933	0,933	0,937	0,940	0,941
4	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
5	1,086	1,082	1,108	1,078	1,075	1,071	1,069
6	1,164	1,160	1,151	1,150	1,144	1,139	1,134
7	1,232	1,225	1,214	1,208	1,204	1,196	1,188
8	1,275	1,265	1,257	1,254	1,247	1,237	1,227
9	1,299	1,292	1,282	1,275	1,270	1,260	1,249
10	1,307	1,298	1,290	1,286	1,283	1,272	1,261
11	1,306	1,301	1,294	1,291	1,283	1,274	1,266

Spektrum	s-faktor	Max.greška(%)
Mo/Mo	1,000	3,1
Mo/Rh	1,017	2,2
Rh/Rh	1,061	3,6
Rh/Al	1,044	2,4
W/Rh	1,042	2,1

Tabela 7. Spektralni korekcioni faktor s

3.4. Dozimetrijski fantom u mamografiji

Fantom je materijal ekvivalentan tkivu dojke. Ima sledeće karakteristike:

- veličinu
- oblik
- linijski i maseni atenuacioni koeficijent
- maseni apsorpcioni koeficijent
- energijsku distribuciju

Prednosti merenja na fantomu su:

- rezultati se mogu više puta ponavljati
- nezavisnost u odnosu na istraživanja na pacijentima

Postoje zahtevi koje fantom mora imati, kako bi se smatrao odgovarajućom zamenom za dojku, a to su:

- sastav dojke (procenat glandularnog i masnog tkiva)
- osetljivost na male promene temperature i pritiska
- lak za upotrebu
- mora biti dovoljno velik i čvrst, da obezbedi uslove rasejanja
- mogućnost promene debljine

Dozimetrijski fantom omogućava bolje razumevanje nivoa doza primenjene u različitim uslovima i pomaže da se proceni kako utiču karakteristike aparata na radijacioni izlaz. Takođe, upotreba fantoma pomaže u upoređivanju između različitih rendgenskih cevi u zavisnosti od veličine, oblika i sastava dojke.



Slika 19. Mamografski fantomi

Ukoliko su poznati realni parametri ekspozicije (*U*, *I*, *t*) za niz različitih radioloških procedura, izloženost pacijenata se može odrediti merenjem radijacionog izlaza. Ukoliko je rendgen aparat opremljen uređajem za automatsku kontrolu ekspozicije (AEC), za merenje radijacionog izlaza neophodno je prisustvo fantoma. Fantom, u odsustvu pacijenta kao apsorbera, simulira slabljenje snopa X-zračenja u realnim uslovima. U ovom slučaju kerma u vazduhu meri se na specificiranom rastojanju od fantoma, kako bi uticaj rasejanja unazad bio eliminisan.

3.5. Procena merne nesigurnosti

Uopšte gledajući, merenje je nesavršeno, sa mnogim potencijalnim izvorima grešaka u rezultatu. Klasičan pristup polazi od pretpostavke da merenjem određujemo pravu vrednost merene veličine i njene greške koje mogu biti slučajne ili sistematske prirode. Kako je praktično nemoguće odrediti pravu vrednost merene veličine, zbog nesavršenosti samog merenja i predmeta koji se meri, novi pristup, pristup nesigurnosti, izostavlja termin "prava vrednost" i u skladu sa definicijom razmatra interval u kome se sa određenom verovatnoćom ta vrednost nalazi. Taj interval koji obuhvata najbolju procenu merene veličine predstavlja, zapravo, *mernu nesigurnost*.

Merna nesigurnost je interval u kome se nalazi prava vrednost merene veličine i može se proceniti ili eksperimentalno odrediti uz određene uslove, koji ograničavaju njenu vrednost. To je parametar pridružen rezultatu merenja, koji karakteriše rasipanje (disperziju) vrednosti koje bi razumno mogle da se pripišu mernoj veličini. Ovaj parametar je procenjena vrednost i predstavlja indikaciju kvaliteta izvršenog merenja.

Merna nesigurnost se procenjuje kroz dva metoda, koji su u suštini samo koncepti za obradu različitih vrsta mernih rezultata:

- metod tipa A
- metod tipa B

Oba tipa procene su zasnovana na raspodelama verovatnoće. Rezultujuće nesigurnosti su kvantitativno definisane varijansama ili standardnim odstupanjem u oba slučaja.

3.5.1. Merna nesigurnost tip A

Tip A standardne nesigurnosti je dobijen iz serije ponovljenih posmatranja i jednak je kvadratnom korenu statistički procenjene varijanse, a zove se *standardno odstupanje*. Metod tipa A je metod procene nesigurnosti statističkom analizom serije posmatranja. U većini slučajeva, rezultati ponovljenih merenja su raspodeljeni oko srednje vrednosti u zvonastom obliku krive ili normalno raspodeljeni. Ono što je karakteristično za ovu raspodelu je da je verovatnoća vrednosti koje leže bliže procenjenoj srednjoj vrednosti veća od onih koje leže u blizini ekstrema. Procena ponovljenih merenja se dobija relativno jednostavnom matematičkom formulom. Ovo je izvedeno iz teorije statistike, a parametar koji se određuje zove se standardno odstupanje.

Ako su rezultati ponovljenih merenja predstavljeni uzorkom: $x_{1,x_{2,...,x_{i,...,x_n}}$, može se izračunati srednja vrednost:

$$\overline{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^{n} x_i$$

Standardna devijacija karakteriše prosečnu nesigurnost za pojedinačan rezultat x_i i data je kao:

$$S(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^{n} (x_i - \overline{x})^2}$$

Srednja vrednost \overline{x} , kao rezultat slučajnog karaktera, ima svoju standardnu devijaciju, koja je data kao:

$$S(\overline{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}}S(x_i)$$

Standardna nesigurnost tipa A definisana je kao standardna devijacija srednje vrednosti:

$$u_A = S(\overline{x})$$

Standardna nesigurnost tipa A dobijena je statističkom analizom ponovljenih merenja i u principu može da se smanji povećanjem broja merenja.

3.5.2. Merna nesigurnost tip B

Procena vrednosti veličine može biti određena, bez stvarnih posmatranja, putem iskustva baziranog na dostupnim informacijama. Takva procena naziva se metod procene tipa B i izvedena nesigurnost označava se kao standardna nesigurnost tipa B. Metod procene tipa B je definisan kao metod procene nesigurnosti sredstvima različitim od statističke analize serije posmatranja. Tip B standardne nesigurnosti je izračunat iz pretpostavljene funkcije gustine raspodele, zasnovane na stepenu verovatnoće da će se događaj pojaviti. Tip B standardne nesigurnosti nije neophodno reprezentovan normalnom raspodelom.

Jedna od osnovnih postavki je da se svakom podatku o mernoj nesigurnosti može pridružiti neka funkcija raspodele kao i verovatnoća koja odgovara tom podatku. Procenjivanje merne nesigurnosti tip B se radi tako što se odredi tip raspodele i odredi se standardna devijacija.

Moguće raspodele za mernu nesigurnost tip B:

- Ravnomerna (uniformna) raspodela
- Trougaona raspodela
- Trapezna raspodela
- Gausova (normalna) raspodela
- Studentova (t) raspodela
- U raspodela

Tip B standardne nesigurnosti može se dobiti procenom granice, izvan koje se neće nalaziti vrednosti faktora i deo ove granice uzima se kao nesigurnost tipa B:

$$u_B = \frac{L}{k}$$

gde je:

- L proširena nesigurnost radijacionog izlaza aparata
- k koeficijent proširenja

3.5.3. Kombinovana i proširena nesigurnost

Kada se procenjuje ukupna nesigurnost, svaki doprinos nesigurnosti mora biti uzet u obzir posebno. Nesigurnost izražena na ovakav način je označena kao kombinovana

nesigurnost i svaki pojedinačni doprinos nesigurnosti predstavlja komponentu nesigurnosti. Kombinovana nesigurnost je procenjeno standardno odstupanje i karakteriše rasipanje vrednosti koje bi mogle biti pridružene merenoj veličini. Izračunava se kao:

$$u_C = \sqrt{\left(u_A^2 + u_B^2\right)}$$

Kombinovana nesigurnost prikazuje normalnu raspodelu i u zavisnosti od faktora k, daje proširenu nesigurnost:

$$U = k u_C$$

Proširena nesigurnost U sa faktorom k=2, koja odgovara 95% poverenoj granici, često se koristi za predstavljanje krajnje nesigurnosti.

3.6. Dijagnostički referentni nivoi

Dijagnostički referentni nivoi (DRL) su vodič za tačnije razlikovanje granične linije između "dobre i pravilne prakse" i "loše i nepravilne prakse". DRL su nivoi doza za tipična medicinska istraživanja X-zračenja za grupe standardnih pacijenata ili standardnih fantoma i za potpuno definisanu vrstu uređaja.

Cilj i namena DRL jesu kontrola i održavanje izlaganja na nivou koji je u skladu sa dijagnostičkim zadatkom i eliminacijom nepotrebnog izlaganja. Poređenjem vrednosti iz kliničke prakse sa referentnim vrednostima, proverava se kvalitet radiološke prakse i kontroliše nepotrebni rizik za pacijente.

Referentni nivoi su po definiciji, nivoi provere. Prema britanskim preporukama, kao nacionalni DRL su usvojeni treći kvartili distribucije pacijentnih doza. Ovakva definicija DRL ukazuje da je u 25% ustanova sa većim vrednostima doza potrebno izvršiti reviziju. Revizija se vrši periodično, na osnovu programa pacijentne dozimetrije. Tretiranje DRL kao dela zaštite od zračenja zahteva i pripremu protokola.

Program pacijentne dozimetrije, sprovodi se najmanje jednom u tri godine ili nakon svake intervencije na rendgen-aparatu ili modifikacije procedure, koja može uticati na dozu za pacijenta. Usvojeni DRL mogu biti lokalni, nacionalni i internacionalni. Nacionalni DRL su prvi korak ka optimizaciji pacijentnih doza.

Prilikom definisanja protokola u obzir treba uzeti sledeće faktore:

- tip procedure
- dozimetrijske veličine
- dozimetrijski metod
- postupke kontrole kvaliteta

DRL se određuje merenjem različitih dozimetrijskih veličina u zavisnosti od tipa kliničke procedure, za standardne dijagnostičke postupke, za grupu standardnih pacijenata ili standardni fantom.

Pacijentna dozimetrija za mamografiju se bazira na određivanju srednje glandularne doze (AGD). Za njeno izračunavanje koristi se fantom debljine 45mm od pleksiglasa (PMMA), koji simulira standardnu dojku.

Usvojeni DRL od IPEM protokola i Evropskog protokola za standardnu debljinu dojke od 45 mm je 2 mGy.

3.7. Osiguranje i kontrola kvaliteta u mamografiji

Sistematična i rigorozna Kontrola kvaliteta (QC) je način da se obezbedi visok kvalitet dijagnostičke informacije uz minimalan mogući rizik za pacijenta. Kontrola kvaliteta fizičkih i tehničkih aspekata mamografskog dijagnostičkog lanca garantuje proizvodnju dijagnostičkih slika zadovoljavajućeg kvaliteta pomoću kojih je efikasno moguće detektovati male lezije, stabilnost dijagnostičke informacije, kao i doze za dojku u skladu sa ALARA (As Low As Reasonably Achievable) principom .

Praktična realizacija QA/QC programa mora uzeti u obzir sve medicinske, organizacione i tehničke aspekte mamografije. Detaljne preporuke vezane za implementaciju QA/QC u mamografiji date su u dokumentima IPEM, ACR i EU.

U cilju uspešne implementacije QA/QC programa neophodno je kontrolisati niz parametara koji utiču na funkcionisanje mamografske jedinice. Skup ovih parametara sa metodama, frekvencijom testiranja i kriterijumima prihvatljivosti sačinjava QC protokol. Jednostavnije testove realizuje lokalno bolničko osoblje, dok složenije testove sprovodi medicinski fizičar sa odgovarajućim iskustvom i obukom za QC u mamografiji. Generička lista parametara sadrži sledeće kategorije testova:

- Vizuelna inspekcija, mehanička stabilnost i ambijentalni uslovi (prisustvo oštrih ivica, temperatura, vlažnost vazduha, položaj kaseta i filmova, uređaj za kompresiju)
- Proces obrade filma (ambijentalna temperatura, vlažnost vazduha, prisustvo bele svetlosti, temperatura razvijača, vreme razvijanja, senzitometrija, prisustvo artefakata, ambijentalna doza)
- Automatska kontrola ekspozicije AEC (dugoročna stabilnost, kompenzacija za različte debljine absorbera, vreme ekspozicije, kontrola optičke gustine (OD))
- Rendgenska cev i generator (cureće zračenje, veličina fokusa, tačnost i repetabilnost visokog napona, debljina poluslabljenja, tačnost i repetabilnost radijacionog izlaza i vremena ekspozicije)
- Sistem za kolimaciju snopa
- Rešetka za sprečavanje rasejanog zračenja
- Prijemnik slike (osetljivost kaseta, kontakt film-pojačivačka folija, zaptivenost kaseta)
- Kvalitet slike (na osnovu slike test objekta, analiza odbačenih snimaka)
- Uslovi posmatranja filma (ambijentalno svetlo, sjajnost i homogenost negatoskopa)
- Doza (srednja glandularna doza)

IV. CILJ RADA

.

Cilj ovog rada jeste komparacija doza analognog i digitalnog mamografa u pogledu doza za pacijenta i doza za standardnu dojku, simuliranu odgovarajućim dozimetrijskim fantomima. Istraživanje obuhvata procenu doze za pacijenta na osnovu merenja AGD na dva rendgen-aparata za mamografiju i poređenje rezultata doza za pacijente sa dozama (PMMA) fantoma različitih veličina, sa idejom da se oceni prikladnost doza za fantom, kao zamena doza za dojku.

V. MATERIJALI I METODE

5.1. Izbor mamografskih jedinica

Praktični deo rada rađen je u Kliničkom Centru Vojvodine, na odeljenju radiologije. Od mamografskih jedinica korišćene su analogna mamografska jedinica marke Planmed, kao i digitalna jedinica marke Giotto.

Doza za pacijente i fantome određena je u 2 mamografske jedinice:

• *Sophie* (Planmed, Finland - analogna mamografska jedinica) - korišćena kombinacija anoda/filter je Mo/Mo



Slika 20. Planmed mamograf

 Giotto (IMS, Italy - digitalna mamografska jedinica) - koja kao prijemnik slike koristi digitalni detektor a-Se flat panel, formata 18 cm × 24 cm, veličine piksela 85 µm. Jedina raspoloživa kombinacija anoda/filtar je W/Rh.



Slika 21. Giotto mamograf

Zbog površine detektora digitalnog mamografa, postoji ograničenje u veličini dojke koje je moguće snimati pa se u takvim slučajevima koristi analogna mamografska jedinica (za snimanje većih dojki).

Prikupljenji su svi relevantni podaci o protokolu pregleda, odnosno parametari ekspozivije: kVp, mAs, debljina dojke, projekcije, kao i starost pacijenata, a korišćeni su, u kombinaciji sa parametrima dobijenih fantomom, za računanje kerme, kao i AGD.

5.2. Procena doze za standardnu dojku i fantome različitih debljina

Za određivanje AGD, korišćeni su standardni fantomi od PMMA, debljine od 20-70 mm, koji su bili izloženi jonizujućem zračenju u kliničkim uslovima, koristeći AEC i uređaj za kompresiju. Upadna kerma (K) je dobijena množenjem izlaza cevi (mGy / mAs) u referentnoj tački i aktuelnog opterecenja cevi (mAs) i ispravljena za stvarnu debljinu dojke.

AEC je korišćen za napon cevi, meta-kombinacija filtera i opterećenje cevi je postavljena automatski.

Radijacioni izlaz rendgenske cevi i HVL su merene korišćenjem kalibrisanog poluprovodničkog dozimetra MPD, Barracuda (RTI Electronics, Molndal, Sweden) i folije od aluminijuma visoke čistoće od 0.11mm do 0.18mm (Goodfellow, Cambridge, England).



Slika 22. Barracuda multimetar

Referentna tačka je tačka 45 mm iznad nosača dojke, 60 mm od strane grudnog zida i lateralno centrirana. AGD je procenjena kao proizvod K i konverzionih faktora za procenu doze sa PMMA fantoma. *g*-i *c*-konverzioni faktori koji se koriste su dati kao funkcija debljina dojke i debljine poluslabljenja (HVL) X- zraka, dok su *s* faktori izracunati za različite filter kombinacije. *g* i *c*-konverzioni faktori su dostupni i za dojke simulirane standardnim PMMA pločama. Prikaz konverzionih faktora dat je u poglavlju 3.4. u tabelama 4, 5, 6 i 7.

5.3. Procena doze za pacijente

Ukupno 170 pacijenata ženskog pola učestvovalo je u ovoj studiji. Svi pregledi obuhvatili su kranio-kaudalnu (CC) i mediolateralnu kosu (MLO) projekciju u obe dojke. Uvećanje, dodatna projekcija i snimci žena sa implantatima dojke su isključeni iz studije. Za svaku pacijentkinju određena je starost, CBT za svaku projekciju, napon cevi (kVp), meta-filter kombinacija, opterecenje cevi (mAs). Svi snimci koji su se koristili za procenu doze, klasifikovani su kao klinički upotrebljivi.

K je izračunata iz radijacionog izlaza, kao što je dato u jednačinama u prethodnom delu teksta, Izlazna vrednost je korigovana za CBT i pomnožena sa mAs potrebnu za svaku sliku . Zatim, AGD je izračunata za svaku projekciju.

5.4. Srednja glandularna doza i debljina dojke

Paralelno sa procenom doza za pacijente, AGD je računata za fantome različitih debljina, od 2 cm do 7 cm PMMA i žlezdanog tkiva u rasponu od 4 do 97%. Izlaganje PMMA fantoma različitih debljina se obavlja rutinski, kao deo programa za kontrolu kvaliteta. Rezultati ovog testa, omogućavaju procenu AGD.

VI. REZULTATI

U ovom poglavlju dati su rezultati merenja radijacionog izlaza i debljine poluslabljenja za dve mamografske jedinice, kao i rezultati procene doze za:

- Standardnu dojku (fantom debljine 45 mm)
- Fantome različitih debljina
- Pacijente, i to odvojeno za CC i MLO projekciju

Pored navedenog, prikazana je zavisnost doze od CBT za fantome i pacijente.

6.1. Radijacioni izlaz

Radijacioni izlaz rendgen aparata marke Giotto (IMS, Italy), prikazan je na slici 23, a za analognu mamografsku jedinicu marke Sophie Planmed na slici 24. Korišćen je linearni fit za prikaz rezultata.



Slika 23. Zavisnost radijacionig izlaza od napona rendgenske cevi za digitalnu mamografsku jedinicu (Giotto, IMS)



Slika 24. Zavisnost radijacionig izlaza od napona rendgenske cevi za analognu mamografsku jedinicu (Sophie Planmed, Finland)

6.2. Srednja glandularna doza za standardnu dojku

Za potrebe procene mamografske prakse u KCV, procenjena je AGD za standardnu dojku substituisanu PMMA fantomom debljine 45 mm, u 2 mamografske jedinice.

Kod digitalnog mamografa, proizvođača Giotto, kao meta-filter korišćena je W/Rh kombinacija, napon cevi bio je 26kVp, 28kVp i 31 kVp, a odgovarajuće vrednosti HVL-a su 0.55 mmAl, 0.58 mmAl i 0.98 mmAl, respektivno.

Kod analogne mamografske jedinice, proizvođača Planmed, kao meta-filter korišćena je Mo/Mo kombinacija. Vrednosti napona cevi su iste kao i u prethodnom slučaju, a adekvatne vrednosti HVL-a su 0.36 mmAl, 0.39 mmAl i 0.49 mmAl.

Napon cevi [kVp]	HVL [mmAl] Giotto	HVL [mmAL] Sophie Planmed		
26	0.55	0.36		
28	0.58	0.39		
31	0.98	0.49		

Tabela 8. Vrednosti napona i HVL za dve mamografske jedinice

Na osnovu rezultata za analognu i digitalnu mamografsku jedinicu zaključujemo da je srednja vrednost AGD kod analognog mamografa 2.1 mGy, a kod digitalnog 2.0 mGy.

6.3. Srednja glandularna doza za pacijente

Ukupno 170 pacijenta i 680 projekcija CC i MLO su obuhvaćene ovom studijom. Ugao MLO projekcije od 45° je bio konstantan. Sve žene su bile u režimu "auto filter", gde su kVp, mAs i meta-filter selektovani su automatski, koji je izabran na osnovu CBT dojke i njenog sastava. Podaci o najvažnijim parametrima snimanja i rezultati procena AGD za obe mamografske jedinice, dati su u tabeli 9.

Mamografska jedinica	Radijacioni izlaz na 28 kVp [mGy/mAs]	HVL [mmAl]	Broj	j slika	Starost [godina]	СВТ	[cm]	Napo [k\	n cevi /p]	Optered [n	ćenje cevi nAs]	K[n	nGy]	AGD [[mGy]
			сс	MLO		СС	MLO	сс	MLO	сс	MLO	сс	MLO	СС	MLO
Giotto	0.03	0.92	302	302	53.7±7.5 (42-74)	5.1±0.9 (2.5- 7.9)	5.9±1.2 (2.9- 9.7)	29.8±1.5 (25-33)	30.8±1.6 (26-34)	76.8±23.1 (40-196)	100.9±35.7 (45-254)	3.5±1.5 (1.1- 10.8)	5.2±2.6 (0.3- 16.1)	1.5±0.9 (0.6- 5.9)	2.5±1.6 (0.1- 8.8)
Sophie Planmed	0.11	0.39	38	38	55.6±7.8 (40-65)	4.2±0.9 (1.5- 5.7)	5.5±1.2 (1.7- 7.4)	25.4±1.2 (23-28)	27.4±1.8 (23-30)	91.1±26.2 (37.7-187)	100.4±35.0 (63.2-221)	8.2±2.9 (2.4- 16.2)	11.9±4.1 (3.1- 24.09	1.9±0.4 (1.2- 3.4)	2.3±0.7 (1.5- 4.5)

Tabela 9. Izabrani tehnički i klinički parametri, vazni za procenu doze i vrednosti AGD bazirani na pacijentima u dve mamografske jedinice

Starosna distribucija se razlikuje u gornjoj granici, jer je za digitalnu mamografsku jedinicu 74 godine, a za analognu 65. Studijom je obuhvaćena grupa pacijenata od 40. do 74. godine života. Opseg napona koji se koristio približno je isti za obe mamografske jedinice, a kreće se od 23 kVp do 34 kVp. Više i niže vrednosti napona su korišćene kada su u pitanju male i velike dojke, respektivno.

AGD proračuni izvršeni su pomoću konverzionih koeficijenata, na osnovu stvarnih CBT i starosti pacijenta. Prosečna AGD za obe jedinice je 1.7 mGy za CC projekciju i 2.4 mGy za MLO projekciju.

6.4. Srednja glandularna doza za fantome različitih debljina

Kerma u vazduhu na površini PMMA fantoma predstavlja polaznu osnovu za proračun AGD. Rezultati merenja kerme u vazduhu na površini PMMA fantoma različitih debljina u dve mamografske jedinice prikazene su u tabeli 10. i tabeli 11, a vrednosti AGD u tabelama 12 i 13.

Tabela 10. Izmerene K vrednosti na Giotto mamografu za PMMA fantom različite debljine

N	cm PMMA	U [kVp]	It [mAs]	Y[mGy/mAs]	K [mGy]
1	2	25	51	0,023	1,24
2	4	29	84	0,035	3,34
3	4,5	30	97	0,038	4,25
4	6	31	192	0,041	9,58
5	7	32	283	0,044	15,75

Tabela 11. Izmerene K vrednosti na Planmend mamografu za PMMA fantom različite debljine

N	cm PMMA	U [kVp]	lt [mAs]	Y[mGy/mAs]	K [mGy]
1	2	24	24	0,057	1,45
2	4	25	75	0,071	6,06
3	4,5	27	108	0,095	11,78
4	6	28	155	0,129	24,33
5	7	19	181	0,153	34,80
N	cm PMMA	U [kVp]	lt [mAs]	AGD[mGy]	
---	---------	---------	----------	----------	
1	2	25	51	0,26	
2	4	29	84	1,18	
3	4,5	30	97	1,63	
4	6	31	192	3,96	
5	7	32	283	6,64	

Tabela 12. Procenjena vrednost AGD za Giotto

Tabela 13. Procenjena vrednost AGD za Sophie Planmend

N	cm PMMA	U [kVp]	lt [mAs]	AGD[mGy]
1	2	24	24	0,26
2	4	25	75	0,94
3	4,5	27	108	1,65
4	6	28	155	2,65
5	7	19	181	5,27

6.5. Srednja glandularna doza i komprimovana debljina dojke

Zavisnosti CBT i AGD, bazirane na merenju doza na pacijentima i fantomu, prikazane su na graficima 3, 4, 5 i 6.

Za digitalnu mamografsku jedinicu (Giotto, IMS) opseg CBT-a kreće se od 2.5 cm do 9.7 cm, napon od 25 kVp do 35 kVp, a starost žena kreće se od 42 do 74 godine. Ukupno 151 pacijent je obuhvaćen ovom studijom.



Slika 25. Zavisnost srednje glandularne doze pacijenata i fantoma od komprimovane debljine dojke (CBT), odnosno cm PMMA, respektivno, za digitalnu mamografsku jedinicu (Giotto, IMS)

Za analognu mamografsku jedinicu (Sophie Planmed) opseg CBT-a kreće se od 1.5 cm do 7.4 cm, napon od 23 kVp do 30 kVp, a starost žena kreće se od 40 do 63 godine. Ukupan broj pacijenata obuhvaćen ovom studijom je 19.



Slika 26. Zavisnost srednje glandularne doze pacijenta i fantoma, od CBT, odnosno cm PMMA,respektivno za analognu mamografsku jedinicu (Sophie Planmed, Finland)

Za fitovanje korišćen je polinom 2. stepena. Koeficijenti korelacije (R²) su bili 0.853 za Giotto i 0.286 za Planmed. U slučaju doze za fantom, korelacije su znatno bolje, 0.999 za Giotto, a 0.987 za Planmed.

VII. MERNA NESIGURNOST PROCENE AGD

Merna nesigurnost pri određivanju doze koju pacijent primi tokom snimanja za potrebe dijagnostičke radiologije, računa se kao kombinovana merna nesigurnost, jer merenja u dijagnostičkoj radiologiji imaju složeni karakter. Na osnovu merne nesigurnosti A i nesigurnosti B, kao konačna vrednost dobija se kombinovana merna nesigurnost.

Merna nesigurnost tip A određuje se metodom statističke obrade rezultata, a postoji isključivo ako se radi o merenju koje je više puta ponovljeno. Merna nesigurnost tip A do izražaja dolazi samo kod manjih grupa pacijenata.

Dominantni deo merne nesigurnosti posledica je merne nesigurnosti tip B, koja nastaje kao rezultat delovanja brojnih uticajnih veličina na merenje. U analizi ovih uticajnih veličina u obzir su uzeti uzroci pojave merne nesigurnosti, koji potiču od geometrije snimanja, instrumentacije, rendgenskog aparata i samog pacijenta.

Prikupljanje podataka vršeno je u Kliničkom centru Vojvodine, kao što je već gore rečeno.

7.1. Merna nesigurnost tip A

Na osnovu podataka merenja, kod 151 pacijentkinje, u 4 projekcije, srednja vrednost AGD za digitalnu mamografsku jedinicu (Giotto, IMS) iznosi 2.018 mGy, a merna nesigurnost tip A, tj. standardna devijacija srednje vrednosti, je:

$$u_A = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{n} (x_i - x_s)^2}{n(n-1)}} = 0,0544 \ mGy = 2,7\%$$

Srednja vrednost AGD za fantom, na digitalnoj mamografskoj jedinici, za 5 merenja, iznosi 1.001 mGy, a merna nesigurnost tip A ima vrednost:

$$u_A = 27,17 \%$$

Za analognu mamografsku jedinicu (Sophie Planmed), kod 19 pacijentkinja, u 4 projekcije, srednja vrednost AGD iznosi 2.088 mGy, a standardna devijacija srednje vrednosti iznosi:

$$u_A = \sqrt{\frac{\sum_{i}^{n} (x_i - x_s)^2}{n(n-1)}} = 0,069 \ mGy = 3,3\%$$

Srednja vrednost AGD za fantom, na analognoj mamografskoj jedinici, za 5 merenja, iznosi 1.975 mGy, a merna nesigurnost tip A ima vrednost:

$$u_A = 31,7 \%$$

7.2. Merna nesigurnost tip B

Uzimajući u obzir relevantne uticajne veličine, mernu nesigurnost tip B, za fantome, kao i za pacijente, vidimo u tabelama 14 i 15. Glavne izvore nesigurnosti AGD su: nesigurnost K merenja, pogrešno postavljanje, nesigurnost konverzionih koeficijenata za oba fantoma, kao i procene doza za pacijenta.

Tabela 1	4	Budžet	merne	nesigurnosti,	sa u	zrocima	i vredno	ostima	mernih	nesigurno	osti i	uticajnih
			veličina	a za procenu	sredr	nje glano	lularne d	doze z	a fantor	n		

Izvor merne nesigurnosti	u _в [%]
Merna nesigurnost kalibracionog koeficijenta N _k	5
Razlika u kvalitetu snopa	0,6
Rezolucija skale očitavanja	0,1
Radijacioni izlaz (varijacija)	3
Jačina kerme u vazduhu (varijacija)	0,2
Pravac ose snopa upadnog zračenja	0,1
Elektromagnetna kompatibilnost	0,2
Homogenost polja	0,5
Napon rendgenske cevi	2
Preciznost očitavanja	0,2
Pozicioniranje	0,83
Preciznost indikacije opterećenja rendgenske cevi	1
Merna nesigurnost konverzionih koeficijentata	1,7
Debljina fantoma	1,7
HVL	2
Kvadratna suma	50

Tabela 15 Budžet merne nesigurnosti, sa uzrocima i vrednostima mernih nesigurnosti uticajnih
veličina za procenu srednje glandularne doze za pacijente

Izvor merne nesigurnosti	u[%] -B
Merna nesigurnost kalibracionog koeficijenta N _k	5
Razlika u kvalitetu snopa	0,6
Rezolucija skale očitavanja	0,1
Radijacioni izlaz (varijacija)	3
Jačina kerme u vazduhu (varijacija)	0,2
Pravac ose snopa upadnog zračenja	0,1
Elektromagnetna kompatibilnost	0,2
Homogenost polja	0,5
Napon rendgenske cevi	2
Preciznost očitavanja	0,2
Pozicioniranje	0,83
Preciznost indikacije opterećenja rendgenske cevi (mA	1
Merna nesigurnost konverzionih koeficijentata	1,7
Debljina fantoma	6,4
HVL	2
Kvadratna suma	89

7.3. Kombinovana merna nesigurnost

Kombinovana merna nesigurnost, na osnovu proračunatih vrednosti mernih nesigurnosti tip A i tip B iznosi:

- Za pacijente (Giotto, IMS)
 - Koeficijent proširenja K=1

$$u_C = \sqrt{{u_A}^2 + {u_B}^2} = \sqrt{2.7^2 + 89} = 9.81\%$$

o za K=2

$$u_{C} = \sqrt{u_{A}^{2} + u_{B}^{2}} = \sqrt{5,4^{2} + 18,86^{2}} = 19,62\%$$

Odavde dobijamo da je vrednost AGD za pacijente, mereno na digitalnoj mamografskoj jedinici (za K=2):

 $AGD = (2,0 \pm 0,4)mGy$

- Za fantom (Giotto, IMS)
 - K=1 $u_{c} = \sqrt{u_{A}^{2} + u_{B}^{2}} = \sqrt{27,17^{2} + 50} = 28,08 \%$ • K=2 $u_{c} = \sqrt{u_{A}^{2} + u_{B}^{2}} = \sqrt{54,34^{2} + 14,14^{2}} = 56,15\%$ $AGD = (1,0 \pm 0,6)mGy$
- Za pacijente (Sophie Planmed)

∘ K=1

$$u_{C} = \sqrt{u_{A}^{2} + u_{B}^{2}} = \sqrt{3,3^{2} + 89} = 9,99\%$$

∘ **K=2**

$$u_{C} = \sqrt{u_{A}^{2} + u_{B}^{2}} = \sqrt{6.6^{2} + 18.87^{2}} = 19.99\%$$

$$AGD = (2,1 \pm 0,4)mGy$$

• Za fantom (Sophie Planmed)

∘ K=1

$$u_{c} = 32,48\%$$

∘ K=2

$$u_c = 64,96\%$$

$$AGD = (2,0 \pm 1,3)mGy$$

VIII. DISKUSIJA

Prosečna srednja doza za pacijente kod Planmed-a je 1.9 mGy za CC projekciju i 2.3 mGy za MLO projekciju, a kod Giotto-a je 1.5 mGy za CC i 2.5 mGy za MLO projekciju. Razlika između pojedinih pacijenata može se pripisati razlikama u CBT, sili kompresije ili AEC u te dve mamografske jedinice. Ipak, prosečne doze za dojku u ovom radu su veće od referentne vrednosti i odgovarajuće vrednosti koje se mogu naći u literaturi. Razlog može biti delom u izboru rendgenske cevi i opterecenja cevi.

Autori	Prosečna AGD za CC [mGy]	Prosečna AGD za MLO [mGy]
Jamal N, Ng K-H and McLean, 2003. Malaysia	1.54	1.82
V. Tsapaki, IA Tsalafoutas 2008. Greece	1.21	1.5
Oh K K, Hur J 2003. Korean	1.77	1.88
Young K C, Burch A and Oduko J M 2005. UK	1.65	1.7
Ovaj rad (analogna mamografska jedinica)	1.89	2.32
Ovaj rad (digitalna mamografska jedinica)	1.46	2.50

Tabela 16. Referentne vrednosti AGD u različitim studijama

Sa slike 23. vidimo da nemamo adekvatan fit zavisnosti AGD-a od CBT-a za analognu mamografsku jedinicu, jer postoji poprilično odstupanje u vrednostima mAs u odnosu na debljinu dojke, što se reflektuje na dozu. To je posledica neadekvatne automatike kod ove mamografske jedinice.

U literaturi se veoma retko referišu odvojene vrednosti doza za CC i MLO. U skladu sa tim, utvrđeno je da je AGD za MLO projekciju veća u odnosu na CC projekciju, što se može pripisati uključivanju rendgenološki gušćeg pektoralnog mišića u snimak u MLO projekciji. Upotreba 60° ugla, umesto 45[°] u MLO projekciji, uz pažljivu ocenu kvaliteta slike, može dovesti do smanjenja doze za pacijenta.

Zavisnost doza fantoma za različite CBT su pokazale generalno sličan trend kao i za pacijente. Razlika između doza za pacijenta i fantoma za isti CBT je odraz različitih kompozicija (glandularnosti) od PMMA i realnih dojki i izraženija je za krupnije dojke.

Predstavljeni rezultati procene doza za fantome i pacijente ukazuju na jasnu potrebu za poboljšanjem i sprovođenjem mera za smanjenje doza u mamografskim jedinicama.

Dojka može biti ekvivalentna fantomu te merenje doze na fantomu može pomoći u akcijama smanjivanja doze. Takođe, procena doza za pacijenta se preporučuje kao dodatak merenju na fantomu i daje realniju informaciju o dozi. Prema tome, pokazivanje i registracija parametara na filmovima može biti veoma korisna za retrospektivnu procenu doze.

IX. ZAKLJUČAK

Srednja glandularna doza (AGD) je procenjena za standardne veličine dojke, simulirane fantomom PMMA debljine 45 mm. AGD je merena za 170 žena u dijagnostičkoj mamografiji u cranio-caudal (CC) i mediolateralnom kosom (MLO) položaju, u Kliničkom centru Vojvodine. Prosečna vrednost AGD za pacijente je (2.1 ± 0.4) mGy za analognu mamografsku jedinicu (Sophie Planmed), a (2.0 ± 0.4) mGy za digitalnu mamografsku jedinicu (Giotto, IMS).

Doze za dojku su u odnosu na doze za polimetilmetakrilat (PMMA) fantom različite. Rezultat je pokazao da vrednost doze na fantomu može da pomogne u postavljanju optimizacije aktivnosti u mamografiji.

Rezultati ukazuju na potrebu za uspostavljanjem redovnih pregleda doza, što je u vezi sa budućim skrining programom mamografije u KCV.

X. LITERATURA

- 1) The Commissioning and Routine Testing of Mammographic X-Ray Systems, Institute of Physics and Engineering in Medicine, York, United Kingdom, 1994.
- International Commission on Radiological Protection. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. Oxford, Pergamon Press, 1991.
- European Union. Council Directive 96/29 Euratom, Basic safety standards for the protection of the health of workers and general public against dangers arising from ionizing radiation. Official Journal of the European Communities No L159/1-114, Luxemburg, 1996.
- European Union. Council Directive 97/43 Euratom on Health Protection of Individuals against the Dangers of Ionising Radiation in Relation to Medical Exposure. Official Journal of the European Communities No L180/22-27, Luxemburg, 1997.
- 5) The National Council on Radiation Protection (NCRP) Report No.160, Ionizing Radiation Exposure of the Population of the United States, 2006.
- 6) The Essential Physics of Medical Imaging, Williams and Wilkins, Baltimore, 1994
- The International Commission on Radiological Protection. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection Publication 103. Oxford, Pergamon Press 2007.
- 8) United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. Source and Effects of Ionizing Radiation. Report to the General Assembly. United Nations, New York (2000).
- J Law, K Faulkner, Concerning the relationship between benefit and radiation risk, and cancers detected and induced, in breast screening programme, The British Journal of 74, 1121-1127 (2001)
- 10) J Law, K Faulkner and K C Young, Risk factors for induction of breast cancer by X-rays and their implications for breast screening; The British Journal of Radiology, 80 (2007), 261-266.
- 11) Preston DL, Mattsson A, Holmberg E, Shore RE, Hildreth NG, Boice JD, Jr. Radiation effects on breast Cancer risk: a pooled analysis of eight cohorts. Radiat Res 2002; 220-35.
- 12) Dr Olivera Ciraj-Bjelac, Pacijentne doze i kvalitet slike u dijagnostičkoj radiologiji, Zadužbina Andrejević, Beograd 2007.
- 13) American College of Radiology, Mammography Quality Control Manual for Radiologist, Radiologic Tehnologists and Medical Physicsts (Reston: ACR), USA 1999.
- 14) European Commison, European Guidelines for Quality Assurance in Mammographic Screening, European Commission, Luxemburg, 1997.

- 15) www.emedicine.medscape.com
- 16) Jenia Vassilova-NCRRP, Sofia, Basics of Mamography Systems Film-screan systems, EUREF-course on the physics of mammography, Nijmegan, October 8-10, 2008.
- 17) Perry Sprawls, Physicsl Principles of Medical Imaging, Medical Physics Publishing, Madison, Wisconsin, 1995, pp 633.(83)
- 18) International Atomic Energy Agencu, Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice, Tehnical Reports Series no.457, IAEA, Vienna 2007.
- 19) Tomašević M, Spasić Jokić V. Rendgensko zračenje i zaštita u mamografiji. Srpsko lekarsko društvo, Beograd, 2002. ISBN-86-81679-64-3
- 20) www.virtualcancercentre.com
- 21) Bushberg, J, et al, Essential physics of medical imaging, Liipincott, Williams and Wilkins, Philadelphia, USA, 2002.
- 22) Institute of Physical Science in Medicine, 1989, The commissioning and routine testing of mammographic X-ray systems IPSM Report 59 1st edn(York:IPSM)
- 23) Dance, D., Skinner, Young K, Becket, Kotre; Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol, Phys. Med. Biol.45 (2000) 3225-3240. Printed in the UK
- 24) Mohammad Zeidan, Assessment of Mean Glandular Dose in Mammography, University of Canterbury Christchurh, New Zealand 2009.
- 25) Guidance on the Establishment and Use of Diagnostic Reference Levels for Medical X-Ray Examinations, Institute of Physics and Engineering in Medicine, IPEM, Report 88, York, UK, 1994.
- 26) European Commission. Europen protocol on dosimetry in mammography.EUR 16263 EN. European Communities. Luxembourg, 1996.
- 27) European Commission. European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images. EUR 16260 EN, European Communities, Luxembourg, 1996.
- 28) Olivera Ciraj -Bjelac, Dario Faj, Damir Stimac, Duško Košutić, Danijela Aranđic, Hrvoje Brkić, Good reasons to implement quality assurance in nationwide breast cancer screening programs in Croatia and Serbia: Resolts from a pilot stady, Eur. J. Radiol. (2009) doi: 10.1016/j.ejrad.2009.10.004
- 29) Zakon o zaštiti od jonizujućih zračenja, Službeni list SRJ 46/96.
- Olivera Ciraj-Bjelac, Kosutic D, Kovacevic M, Markovic S. A survey of patient doses from conventional diagnostic radiology examinations: first results from Serbia and Montenegro, Physica Medica, 21 (2005): 159-163.

Biografija

Diana Obradović je rođena 28.02.1984. godine u Bihaću. Osnovnu školu "Danilo Zelenović " iz Siriga završila je 1998. godine i iste godine upisala Medicinsku školu "7. April " u Novom Sadu, smer zubni tehničar. Osnovne akademske studije iz fizike, iz oblasti Medicinska fizika, upisala je 2007. godine na Prirodno-matematičkom fakultetu u Novom Sadu, a završila ih 2011. godine i odmah nastavila master studije.



UNIVERZITET U NOVOM SADU PRIRODNO-MATEMATIČKI FAKULTET

KLJUČNA DOKUMENTACIJSKA INFORMACIJA

Redni broj: RBR Identifikacioni broj: IBR	
Tip dokumentacije: TD	Monografska dokumentacija
Tip zapisa: TZ	Tekstualni štampani materijal
Vrsta rada: VR	Master rad
Autor: AU	Diana Obradović
Mentor: MN	Olivera Ciraj-Bjelac; Nataša Todorović
Naslov rada: NR	Komparacija doze za pacijente u analognoj i digitalnoj mamografiji
Jezik publikacije: JP	srpski (latinica)
Jezik izvoda: Jl	srpski/engleski
Zemlja publikovanja: ZP	Srbija
Uže geografsko područje: UGP	Vojvodina
Godina: GO	2013
Izdavač: IZ	Autorski reprint
Mesto i adresa: MA	Prirodno-matematički fakultet, Trg Dositeja Obradovića 4, Novi Sad

Fizički opis rada: FO	
Naučna oblast: NO	Medicinska fizika
Naučna disciplina: ND	Fizika
Predmetna odrednica/ kijučne reci: PO UDK	digitaina mamografija, analogna mamografija, doza
Čuva se: ČU	Biblioteka departmana za fiziku, PMF-a u Novom Sadu
Važna napomena: VN	nema
Izvod: IZ	Ovaj rad sadrži detaljan opis metoda digitalne i analogne mamografije, sa posebnim osvrtom na merenja doza za standardnu dojku, pacijente i fantome različitih debljina. Opisane su teorijske osnove dozimetrije X-zračenja i primena fundamentalnih dozimetrijskih principa u mamografiji. Data su i eksperimentalna merenja i proračun srednjih glandularnih doza, kao i rezultati tih merenja
Datum prihvatanja teme od NN veća: DP	Jun, 2013.
Datum odbrane: DO	16.07.2013.
Članovi komisije: KO	
Predsednik:	Dr Maja Stojanović
član:	Dr Olivera Ciraj-Bjelac
član:	Dr Nataša Todorović
član:	Dr Miroslav Vesković

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: TR	Textual printed material
Content code: CC	Final paper
Author: AU	Diana Obradović
Mentor/comentor: MN	Olivera Ciraj-Bjelac; Nataša Todorović
Title: TI	Comparison of doses to patients in analog and digital mammography
Language of text: LT	Serbian (Latin)
Language of abstract: LA	English
Country of publication: CP	Serbia
Locality of publication:	Vojvodina
Publication year: PY	2013
Publisher: PU	Author's reprint
Publication place: PP	Faculty of Science and Mathematics, Trg Dositeja Obradovića 4, Novi Sad

Physical description: PD	
Scientific field:	Medical Physics
SF	
Scientific discipline:	Physics
SD	
Subject/ Key words:	digital mammography, analog mammography, dose
SKW	
UC	
Holding data:	Library of Department of Physics, Trg Dositeja
HD	Obradovića 4
Note:	none
N	
Abstract:	This paper contains detailed description of the methods
AB	of digital and analog mammography, with particular emphasis on the measurement of the standard breast dose, patients and phantoms of different thicknesses. Describes the theoretical foundations of X-radiation dosimetry and application of fundamental principles of dosimetry in mammography. Date of experimental measurements and calculating mean glandular dose, and the results of these measurements
Accepted by the Scientific Board: ASB	Jun, 2013.
Defended on: DE	16.07.2013.
Thesis defend board: DB	
President:	Dr Maja Stojanović
Member:	Dr Olivera Ciraj-Bjelac
Member:	Dr Nataša Todorović
Member:	Dr Miroslav Vesković