



Kvalitet slike i doza zračenja u analognoj i digitalnoj mamografiji

- diplomski rad -

Mentori: dr Olivera Ciraj-Bjelac dr Nataša Todorović Kandidat: Ivana Stanković

Novi Sad, 2012.

Sadržaj

1. Uvod	
1.1. Osnovne karakteristike i značaj mamografije3	
1.2. Anatomija dojke	
1.3. Interakcija x-zračenja i tkiva dojke7	
1.4. Osnovne karakteristike mamografskog pregleda i tipovi mamografije9)
2. Osnovi fizike mamografije	2
2.1. Analogna mamografija12	2
2.1.1. Rendgen-aparat12	2
2.1.1.1. Rendgenska cev i spektar x-zračenja12	
2.1.1.2. Kolimacija x-zračenja i kontrola rasejanog zračenja17	
2.1.2. Prijemnik slike u analognoj mamografiji – film/ekran sistem)
2.1.2.1. Karakteristike dizajna film/ekran sistema u analognoj mamografiji19	1
2.1.2.2. Uređaj za automatsku kontrolu ekspozicije (AEC) u mamografiji2	1
2.1.2.3. Obrada filma23	3
2.1.2.4. Uslovi posmatranja mamograma24	1
2.2. Tehnika uvećanja u mamografiji24	ł
2.3. Digitalna mamografija26	5
2.3.1. Prijemnik slike u digitalnoj mamografiji - detektor27	7
2.3.2. Obrada, prikaz i uslovi posmatranja digitalne slike dojke	3
3. Kvalitet slike u mamografiji	1
3.1. Fizički kvalitet slike	4
3.2. Klinički kvalitet slike	9
4. Doza x-zračenja u analognoj i digitalnoj mamografiji43	3
5. Osiguranje i kontrola kvaliteta u mamografiji	5
6. Poređenje analogne i digitalne mamografije	L
7. Zaključak	5
Literatura	б
Biografija	3
Ključna dokumentacijska informacija)

1. Uvod

1.1. Osnovne karakteristike i značaj mamografije

Mamografija je neinvazivna, radiološka metoda pregleda dojki, kod koje se koristi specijalno građen rendgenski aparat (mamograf), sa posebno konstruisanom rendgenskom cevi koja emituje zrake niske energije (oko 20 keV) x-zračenja.

Začetnik istraživanja na polju radiografskog snimanja dojke je nemački hirurg jevrejskog porekla Albert Salomon, koji je 1913. godine objavio svoje prvo istraživanje u kom je koristio radiografske metode. Od objavljivanja Salomonovog istraživanja 1913. godine, nijedan rad ne spominje radiografske metode snimanja dojke, sve do 1927. kada je hirurg Otto Kleinschmidt u knjizi o dojci objavljenoj u Nemačkoj odao priznanje svom učitelju, poznatom plastičnom hirurgu Erwinu Payr-u, za sugerisanje da upotrebi radiografske metode snimanja dojke.

Godine 1960. Robert L. Egan opisuje posebnu mamografsku tehniku koja je koristila industrijske filmove, koji su se lako proizvodili, što je bilo veoma važno. Objavljuje odlične rezultate pri snimanju dojki kod svojih prvih 1000 pacijentkinja, tako da se isključivo njemu pripisuje zasluga za masovno širenje mamografije. Osamdesetih i devedesetih godina 20-tog veka razvijeni su namenski prijemnici slike i rendgen-aparati za mamografiju kakvi se i danas koriste.

Rak dojke je jedna od najzastupljenijih bolesti na svetu. Javlja se kada ćelije dojke izgube karakteristike zdravih ćelija i počnu da rastu i da se dele bez kontrole. Kada se grupa ovih ćelija objedini, nastaje trodimenzionalna struktura, čvor tj. tumor. Smatra se da će se razviti kod jedne od deset žena tokom njenog životnog veka. Rak dojke je svetski problem.



Slika 1: Učestalost raka dojke u svetu 2002. godine.

Širom sveta, svake godine se otkrije rak dojke kod oko 1.151.000 (Globocan 2002) ljudi. To čini 11% kancerogenih oboljenja svih vrsta. Oko 410.000 (Globocan 2002) ljudi kod kojih je pronađen rak dojke, umre svake godine.

Učestalost karcinoma dojke je porasla od 641.000 slučajeva u 1981. do 1.6 miliona slučajeva u 2010. Češći je u razvijenim zemljama, ali je zastupljen u svim populacijama. Australija, Severna Amerika i zapadna Evropa imaju najveću učestalost smrti usled ove bolesti u svetu.

Može da se javi i kod muškaraca, ali znatno ređe- 1% ljudi obolelih od ove bolesti su muškarci. To je najčešći karcinom kod žena, drugi najčešći karcinom koji uzrokuje smrt kod žena. Obuhvata oko 25% karcinoma kod žena.



Slika 2: Najčešći karcinomi kod žena.

Mamografija je danas najbolji način za rano otkrivanje raka dojke kod žena starijih od 35-40 godina, a to je doba iznad koje učestalost raka dojke počinje naglo da raste. Kod žena starijih od 40 godina, redovnim mamografskim pregledima rak dojke se može otkriti i do dve godine pre nego što tumor toliko naraste da se može napipati u dojci.

Preventivni pregledi mamografijom, usled otkrivanja raka dojke i rane intervencije, mogu smanjiti rizik od smrtnosti kod žena. Kada je karcinom dojke otkriven u ranoj fazi, stopa petogodišnjeg preživljavanja je skoro 97%!

Mamografija se upotrebljava kao:

- klinička mamografija u dijagnostici nejasnih kliničkih nalaza kod žena sa simptomima karcinoma dojke,
- mamografija za rano otkriće raka dojke u dijagnostici klinički okultnog karcinoma karcinoma koji se još nije proširio i koji se ne može napipati u dojci,
- skrining mamografija kod žena koje nemaju simptoma.

Skrining mamografija je program mamografskog snimanja svih žena jedne države, gde je osnovni kriterijum za snimanje starost žene. Skrining programe su prve počele da izvode Sjedinjene Američke Države, još '70-ih godina, čime su smanjili smrtnost od raka dojke za 30%. Obavezna mamografska snimanja, kao deo skrining programa, sprovode se u SAD i zemljama EU kao zakonska obaveza po pozivu.

U Srbiji je 2010. godine pokrenut projekat "Unapređenje skrininga i prevencije raka dojke" koji je realizovan tokom 2011. godine. U Srbiji skrining raka dojke podrazumeva pozivanje zdravih žena starosti od 45 do 69 godina koje treba da budu podvrgnute mamografskom snimanju dojki jedanput na svake dve godine. Da bi skrining program bio uspešan, potrebno je da se odazove više od 70 % pozvanih žena!

Od zemlje do zemlje ima varijacija u preporukama za mamografski pregled dojki žena koje imaju između 40 i 49 godina, ali se svi slažu da ženama preko 50-te a pogotovo preko 60-te godine, mamografija donosi više koristi nego rizika. I u Srbiji sve se više govori o temi prevencije, što je za svaku pohvalu.

Tabela 1: Koristi i štetnosti skrininga (*JAMA*, 2010; 303:164-165). Brojevi su aproksimacije i važe za žene sa prosečnim rizikom, a odnose se na skrining svake ili svake druge godine tokom 10 godina.

Korist	Starc	ost žena
	40-49 godina	50-59 godina
Smanjena mogućnost umiranja od		
raka dojke tokom 10 godina		
Bez skrininga	3.5/1000	5.3/1000
Sa skriningom	3.0/1000	4.6/1000
Izbegavanje smrti usled	0.5/1000	0.7/1000
karcinoma dojke zbog skrininga		
tokom 10 godina		
Šteta		
Lažno pozitivan skrining test koji	60-200/1000	50-200/1000
zahteva biopsiju		
Nepotrebna dijagnoza i terapija	1-5/1000	1-7/1000
(operacija, hemoterapija, ili		
zračenje) karcinoma dojke		

Značaj mamografije je u ranom otkrivanju karcinoma dojke. Ako se rano otkrije, u vrlo visokom procentu je izlečiva bolest. Rano otkrivanje spasava život.

1.2. Anatomija dojke

Ženska dojka je parni organ čija je glavna funkcija stvaranje i lučenje mleka. Sastoji se od **mlečnih žlezda** okruženih **masnim i vezivnim tkivom**. Zadnja strana dojke leži na prednjoj strani velikog grudnog mišića.

Mlečna žlezda zauzima središnji i najveći deo tela dojke i uronjena je u masno tkivo. Sastoji se od 15-20 režnjeva, koji imaju manje odsečke koje zovemo lobuli. Tanki kanalići nazvani duktusi povezuju režnjeve i lobule, u kojima se za vreme dojenja stvara mleko. Mleko koje žlezde izlučuju izlazi kroz kanaliće na bradavicu dojke. Bradavica je okružena tamnije pigmentisanim područjem kože, koje zovemo areola. Masnog tkiva nema u bradavici, a neposredno ispod kože bradavice nalaze se kružna glatka mišićna vlakna povezana sa istovetnim mišićnim snopovima areola dojke. Njihova kontrakcija dovodi do erekcije bradavica, a ritmične kontrakcije podstiču lučenje mleka pri dojenju.



Slika 3: Anatomija dojke.

Od velike važnosti su **limfni sudovi dojke**. Sagrađeni su iz mreže limfnih kapilara koji se spajaju u sve veće sudove da bi na kraju obrazovali tri glavna izvodna puta limfe. Limfa iz ovih puteva se sliva u potključno limfno stablo, a konačno limfa završava u venskom krvotoku. Limfnim sudovima se šire maligni tumori dojke.



Slika 4: Prikaz dojke, limfnih sudova i čvorova.

Za razumevanje nastanka i tipova karcinoma dojke, kao i fizičkih principa mamografije, važno je upoznati se sa tkivom dojke. Dakle, razlikuju se sledeće strukture:

- Lobulusi: mlečne žlezde.
- Duktusi: kanalići koji povezuju lobule i bradavicu.
- Stroma: masno tkivo i ligamenti koji pokrivaju duktuse, krvne i limfne sudove.



Slika 5: Profilni izgled dojke.

Karcinom dojke se opisuje u odnosu na tkivo iz kog potiče i na stepen raširenosti. Skoro svi karcinomi dojke su klasifikovani kao adenokarcinomi, tumori koji potiču iz žlezdanog tkiva. Adenokarcinomi dojke potiču iz duktusa - duktalni karcinomi ili iz lobula – lobularni karcinomi.



Slika 6: Lokalizovan (In Situ) i invanzivni duktalni karcinom.

Dojke skoro po pravilu nisu simetrične, najčešće je desna dojka nešto manja od leve. Oblik i veličina dojke su individualni i promenljivi, a zavise od razvijenosti i oblika mlečne žlezde i masnog tkiva, na šta imaju uticaj hormoni estrogen i progesteron. Za vreme trudnoće dolazi do kontinuiranog povećavanja inače sitnih lobusa koji za vreme dojenja proizvode mleko. U menopauzi se postepeno gubi žlezdano tkivo u dojkama i povećava se procenat masnog tkiva.

U mamografiji, rendgenskom prikazivanju unutrašnje strukture dojke, male varijacije u gustini tkiva dojke zahtevaju primenu visokokontrastnih metoda sa niskim energijama xzračenja (Ex<35 keV).

1.3. Interakcija x-zračenja i tkiva dojke

X-zraci su elektromagnetni talasi talasne dužine od 1 pm do 0,1 nm. Medicinska primena se zasniva na specifičnim interakcijama upadnih fotona x-zraka sa atomima različitih tkiva. Rendgenska slika se dobija iz parametara snopova koji su transmitovani kroz telo.

Kada je x-zrak emitovan iz rendgenske cevi medicinskog uređaja, on se usmerava kroz ispitivani deo tela. Pri energijama x-zraka koje se koriste u radiološkoj dijagnostici moguće su tri vrste interakcija rendgenskog zraka i tkiva:

- 1. Elastično rasejanje: foton x-zračenja menja pravac kretanja bez gubitka energije.
- 2. Fotoelektrični efekat: foton x-zračenja predaje celokupnu energiju atomu tkiva i nestaje. Izgubljena energija fotona se troši na izbacivanje elektrona iz elektronskog omotača atoma (energiju veze elektrona) i njegovu kinetičku energiju.
- 3. Neelastično rasejanje (Komptonov efekat): foton x-zračenja gubi deo svoje energije koja se troši na izbacivanje elektrona atoma tkiva, a sam foton menja pravac kretanja.

Način interakcije zavisi od energije fotona i atomskog sastava tkiva. Fotoelektrični efekat je dominantan za fotone energija manjih od 80 keV, a verovatniji je za teške atome u tkivu koji se nalaze u kostima (Ca). Komptonovo rasejanje preovladava kod fotona većih energija i verovatnije je za lakše atome u mekom tkivu (O i C).



Slika 7: Interakcija x-zračenja i materije.

Mamogram, rendgenska slika, nastaje na sledeći način. Fokus rendgenske cevi mamografa se ponaša kao tačkasti izvor x-zraka. Dojka koja se ispituje rendgenskim zracima je sastavljena od atoma različite atomske težine (različitog koeficijenta apsorbcije x-zraka).

Zakon atenuacije (slabljenja) x-zračenja- smanjenje intenziteta monohromatskog snopa xzračenja prolaskom kroz tkivo:

$$I_{\lambda}(x) = I_{\lambda}(0) e^{-\mu(\lambda) x},$$

gde je μ (λ) linearni koeficijent apsorpcije koji zavisi od tkiva i talasne dužine, odnosno energije x-zračenja. U medicinskoj dijagnostici je u upotrebi maseni koeficijent apsorpcije: $\mu = \mu/\rho = \sigma + \tau$, koji zavisi od verovatnoće za fotoelektrični efekat (τ) i Komptonovo rasejanje (σ).



Slika 8: Zakon atenuacije monohromatskog snopa x-zračenja.

		,
Tip tkiva dojke	$\rho[g/cm^3]$	μ [g/cm ⁻¹] (za E _x = 20 ke ⁻¹)
Adipozno (masno)	0,930	0,45
Fibroglandularno (žlezdano)	1,035	0,80
Koža	1,090	0,80
Tkivo prosečne doike (50%	0.98	0.62

1,045

2,20

0,85

12,50

žlezdano, 50% masno) Karcinom

Kalcifikacija

	1 1, 1, 1	.1 . 1 .1	v ·	···
Labala / Ancorntivina	Vorol/torictil/o	tkiva doika	70000100 70	mamaaratiiii
TADCIA Z ADSOLUTIVIC	καιακιστιστικί		/ ZHAUAHIU ZA	ווומוווטצומוווע
		••••••••••••••••••••••••••••••••••••••	2110000,110 20	,

Rendgenska slika predstavlja dvodimenzionalnu projekciju objekta, pretežno prikazana kao senka zbog atenuacije, odnosno apsorbcije x-zraka u tkivima. Dospevajući direktno do površine rendgenskog filma, fotoni x-zraka prouzrokuju njegovo zacrnjenje. Guste strukture (kosti, kalcifikacije) blokiraju većinu čestica x-zračenja, i oslikavaju se belo na filmu. Metal i kontrastni medijumi (koji se koriste da istaknu određene delove tela) se takođe oslikavaju belo. Strukture koje sadrže vazduh su crne, a mišići, masno tkivo, i tečnosti su nijanse sive boje na filmu.



Slika 9: Vrednosti koeficijenta atenuacije tkiva dojke u zavisnosti od energije x-zračenja: za infiltrirajući duktalni karcinom, fibroglandularno i adipozno (masno) tkivo.

Kao što vidimo na slici 9 i u tabeli 2, fibrozno tkivo i karcinom imaju sličnu gustinu i odgovarajući koeficijent atenuacije, što može da pravi teškoće prilikom tumačenja nalaza.

U mamografiji se koriste niske energije x-zračenja (oko 20 keV) jer su za njih koeficijenti atenuacije različitih tkiva u unutrašnjosti dojke veći (slika 9), odnosno tkivo dojke više slabi x-zračenje, blokira više čestica x-zračenja pa se bolje oslikava na filmu - dobijamo veći kontrast (slika 10).



Slika 10: Kontrast u zavisnosti od energije x-zračenja: za kalcifikacije i infiltrirajući duktalni karcinom (veličine 5 mm, u dojci debljine 6 cm).

U mamografiji posmatramo mase, mikrokalcifikacije (nakupine kalcijuma), arhitekturne distorzije, asimetrije. Sledeći mamografski nalazi ukazuju na malignost:

- povećana gustina,
- nepravilne ivice čvora,
- nepravilne nakupine kalcijuma oko čvora (mikrokalcifikati).



Slika 11: Mamogrami zdrave dojke (levo), i mamogrami dojke sa malignim mikrokalcifikatima (desno).

1.4. Osnovne karakteristike mamografskog pregleda i tipovi mamografije

Pregled mamografijom se vrši tako što se dojka smesti između dve ploče koje je pritisnu, ponekad se oseti bol, ali to je neophodno da bi slika bila precizna. Pre snimanja ne nanositi dezodoranse, puder ili losione u predelu ispod pazuha jer te supstance mogu podsećati na slikama na nakupine kalcijuma i dati pogrešne informacije. Kompresija dojki tokom mamografije, iako neugodna, značajno poboljšava vidljivost različitih patoloških procesa i izuzetno je važna u cilju dobijanja slike zadovoljavajućeg kvaliteta. Na taj način se izjednači gustina tkiva i moguće je videti i najmanje nepravilnosti. Smanjuje se i količina zračenja jer je za prolaz kroz tanji sloj tkiva potrebna manja količina x-zraka.



Slika 12: Postupak snimanja na mamografskom aparatu.

U mamografiji, obe dojke se slikaju u dva preseka, odnosno ukupno se urade 4 slike.



Slika 13: Preseci dojki koji se oslikavaju: u kraniokaudalnom (levo) i mediolateralnom kosom pregledu (desno).



Slika 14: Kraniokaudalni pregled: pozicioniranje, film i anatomija dojke.

Razlikuju se:

- nativna mamografija
- MR-mamografija
- Scinti-mamografija
- digitalna mamografija.

Nativna mamografija. Nativna mamografija je standardna i najznačajnija metoda u analizi raka dojke. Koristi se u sledećim slučajevima:

- za potvrdu ili isključenje klinički sumnjive tumorske tvorevine u dojci,
- za preoperacijsku lokalizaciju raka dojke i isključenje multicentričnih tumora u svrhu primene poštednijih hirurških zahvata,
- i za rano otkrivanje raka dojke, gde se ona pokazala kao najefikasnija tehnika pregleda za većinu žena, a naročito žena starijih od 40 godina života.

Kod nativne mamografije vrlo je važno pravilno nameštanje dojki kod snimanja. Pri tome se obavezno koriste dva položaja: profilni i kraniokaudalni. Veoma je bitno prikazati celu dojku. Snimanje dojki se obavlja bez upotrebe dodatnih pomoćnih ili kontrastnih sredstava. Dijagnostička tačnost ove metode procenjuje se na 85 - 90%. Procenat lažno pozitivnih mamograma (koji pokazuju nešto abnormalno kad toga nema) je 6 - 10%.

Na snimcima nativne mamografije, rak dojke se obično prikazuje kao nepravilna i neoštro ocrtana senka, različite veličine. Često se vide mikrokalcifikati kao rani znak raka dojke, neretko i bez vidljive senke tumora na snimku. Maligni mikrokalcifikati, za razliku od benignih, veoma su sitni ("prašinastog" izgleda), prečnika od 0,2 do 0,5 mm u grupama od po 5 ili više kalcifikata na ograničenom području dojke. Na kvalitetnim nativnim snimcima mogu se naći kod 45 do 50% karcinoma dojke, a u histološkim preparatima i do 80% tumora. Tu je velika prednost nativne mamografije u odnosu na sve druge metode pregleda dojki, a druga njena prednost je mogućnost otkrivanja tumora veličine 0,5 do 1 cm, kada je rak dojke klinički okultan, tj. neprimetan.

Galaktografija je vrsta mamografije kada se koristi kontrastno sredstvo koje se ubrizgava u mlečne kanaliće. Tehnika je naročito pogodna kod patološkog iscedka iz bradavica dojke.

MR-mamografija (**MRM**). Koristi tehniku magnetne rezonance. Pri tome pacijentkinja leži na specijalno konstruisanom ležaju u položaju na trbuhu. Radi se od 30 do 50 preseka pre i nakon injiciranja paramagnetnog kontrastnog sredstva (Gd-DTPA). To je izvanredna metoda čija je dijagnostička tačnost oko 98% za invazivne malignome preko 4 mm. Naročito je značajna kod dojki s implantatima, gde nativna mamografija ima nedostatke. MRM nije skrining metoda zbog visoke cene, ali i velike učestalosti pozitivnih rezultata kod nalaza dobroćudnih promena dojke.

Scinti-mamografija. Scinti-mamografija je nuklearno-medicinski pregled. Radioaktivna testsupstanca (methoxy-isobutyl-isonitril MIBI vezan na tehnecijum-99m) se injicira intravenski, i potom prati njeno nakupljanje u dojkama. Osetljivost ove metode je 80 - 96%, a primena je ograničena kod vrlo malih karcinoma. Naročito se preporučuje kod mladih pacijentkinja s vrlo gustim žlezdanim parenhimom, gde je nalaz nativne mamografije negativan. (Kod žena mlađih od 35-40 godina, upravo zbog gustog žlezdanog parenhima dojki, preporučuje se ultrazvučni pregled kao pogodnija i sigurnija metoda u dijagnostici, ali, kada postoji potrebasumnjiv nalaz, ili uočljive ili palpabilne promene, ultrazvučni pregled treba upotpuniti mamografijom.)

Digitalna mamografija. Digitalna mamografija koristi kompjutersku sliku dojke, dobijenu nakon konverzije rendgenskog snimka u digitalnu sliku. Pri tome kompjuterska tehnika naročito omogućuje proučavanje detalja slike, koji se po potrebi mogu uvećavati ili isecati i upoređivati s ranijim nalazima. Digitalna mamografija smanjuje dozu zračenja i omogućuje bolje snimanje tkiva dojke, i povećanje određenih mesta na slici radi bolje analize.

2. Osnovi fizike mamografije

2.1. Analogna mamografija

Dijagnostički lanac u analognoj mamografiji počinje sa rendgen-aparatom u čijem sklopu je film/ekran sistem kao prijemnik slike, nastavlja se obradom slike a završava njenim tumačenjem, pod određenim uslovima posmatranja.



2.1.1. Rendgen-aparat

Slika 15: Rendgen-aparat (mamograf). Osnovni delovi mamografa označeni od gore prema dole: rendgenska cev, prozor cevi, filtar, kolimator, uređaj za kompresiju, rešetka, film/ekran (prijemnik slike), senzor automatske kontrole ekspozicije (AEC).





Slika 16: Rendgenska cev.

Zidovi rendgenske cevi su metalni (a ne stakleni kako je uobičajeno kod proizvodnje x-zraka) radi smanjenja zračenja van fokusa, što sprečava akumulaciju statičkog naelektrisanja na zidu cevi. Katoda je na negativnom potencijalu, a potencijalna razlika između katode i anode iznosi od 24 kV do 32 kV.

Katoda se greje i termoelektronskom emisijom emituje elektrone. Elektroni se ubrzavaju naponom rendgenske cevi i udaraju anodu. Postoje dva tipa x-zračenja koje se proizvede kada elektroni udare anodu rendgenske cevi:

• Bremsstrahlung - zakočno zračenje. Najčešće je, nastaje kočenjem brzih elektrona u električnom polju atomskih jezgara materijala mete - anode. Fotoni x-zračenja nastali

na ovakav način imaju energije jednake energijama koje elektroni izgube prilikom kočenja, pa u izlaznom snopu dobijamo fotone x-zračenja svih energija, spektar je kontinualan.

• Karakteristično zračenje. Kada upadni elektroni izbace elektrone iz unutrašnje ljuske atoma mete (najčešće K ljuske), a upražnjena mesta popune elektroni iz viših ljuski, emituju se fotoni karakterističnog x-zračenja, čija je energija jednaka razlici energija energijskih nivoa atoma mete, i zavisi od atomskih karakteristika materijala mete, atomskog broja Z materijala anode. Spektar je linijski, prikazan sa dve vertikalne linije na slici 17.



Slika 17: Spektar x-zračenja koji se koristi u mamografiji.

Spektar x-zračenja utiče na kontrast i dozu.

Idealna rendgenska cev za mamografiju bi proizvodila monoenergetske fotone x-zračenja energije između 17 keV i 25 keV, koji su potrebni za dobijanje niske doze x-zračenja i dobrog kontrasta slike unutrašnje strukture dojke; optimalan spektar x-zračenja za snimanje dojki je monohromatski. Idealna energija zavisi od osobina dojke, veća je kod debljih i gušćih dojki jer je za dobijanje njihove slike potrebno zračenje koje više prodire. Nažalost, za sada ne postoje idealni aparati, već moramo poznavati karakteristike spektra dobijenog x-zračenja kako bismo ga mogli prilagoditi dojci koja se snima.

Spektar x-zračenja koje se koristi u mamografiji je određen kombinacijom tri faktora:

- 1. Materijalom anode rendgenske cevi (Mo ili Rh)
- 2. Materijalom koji se koristi za filtriranje snopa x-zračenja (Mo ili Rh)
- 3. Naponom rendgenske cevi (u opsegu od 24 kV do 32 kV).

Anoda rendgenske cevi. U mamografiji se koriste materijali od molibdena i rodijuma za anode, jer proizvode karakteristične spektre x-zračenja koji su blizu optimalnom spektru x-zračenja za snimanje dojki (spektar molidbena ima karakteristične linije na 17.6 keV i 19.7 keV, a rodijuma na 20.3 keV i 22.7 keV).

Kao što je prikazano na slici 17, spektar zakočnog zračenja (kontinualni spektar) se širi do izabrane KV vrednosti, 26 kV u ovom primeru. To je generalno nepoželjni deo spektra jer jače prodire nego zračenje blizu optimalne energije i smanjuje kontrast. Zbog toga se mora ukloniti filtrom.

Filtar. U mamografiji se koriste filtri od molibdena i od rodijuma. Prilikom interakcije snopa x-zračenja i materijala filtra, fotoni x-zračenja koji imaju energiju veću od energije veze elektrona koji se nalaze na unutrašnjim K ljuskama atoma materijala filtra, usled fotoefekta

nestaju iz snopa x-zračenja. Ova energija veze zavisi od atomskog broja (Z) materijala filtra, i iznosi 20 keV za molibden i 23.22 keV za rodijum. Dakle, filtri se koriste da oslabe ili blokiraju deo kontinualnog spektra x-zračenja energija većih od energije veze K elektrona atoma materijala filtra.

Filtri od molibdena, debljine 0.03 mm, koriste se jedino sa anodama od molibdena, i slabe ili blokiraju x-zračenje energija većih od 20 keV. Filtri od rodijuma, debljine 0.025 mm, mogu se koristiti sa obe vrste anoda - i od molibdena i od rodijuma, i slabe ili blokiraju x-zračenje energija većih od 23.22 kev.

Anode rendgenske cevi od volframa i filtri od aluminijuma, koji se standardno koriste u svim drugim tipovima radiografije, ne koriste se u mamografiji, ali, u digitalnoj mamografiji se upotrebljavaju anode od volframa (spektar volframa ima karakteristične linije na 58.6 keV i 67.4 keV) i filtri od srebra (energija veze K elektrona atoma srebra je 25.5 keV), pa u digitalnoj mamografiji imamo i W/Rh i W/Ag anoda/filter kombinacije.

U mamografskim sistemima, operater ili automatska kontrola ekspozicije (AEC) mogu da izaberu anodu i filtar, u zavisnosti od gustine dojke i njene debljine (prilikom kompresije). Kada se snimaju manje dojke bez obimnog gustog tkiva, koristi se Mo/Mo anoda/filtar kombinacija. Kada se snimaju deblje i gušće dojke, potrebno je zračenje većih energija koje više prodire, pa se koriste Mo/Rh ili Rh/Rh anoda/filtar kombinacije.



Slika 18: Spektar x-zračenja za Mo/Mo (gore) i Rh/Rh (dole) anoda/filtar kombinacije.

Filtracija utiče na dozu i kontrast. Smanjuje vreme ekspozicije i količinu doze x-zračenja koju primi dojka. Sa većom filtracijom, kontrast slike je smanjen, ali snop dobija prodornost, ima manje rasejanog zračenja pa je rezultat dobar kvalitet slike. Filtracija se ne može meriti, već se predstavlja veličinom koja se naziva poludebljina apsorpcije (HVL).

HVL (half value layer), poludebljina apsorpcije, je debljina materijala (tkiva dojke) za koju se intenzitet snopa x-zračenja smanji na polovinu prilikom prodiranja. To je mera sposobnosti prodiranja x-zračenja. Zavisi od vrste tkiva dojke (koeficijenta atenuacije) i od energije fotona x-zračenja, na koju utiču materijal mete, materijal filtra i njegova debljina, napon i prozor

rendgenske cevi, uređaj za kompresiju, starost rendgenske cevi. HVL u mamografiji za meka tkiva je prosečno 1-2 cm (dojka debljine 4 cm smanjuje intenzitet snopa x-zračenja 75%). HVL se konvencionalno izražava u milimetrima aluminijuma (mm Al).



Slika 19: HVL u funkciji napona rendgenske cevi, za metu od Mo sa filtrom od Rh debljine 0.025 mm (gornja kriva), i sa filtrom od Mo debljine 0.03 mm (donja kriva). Ove vrednosti uključuju i atenuaciju x-zračenja koju daje uređaj za kompresiju.

Na slici 19 vidimo da se korišćenjem Mo/Rh anoda/filtar kombinacije dobija x-zračenje koje više prodire u odnosu na Mo/Mo kombinaciju, na datoj vrednosti napona (u mamografiji od 24 kV do 32 kV), kao i da je za dobijanje snopa x-zračenja koje više prodire (ima veću HVL vrednost), potreban veći napon rendgenske cevi.

Napon rendgenske cevi. Napon rendgenske cevi se bira u opsegu od 24 kV do 32 kV. To su relativno niske vrednosti napona koje se koriste da povećaju razlike atenuacionih karakteristika različitih tipova tkiva dojke. Debljina dojke prilikom kompresije je osnovni faktor koji određuje optimalan napon rendgenske cevi. Za snimanje debljih i gušćih dojki napon treba da bude veći jer je potrebno x-zračenje koje više prodire.

Fokus (focal spot). Fokus je izvor x-zračenja. Stvarni fokus je deo mete - anode bombardovan elektronima; nije tačka, već je pravougaonog oblika, dimenzija koje su određene uglom i toplotnim kapacitetom anode. Tipična rendgenska cev za mamografiju ima dve izborne veličine fokusa. Standardni fokus u mamografiji koristi se za dobijanje slike cele dojke, i veličine je 0.3 mm. Mali fokus, veličine 0.1 mm, koristi se za tehniku uvećanja, koja služi za snimanje posebnih delova dojke. Fokusi koje se koriste u mamografiji su generalno manjih dimenzija nego kod drugih radiografskih metoda zbog zahteva za minimalnim zamagljenjem slike i dobrom vidljivošću detalja kako bi se uočile sitne kalcifikacije. Korišćenje manjeg fokusa omogućava poboljšanje prostorne rezolucije u mamografiji, ali se time smanjuje efektivni broj emitovanih fotona pomoću kojih se stvara slika. Površina fokusa mora biti dovoljno velika da izdrži standardnu struju rendgenske cevi kako izlazni snop xzračenja ne bi bio suviše slab (kada je izlazni snop x-zračenja slab, vreme ekspozicije je dugo pa je pomeranje žene veće, što smanjuje kvalitet slike).

Efektivni fokus je projekcija na dole stvarnog fokusa i njegova površina varira duž katodaanoda (grudni koš-bradavica) ose, kao što vidimo na slici 20. Bliže katodi (zidu grudnog koša) efektivna površina fokusa je veća, pa je oštrina slike dela dojke u neposrednoj blizini zida grudnog koša smanjena (Bushberg, 2002).



Hilov (Heel) efekat anode. 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, rezultat samofiltracije anode. Starost anode povećava Hilov efekat. Za manji ugao anode, rendgenska cev može podneti više toplote a Hilov efekat anode je izraženiji. Ovaj efekat prouzrokuje značajan pad intenziteta izlaznog snopa x-zračenja prema anodi (bradavici dojke), a najdeblji deo dojke (zid grudnog koša) je izložen najvećem intenzitetu izlaznog snopa x-zračenja, pa je ovo pozitivan efekat u mamografiji jer omogućuje dobijanje izbalansirane gustine filma na kom se prikazuju delovi dojke različite debljine.



Prozor rendgenske cevi. Koristi se prozor rendgenske cevi od berilijuma (ne od stakla), koji smanjuje atenuaciju snopa x-zračenja, tako da dobijamo maksimalno zračenje na izlazu. To je važno jer manji autputi x-zračenja zahtevaju duže vreme izlaganja dojke x-zračenju, što povećava dozu, i artefakte usled pomeranja žene. Vreme ekspozicije ne bi trebalo da bude duže od 2 sekunde.



Slika 22: Dijagram rendgenske cevi, na kom je prikazana katoda, prozor cevi od berilijuma, Mo anoda pod uglom od 21°, Mo filter, i dijafragma za smanjenje zračenja van fokusa.



2.1.1.2. Kolimacija x-zračenja i kontrola rasejanog zračenja

Snop x-zračenja u mamografiji se sužava korišćenjem kolimatora, a intenzitet rasejanog xzračenja se smanjuje pomoću pravilne kompresije dojke, rešetke, ili vazdušnog procepa u tehnici uvećanja.

Kolimatori. Kao kolimatori se koriste fiksirani otvori, pokretne (ili automatske) dijafragme ili korneti usklađeni sa veličinom kasete filma. Sužavaju snop x-zračenja kako bi bio u okviru fokusa; obezbeđuju pravilnu kolimaciju snopa x-zračenja na prijemnik slike kako bi se koristio primarni snop x-zračenja više nego rasuto zračenje. Kolimacija ograničava snop x-zračenja koji pada na prijemnik slike, na bočnoj, prednjoj i srednjoj strani dojke; deo snopa x-zračenja koji je najbliži grudnom košu žene, nije kolimisan. Deo prijemnika slike iznad koga se ne nalazi dojka bi trebao biti izložen x-zračenju kako bi film bio crn na periferiji.

Kompresija. Dobra kompresija dojke je jedna od osnova efikasne mamografije (i obično izvor neugodnosti i brige žene). Uređaj za kompresiju treba da bude ravnih ivica, a kompresiju treba vršiti pod pravim uglom, kako bi se cela dojka obuhvatila prilikom kompresije i tako nijedan delić dojke izostavio prilikom snimanja. Postoje i posebni uređaji za kompresiju koji se koriste kada se snimaju pojedini delovi dojke (slika 24 B).



Slika 24: A: Dojka pre i posle kompresije. Kompresija je neophodna u mamografskim sistemima jer smanjuje debljinu dojke, pa je procenat rasutog x-zračenja manji što daje dobar kontrast slike, a doza x-zračenja i vreme ekspozicije su smanjeni. B: Kompresija cele dojke (daje uniformnu gustinu filma duž slike), i kompresija dela dojke koja se ponekad zahteva.

Koristi od kompresije su i bolja vidljivost tkiva koja se nalaze blizu zida grudnog koša, i smanjeno pomeranje žene pa je zamagljivanje slike manje.

Rešetka. Rešetka se koristi u mamografiji (kao i u ostalim radiografskim metodama) da apsorbuje rasejano x-zračenje i poboljša osetljivost kontrasta. Samo 40-75% mogućeg kontrasta se dobija u mamografiji ako se ne kontroliše rasejano x-zračenje. Rešetke u mamografiji apsorbuju 75-85% rasejanog x-zračenja i prenose 60-70% primarnog snopa xzračenja tako da je kontrast slike poboljšan, ali i doza je povećana, od 2 do 2.5 puta. U poređenju sa rešetkama koje se koriste u običnoj radiografiji, rešetke koje se koriste u mamografiji imaju niži odnos debljine rešetke prema rastojanju između traka rešetke (obično 5:1), a materijal između traka je selektivan za apsorpciju x-zraka niske energije (u međuprostoru između traka je obično aluminijum, karbonska vlakna ili vazduh).

U mamografiji se koriste: linearne rešetke, koje se pomeraju prilikom izlaganja snopu xzračenja čime se smanjuje vidljivost traka rešetke na slici, i celularne rešetke, koje su fiksirane i smanjuju intenzitet rasejanog zračenja u dva pravca što omogućava značajno poboljšanje kontrasta. U tehnici uvećanja se ne koristi rešetka već vazdušni procep između dojke i prijemnika slike smanjuje količinu rasejanog zračenja koje se snima (slika 25).



Slika 25: Kontrola rasejanog zračenja u mamografiji: linearna rešetka (levo), celularna rešetka (u sredini) i vazdušni procep u tehnici uvećanja (desno).

2.1.2. Prijemnik slike u analognoj mamografiji – film/ekran sistem

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. To su: karakteristike dizajna filma, nivo i domet ekspozicije prenesen na film, i kvalitet hemijske obrade filma.

2.1.2.1. Karakteristike dizajna film/ekran sistema u analognoj mamografiji



Slika 26: Jednostruki film/ekran sistem u mamografiji – jedan fluorescentni ekran sa jednom emulzijom filma.

Konstrukcija jednostrukog film/ekran sistema u mamografiji. 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 18 cm x 24 cm ili 24 cm x 30 cm. Za snimanje većih dojki koriste se kasete većih dimenzija.

Formiranje rendgenske slike dojke (mamograma). 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 (apsorpcija) 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).

Gandolinijum oksisulfid (Gd_2O_2S) se najčešće koristi kao materijal za fluorescentni ekran, jer emituje zelenu svetlost na koju je visoko osetljiv film mamografskog sistema koji se obično koristi (Bushberg, 2002).



Slika 28: Uticaj ekrana izrađenog od Gd₂O₂S na rezoluciju. Krive, funkcije širenja svetlosti, predstavljaju zavisnost intenziteta svetlosti koju emituje ekran od pozicije (rezolucije). Za manju brzinu (osetljivost) film/ekrana, kod tanjih ekrana, dobija se bolja rezolucija, i obrnuto.

Na osetljivost (brzinu) filma utiču: tip filma, hemijska obrada filma (tip, temperatura, vreme, aktivnost - popunjenost i kontaminacija), uslovi ekspozicije (talasna dužina svetlosti, vreme trajanja ekspozicije).

Pored jednostrukih, u mamografiji se koriste i dvostruki film/ekran sistemi.

Konstrukcija dvostrukog film/ekran sistema u mamografiji. Kod ovog sistema, debljina donjeg ekrana je ista kao kod sistema sa jednim ekranom, a debljina gornjeg ekrana je dva puta manja (slika 29 (b)). Oba ekrana proizvode istu količinu svetlosti koja odlazi do njihovih okolnih emulzija, i na oba filma je srazmerno svetlosno zamagljivanje od bočnog širenja svetlosti. Postoji barijera između emulzija koja sprečava vidljivu svetlost koja je nastala interakcijom x-zračenja i gornjeg ekrana, da dođe do emulzije donjeg ekrana.



MTF, modulaciona funkcija transfera, kvantitativno opisuje karakterisiku slike koja se subjektivno opisuje kao **oštrina, ili prostorna rezolucija,** odnosno sposobnost dijagnostičkog sistema da prikaže razliku između dva susedna detalja, i jasno izdvoji značajne detalje od pozadine.



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 radi procedure optimizacije radi smanjenja šuma na slici (povećanjem SDNR vrednosti) i smanjenja doze zračenja za dojku.

2.1.2.2. Uređaj za automatsku kontrolu ekspozicije (AEC) u mamografiji

AEC sistem bira odgovarajući kvalitet snopa x-zračenja: anoda/filtar kombinaciju, kV na osnovu apsorpcionih karakteristika tkiva dojke, podešava struju rendgenske cevi (mAs) da obezbedi korektan nivo ekspozicije prijemnika slike, omogućava osiguranje odgovarajućeg kvaliteta slike za bilo koju apsorpcionu karakteristiku tkiva dojke, kao i kontrolu pacijentne doze i izbegavanje oštećenja prijemnika slike.



Delovi AEC sistema (fototajmera) su:

- Detektor (sensor): 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 (amplifier). Pojačava struju koja dolazi od detektora, a nakon pojačavanja se koristi za punjenje kondenzatora.
- Kondenzator (capacitor). Kada se kondenzator napuni, u njemu se stvara napon. Ovaj naponski signal ide do komparatora.
- Komparator (comparator). Proizvodi izlazni signal kada napon kondenzatora dostigne vrednost odgovarajućeg referentnog napona.
- Izlazni signal komparatora dolazi do završnog kola (terminate circuit), nakon čega se signal prenosi do izvora napajanja rendgenske cevi (power).

Za razliku od AEC u konvencionalnoj radiografiji, kontrolni detektor (senzor) u mamografiji se ne postavlja ispred prijemnika slike jer bi to dodatno atenuiralo snop x-zračenja 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 (density selector) na kontrolnoj tabli. Ovo obezbeđuje od 5 do 10 koraka za povećanje ili smanjenje ekspozicije, generalno od 10 % do 15 % ekspozicije po koraku. Dakle, xzračenje 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, 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.

Greške automatske kontrole ekspozicije mogu biti prouzrokovane defektima kasete, neispravnim detektorom i neadekvatnom pozicijom detektora, neprikladnim podešavanjem napona rendgenske cevi. Neadekvatna ekspozicija ima vidljiv uticaj na kvalitet slike (slika 31).



Slika 31: Premalo i previše eksponiran film.

2.1.2.3. Obrada filma

Obrada filma, odnosno pretvaranje latentne slike u vidljivu sliku – mamogram, je proces koji se sastoji iz četiri koraka: razvoj, fiksiranje, pranje i sušenje. Obrada filma traje oko 90 sekundi. Vrši se korišćenjem uređaja za automatsku obradu filma, koji je prikazan na slici 32.



Slika 32: Uređaj za automatsku obradu filma.

Razvojni korak predstavlja hemijsku interakciju sa eksponiranim kristalima halida srebra u filmskoj emulziji. Razvojni proces se vrši dok film ne bude potpuno razvijen, odnosno dok se svi eksponirani kristali halida srebra ne pretvore u crno srebro i gustinu filma, što je neophodno radi dobijanja dobrog kontrasta i adekvatne brzine filma. Razvoj filma je određen kombinacijom fizičkih faktora (vreme, temperatura, cirkulacija) i hemijskih faktora (tip, razblaživanje, skladištenje). Proizvođač filma daje preporuke za vreme razvoja, temperaturu, održavanje i skladištenje filma, a njihovo poštovanje je od ključnog značaja za održavanje prikladne brzine filma, kontrasta, preciznosti i nivoa zamagljenja. Npr. kada je temperatura prilikom razvoja filma niža od preporučene, smanjena je brzina filma, što može prouzrokovati

povećanje doze x-zračenja radi dobijanja mamograma pravilne optičke gustine. Generalno, kontrast je takođe smanjen kada je temperatura razvoja smanjena.

Slika se fiksira uklanjanjem preostalih kristala halida srebra, korišćenjem fiksira (acetatne kiseline). Potom se film ispira (vodom se uklanjaju hemijska sredstva fiksira) i suši (u komori sa toplim vazduhom). Nakon sušenja filma dobijamo mamogram spreman za posmatranje.

2.1.3. Uslovi posmatranja mamograma

Pravilno eksponiran film u mamografiji je relativno taman (velike gustine) i mora se pregledati na specijalno dizajniranom svetlom ekranu (od 2 do 4 puta svetlijem od ekrana koji se koristi u konvencionalnoj radiografiji). Ali, ako postoje nepokriveni delovi ekrana oko filma, njihova svetlost sija pravo u oči gledalaca; zato se delovi ekrana oko filma moraju prekriti, što nazivamo maskiranje. Soba u kojoj se vrši posmatranje filma mora biti slabo osvetljena. Za posmatranje finih detalja, posebno mikrokalcifikacija, koriste se lupe.



Slika 33: Posmatranje mamograma.

2.2. Tehnika uvećanja u mamografiji

Tehnika uvećanja je značajna za dijagnostifikovanje mikrokalcifikacija, koje se ne vide dobro u standardnoj mamografiji. Daje manju geometrijsku neoštrinu slike i čuva prostornu rezoluciju. Često se vrši kompresija posebnog dela dojke radi poboljšanja vidljivosti unutrašnje strukture tog dela.



Slika 34: Tehnika uvećanja. Koristi se platforma za uvećanje. Za smanjenje intenziteta rasutog zračenja rešetka se ne koristi, već vazdušni procep između dojke i prijemnika slike.

SID (source-image distance) je udaljenost izvora (fokusa) i prijemnika slike. Za veće vrednosti ove udaljenosti dobija se manje geometrijsko zamagljenje slike (bolja rezolucija) i šire polje x-zračenja, ali potrebna je veća prodornost snopa x-zračenja i duže vreme izlaganja, što povećava dozu. Treba imati u vidu da intenzitet x-zračenja opada sa povećanjem udaljenosti od izvora po kvadratnom zakonu (zakon inverznog kvadrata), pa postoje ograničenja za udaljenost izvor-prijemnik slike. Smatra se da ova udaljenost optimalno iznosi 65 cm, a za tu vrednost se zahteva da efektivni ugao anode bude najmanje 20 stepeni da bi se izbeglo sečenje polja za 24x30 cm² područje polja x-zračenja.

OID (**object-image distance**) je udaljenost objekta (dojke) i prijemnika slike. Povećanje ove udaljenosti omogućava bolje uvećanje posebne oblasti tkiva dojke, bolju rezoluciju i kontrast slike dojke, ali se povećava i doza x-zračenja i mogućnost artifakata usled pomeranja žene.

SOD (source-object distance) je udaljenost izvora (fokusa) i objekta (dojke).

Faktor uvećanja je odnos udaljenosti SID prema SOD, i iznosi od 1.5x do 2.0x. Za veće vrednosti SID dobija se veći faktor uvećanja. Efektivna rezolucija je povećana onoliko puta koliko iznosi faktor uvećanja. I doza je povećana, od 2 do 3 puta.

U tehnici uvećanja koristi se mali fokus, od 0.10 mm do 0.15 mm, koji daje bolju rezoluciju, ali i dugo vreme ekspozicije, što povećava dozu. U ovoj tehnici je narušen zakon reciprociteta (prema kom su optička gustina i stopa ekspozicije nezavisni) jer usled dugog vremena ekspozicije (veće od 1 sekunde), optička gustina koja se proizvede je do 15% manja od one proizvedene istom ekspozicijom dostavljenom na optimalnom nivou. Najbolja rezolucija i detalji slike su prema bradavici, gde je veličina efektivnog fokusa manja. Veća neoštrina slike je na strani katode (zid grudnog koša) zbog veće efektivne veličine fokusa.



Slika 35: Krive modulacione funkcije prenosa (MTF) za fokuse veličina 0.3 mm i 0.1 mm na značajnim uvećanjima. Vidi se prednost manjeg fokusa, veličine 0.1 mm, koji daje veću brzinu prenosa kontrasta na datom uvećanju.

2.3. Digitalna mamografija

Delovi dijagnostičkog lanca digitalne mamografije su:

- 1) Rendgen-aparat (mamograf), koji koristi detektor kao prijemnik slike.
- 2) Upravljački sto, na kom se posmatra slika za evaluaciju na kojoj je moguće izvršiti izvesne korekcije ugla/projekcije kod pacijenta.
- 3) Radna stanica, u čijem sklopu je računar pomoću kog se dobijena slika u digitalnom formatu naknadno obrađuje, čime se postižu izuzetne mogućnosti bržeg i pouzdanijeg dijagnostifikovanja.



Slika 36: Delovi sistema digitalne mamografije: rendgen-aparat (1), konzola upravljački sto (2), radna stanica (3).



Slika 37: Analogna i digitalna mamografija koriste sličnu tehnologiju za dobijanje slike dojke, a najveća razlika među njima je u detektorima rendgenskog zračenja – prijemnicima slike.



Slika 38: U digitalnoj mamografiji, film/ekran sistem je zamenjen detektorom, a dobijena slika unutrašnje strukture dojke je digitalna.

Digitalni detektori pretvaraju upadno x-zračenje u analogni signal određenog nivoa, koji se zatim digitalizuje pomoću analogno-digitalnog konvertora. U tom obliku signal se šalje i

obrađuje na pripadajućim računarima. Tako dobijena slika, prikazana na monitoru, služi u dijagnostičke svrhe. Ona može biti arhivirana, razmenjena s drugim računarima u mreži, ili štampana na posebnom štampaču.

2.3.1. Prijemnik slike u digitalnoj mamografiji - detektor



U digitalnoj mamografiji, koriste se četiri tipa detektora (Radiology, 2005; 234:353-362).

Slika 39: Četiri tipa detektora koji se koriste u digitalnoj mamografiji.

Tip 1: Sistem CsI(TI) – **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(Tl). 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.



Slika 40: Matrični detektor. Indirektna konverzija.

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 cezijum jodida CsI smanjuje rezoluciju u određenom stepenu). Manji pikseli daju bolju rezoluciju.



Slika 41: Indirektna konverzija CsI/TFT i rezolucija.

Tip 2: Sistem fluorescentnog sloja i CCD-a za skeniranje. Ovaj detektor je dug, uzak, pravougaonog oblika, dimenzija približno 1x24 cm². Snop x-zračenja je kolimisan uskim otvorom tako da odgovara ovom formatu. Ponovo se koristi fluorescentni sloj CsI(Tl). U ovom sistemu, međutim, fluorescentni sloj je deponovan na ploču spojnica koja se sastoji od miliona optičkih vlakana, čije su uloge da sprovode svetlost od fluorescentnog sloja na CCD niz (koji konvertuje svetlost u električni signal koji se digitalizuje), i da zaustave veći deo xzračenja koje se ne apsorbuje u fluorescentnom sloju, štiteći tako CCD od oštećenja zračenjem. Vlakna su raspoređena u uredan niz tako da se prenošenje svetlosti sa fluorescentnog sloja na CCD vrši minimalnom brzinom. CCD je čip koji sadrži vrste i kolone elemenata osetljivih na svetlost, koji su raspoređeni tako da naelektrisanje koje proizvodi svaki element kao odgovor na ekspoziciju svetlosti se može preneti niz kolone CCD-a i očitati na jednoj liniji. Da se dobije slika, snop x-zračenja i detektor sinhronizovano skeniraju preko dojke. Naelektrisanje koje proizvodi CCD se prenosi niz kolone od vrste do vrste u istoj stopi, ali u pravcu suprotnom fizičkom pokretanju detektora preko dojke tako da se gomile naelektrisanja integrišu, prikupljaju i čitaju prema transmisiji upadnih x-zraka kroz detektor za svaku putanju x-zraka kroz dojku.

Mane ovakog načina skeniranja su duže vreme dobijanja slike (prosečno 6 sekundi) nego kod prethodno opisanih detektora, i veće je zagrevanje rendgenske cevi jer je većina emitovanih xzraka uklonjena kolimacijom snopa. Duže vreme nastanka slike ne utiče negativno na neoštrinu slike jer su samo veoma male oblasti dojke eksponirane tokom nekog segmenta ekspozicije. Sa druge strane, postoji suštinska visoka efikasnost smanjenja rasejanja xzračenja, tako da se ne zahtevaju rešetke i smanjenje doze je moguće. Iako mora biti posebno dizajniran mehanizam skeniranja čija brzina mora biti specijalno kontrolisana, detektor ima samo nekoliko elementata i mora, stoga, biti manje skup nego ostali detektori.

Tip 3: CR mamografija. Indirektna konverzija. Sistemi kompjuterizovane radiografije za mamografiju koriste kao apsorber x-zračenja 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 i 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. Filtar u optičkom lancu sprečava uplitanje crvene laserske svetlosti sa merenjem.



Slika 42: CR detektor.

U originalnoj implementaciji ovog sistema, veličina elementa detektora (piksela) je bila 100 μ m, i čitanje emitovane svetlosti je bilo samo sa gornje strane ploče (slika 42). Kasnije je sistem poboljšan smanjenjem nominalne veličine elementa detektora na 50 μ m i čitanjem sa obe strane (slika 39: Type 3).

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.

Tip 4: 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 elektronšupljina. Ako su elektrode postavljene sa gornje i donje strane selenijuma, kao na slici 39, 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 tipa 1. 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 μm (slika 44). 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 μm.



Slika 44: Direktna konverzija i rezolucija.

Rezolucija za sva četiri opisana tipa detektora, prikazana pomoću MTF krivi, predstavljena je na slici 45.



Slika 45: MTF krive za četiri opisana sistema. Razlikuju se, između ostalog zbog razlika u veličini elemenata detektora.

Unutrašnja efikasnost detektora. Unutrašnja efikasnost detektora (η) je odnos energije apsorbovane u detektoru i upadne energije x-zračenja. To je deo snopa x-zračenja koji interaguje sa detektorom:

$$\eta = 1 - e^{-\mu(E)t},$$

gde je μ linearni koeficijent slabljenja u materijalu detektora, t je debljina. η opada sa energijom i zavisi od materijala detektora.



Slika 46: Atenuaciona svojstva materijala koji se koriste za prijemnike slike u mamografiji: a-Se (amorfni selenijum) u detektorima koji rade na principu direktne konverzije; CsI u detektorima koji rade na principu indirektne konverzije; Gd₂O₂S:Tb u ekranima analogne mamografije.

Ekrani koji se koriste u film/ekran mamografiji apsorbuju od 50% do 70% upadne energije xzračenja. Digitalni detektori koji koriste CsI(Tl): od 50% do 80%. Kao što je spomenuto ranije, korišćenje amorfnog selenijuma kao fotoprovodnog materijala daje 95% unutrašnju efikasnost detektora za digitalne detektore koji rade na principu direktne konverzije (slika 47).



Slika 47: Grafik procenta apsorpcije.

Za razliku od konvencijalne film/ekran mamografije, kod koje je optimalna energija fotona, koja daje dobar kontrast i nisku dozu zračenja, određena i iznosi oko 20 keV, optimalna efektivna energija fotona u digitalnoj mamografiji nije u potpunosti određena. Digitalni detektori, koji imaju visoku unutrašnju efikasnost, mogu da koriste visoku efektivnu energiju fotona x-zračenja.

Detektori koji broje fotone x-zračenja. U prethodno opisanim sistemima, apsorbovani xzraci indirektno ili direktno proizvode električno naelektrisanje u detektoru, a nastala naelektrisanja se akumuliraju na elementu detektora i tako se proizvodi signal koji se može meriti. Noviji detektori prosto broje apsorbovane x-zrake. Tako se uklanja šum koji nastaje usled varijacije u količini naelektrisanja proizvedenog po jednom x-zraku (visokoenergetski x-zraci mogu proizvesti više naelektrisanja, i pružaju najmanji kontrast slike). Tako, svaki xzrak proizvodi jedan broj bez obzira na njegovu energiju ili koliko naelektrisanja deponuje u detektoru. Kolimacija snopa x-zračenja dodatno obezbeđuje odlično i efikasno uklanjanje raspršenja. Odgovor ovih detektora mora biti doboljno brz da dozvoli brojanje individualnih apsorbovanih kvanata x-zračenja bez njihovog gomilanja.



Slika 48: Dva tipa linearnih detektora koji broje fotone x-zračenja: (a) sistem silikonskih traka; (b) gasovita jonizaciona komora visokog pritiska.

2.3.2. Obrada, prikaz i uslovi posmatranja digitalne slike dojke

Analogni signal (električna struja) koji daje detektor se pojačava i zatim pretvara u digitalni pomoću analogno-digitalnog konvertora (ADC). Digitalni signal obrađuje procesor digitalne slike, nakon čega se digitalna slika prikazuje na ekranu kompjutera. Na slici 49 prikazan je razvojni put slike u digitalnoj mamografiji koja koristi matrični detektor.



Slika 49: Sistem digitalne mamografije sa matričnim detektorom.

Obrada digitalnih slika može da promeni većinu karakteristika slike radi poboljšanja kvaliteta slike i dobijanja maksimalne vidljivosti. Kompjuterskom obradom slike moguće je smanjenje šuma slike, povećanje vidljivosti detalja, prilagođavanje i optimizacija karakteristika kontrasta slike, povećanje vidljivosti finih struktura dojke. Može se snimati odabrani deo dojke. Kontrast slike se može invertovati, odnosno da se crni delovi filma prikažu kao beli i obrnuto.

Osvetljenost i kontrast monitora se podešavaju. Rezolucija monitora koji se koriste u mamografiji iznosi 5 megapiksela. Posmatranje slike na ekranu treba da se vrši u zamračenoj prostoriji.



Slika 50: Prikaz i posmatranje digitalne slike dojke na ekranu kompjutera.

S obzirom da je dobijena slika unutrašnje strukture dojke u digitalnim mamografskim sistemima u elektronskom obliku, sa njom se može lakše manipulisati nego sa film mamogramima. Nakon obrade, slika se može arhivirati, slati iz jednog mamografskog centra u drugi lakše nego film mamogrami, a može se i štampati.

3. Kvalitet slike u mamografiji

3.1. Fizički kvalitet slike

U procesu formiranja dijagnostičke slike dojke, fotoni nastali u rendgenskoj cevi mogu završiti svoje kretanje apsorpcijom u dojci, rasejati se od dojke ili proći kroz dojku bez interakcije. Kada snop x-zračenja napusti dojku, on sadrži sliku u obliku različitih nivoa ekspozicije usled različitog prodiranja x-zračenja kroz tkiva dojke različitih gustina, što čini **fizički kontrast**. Dojka se sastoji od mekih tkiva sa relativno malim razlikama u gustini (ili atomskom broju). Masno tkivo obrazuje pozadinu male gustine na kojoj se žlezdano tkivo i znaci patologije mogu registrovati. Međutim, razlike u gustini i fizički kontrast su veoma mali i za njihovu vizualizaciju se zahteva procedura koja obezbeđuje visoku osetljivost kontrasta na slici.



Slika 51: Fizički kontrast u mamografiji.

Prostorna distribucija intenziteta x-zračenja nakon prolaska kroz dojku nosi informaciju do prijemnika slike o sastavu tkiva dojke. U kontaktu sa prijemnikom slike, transformiše se u razlike u optičkoj gustini filma (kontrast slike) ili stepene osvetljenosti ekrana. Efikasnija apsorpcija fotona u prijemniku slike direktno znači i bolju iskorišćenost dijagnostičke informacije preko prostorne distribucije intenziteta koju odražava. Histogram, prikazan na slici 52, prikazuje distribuciju ekspozicije u jednom primeru mamograma.



Slika 52: Histogram ekspozicije slike.

Kvalitet slike se može odrediti osnovnim fizičkim karakteristikama. To su: **kontrast**, **prostorna rezolucija (MTF), i šum**. Svaki predstavlja specifičnu karakteristiku sistema imidžinga, a njihov ukupni uticaj na kvalitet slike se može opisati pomoću **kvantne efikasnosti detektora (DQE)**. Sposobnost dijagnostičkog sistema da transformiše razlike u gustini tkiva u kompaktnu dijagnostičku sliku naziva se **kontrastna rezolucija**.

Dakle, **kontrast slike** nastaje usled različitog stepena apsorpcije x-zračenja u tkivu dojke i direktno zavisi od spektra x-zračenja: koriste se niskoenergetski fotoni x-zračenja, pri čemu

treba napraviti kompromis između zahteva za niskom dozom x-zračenja i visokim kontrastom, pa karakteristike spektra prilagođavamo dojci koja se ispituje podešavanjem anoda/filter kombinacije, napona rendgenske cevi i odabirom materijala filtera, o čemu smo govorili u prethodnom odeljku.

U analognoj mamografiji, kontrast na slici je određen u velikoj meri time kako određeni film pretvara vrednosti ekspozicije u vrednosti optičke gustine. Nije linearna, pravolinijska veza ovih vrednosti (slika 53).



Slika 53: Karakteristična kriva filma, koja predstavlja osobinu koju nazivamo **kontrastna osetljivost**.

Gradijent filma se definiše kao nagib krive optičke gustine u odnosu na ekspoziciju. Zavisi od tipa filma, uslova obrade, nivoa ekspozicije i optičke gustine eksponiranog filma. Opisuje kako nastaju promene optičke gustine (OD) mamograma usled varijacija intenziteta x-zračenja duž dojke, i određuje nivo na kom je kontrast ekspozicije pretvoren u vidljiv kontrast. Ako pratimo karakterističnu krivu do viših vrednosti ekspozicije, vidimo da kriva postaje manje strma što govori da je kontrast smanjen. Ovo postavlja veće ograničenje na nivo ekspozicije koji može proizvesti kontrast i prihvatljivu sliku.



Slika 54: Karakteristična kriva filma i zavisnost gradijenta filma od optičke gustine.



Slika 55: Krive koje opisuju prenos kontrasta na specifični film: karakteristična (H&D) kriva i kriva kontrasta (H&H).

Količina ekspozicije koja daje dobar kontrast slike naziva se dinamički opseg.



Slika 56: Kako bi prenos kontrasta u mamografiji bio maksimalan, histogram ekspozicije treba da se uklapa u opseg krive kontrasta, što je unutar širine dinamičkog opsega. U analognoj mamografiji, to se može postići dizajniranjem filma specijalno za mamografiju, koji ima visok prenos kontrasta i veliku širinu dinamičkog opsega, smanjenjem opsega histograma ekspozicije (prvenstveno kompresijom dojke), i kontrolom ekspozicije kako bi se histogram ekspozicije postavio unutar opsega krive kontrasta, odnosno unutar širine dinamičkog opsega.

U digitalnoj mamografiji, dinamički opseg se može opisati kao mera odziva detektora na signal proizveden x-zračenjem. Zavisnost optičke gustine od relativne ekspozicije u digitalnoj mamografiji je linearna, a širina dinamičkog opsega je veća nego u analognoj mamografiji (slika 57), i to su neke od prednosti digitalne mamografije.



Slika 57: Poređenje širine dinamičkog opsega u analognoj i digitalnoj mamografiji.

Šum prekriva dijagnostičku informaciju. Definiše se kao svaka slučajna varijacija signala oko srednje vrednosti predviđene odnosom ulaznog i izlaznog signala, a za homogene objekte i tkiva se može prepoznati preko fluktuacija u optičkoj gustini ili osvetljenosti ekrana. Formiranje dijagnostičke slike je posledica apsorpcije pojedinačnih fotona, a broj apsorbovanih fotona u prijemniku slike određuje **kvantni šum.** Broj apsorbovanih fotona i efikasnost transformacije apsorbovane energije x-zračenja u druge vidove energije u prijemniku slike (svetlost, parovi elektron-šupljina) simultano doprinose veličini šuma, s obzirom da oba procesa ograničavaju broj fotona koji doprinose konačnom obliku dijagnostičke slike. Pored toga, ukupnom šumu doprinosi i šum sistema koji je posledica statističkih fluktuacija u elementima dijagnostičkog lanca. Povećanje broja fotona koji učestvuju u formiranju dijagnostičke slike slike je jedan od načina za smanjenje šuma, ali, to znači i povećanje pacijentne doze.

Kvalitet slike, posebno u digitalnoj mamografiji, može se kvantifikovati preko odnosa signal-šum (SNR). Razlika između signala i šuma, u tom smislu, treba da bude što veća. U teorijskim razmatranjima se pretpostavlja da SNR treba da ima vrednost od 3 do 5, kako bi značajni detalji bili jasno uočljivi sa odgovarajućom pouzdanošću. SNR uključuje izvore šuma kao što su kvantna šara, varijacije električnog signala, nesavršenosti statičkog detektora.



Slika 58: Grafički prikaz parametara kvaliteta dijagnostičke slike.

U prethodnom odeljku smo već govorili o **rezoluciji** kao sposobnosti sistema da prenese fine detalje unutrašnje strukture dojke, prikaže razliku između dva susedna detalja i jasno ih izdvoji od pozadine. Rezoluciju, koju vizuelno uočavamo kao oštrinu slike, kvantitativno opisujemo pomoću **MTF krive (modulacione funkcije transfera)**, koja kvantifikuje karakteristike transfera prostorne rezolucije prijemnika slike kao funkciju prostorne frekvencije, i predstavlja meru oštrine slike. Videli smo da se razlikuju MTF krive u mamografiji i konvencionalnoj radiografiji (slika 30), kao i kod različitih tipova detektora digitalne mamografije (slika 45), gde značajnu ulogu u rezoluciji ima veličina elementa detektora (piksela). Na rezoluciju pored osobina prijemnika slike utiču i veličina fokusa i geometrija imidžinga, kao i pomeranje pacijenta.

Region značajan za rezoluciju, koji predstavlja kompletnu sliku, naziva se **senka (umbra)**. U idealnim uslovima snimanja, dobila bi se oštra kontura objekta koji se snima. Da bi se to postiglo, izvor snopa x-zračenja morao bi biti tačkast. Međutim, pošto je izvor x-zračenja (fokus - focal spot) pravougaonog oblika, sastavljen od velikog broja tačkastih izvora x-

zračenja od kojih svaki formira svoju sopstvenu sliku objekta, kontura objekta na prijemniku slike je uvek obuhvaćena polusenkom koja je slična oreolu. Ovaj fenomen nazivamo **polusenka (penumbra) ili** kako se često naziva **ivični gradijent**, definisan kao region koji delimično okružuje snimani objekat ili potpune senke (slika 59).



Slika 59: Faktori koji utiču na kvalitet rendgenske slike, odnosno na polusenku.

Postoje test objekti kojima se meri rezolucija, i izražava u jedinicama linije parova po milimetru (lp/mm).



Slika 60: Uzorak testa koji se koristi za određivanje rezolucije prilikom mamografskog snimanja, u jedinicama lp/mm.

Važna razlika analogne i digitalne mamografije je manja prostorna rezolucija u digitalnim mamografskim sistemima, gde veličina piksela, odnosno elementa detektora, određuje prostornu rezoluciju. Kod detektora čiji je element (piksel) veličine 50 µm prostorna rezolucija iznosi 10 lp/mm. U analognoj mamografiji, prostorna rezolucija zavisi od granularnosti filma i drugih faktora, od kojih je najznačajniji veličina fokusa, i može biti čak veća od 20 lp/mm. Međutim, u analognoj mamografijij je manja kontrastna rezolucija nego u digitalnoj mamografiji, odnosno u digitalnoj mamografiji je bolja vidljivost detalja, struktura slabijeg fizičkog kontrasta i vrlo sitnih mikrokalcifikacija.

Smanjenjem stvarne veličine do efektivne veličine fokusa rendgenska slika postaje oštrija, ali, time se smanjuje i efektivni broj emitovanih fotona pomoću kojih se stvara slika. Formiranje dijagnostičke slike je posledica apsorpcije pojedinačnih fotona, dok dijagnostička slika u celini predstavlja zbir doprinosa pojedinačnih fotona.

DQE, **kvantna efikasnost detektora,** je osnovna veličina koja opisuje kvalitet slike. Odnosi se na efikasnost prijemnika slike da konvertuje upadni snop x-zračenja u signal slike, i

uračunava šum i rezoluciju; predstavlja meru prenosa signala i nivoa šuma unutar mamografskog sistema. DQE je funkcija prostorne frekvencije, jer su i izlazni šum i izlazni signal zavisni od prostorne rezolucije. Merenjem fizičkih karakteristika koje utiču na kvalitet slike možemo vršiti poređenje različitih sistema imidžinga dojke. Varijacija DQE sa prostornom frekvencijom je slabija u slučaju film/ekran i detektora koji rade na principu indirektne konverzije (slike 61 i 62).







Slika 62: Poređenje karakteristika slike: FILM CR INDIRECT DR DIRECT DR

3.2. Klinički kvalitet slike

Ciljevi imidžinga su vizualizacija anatomije dojke i svih znakova patologije sa razumnom dozom x-zračenja. "U mamografiji cilj je proizvesti slike koje obezbeđuju maksimalnu vizualizaciju anatomije dojke i znakova bolesti bez podvrgavanja pacijenta nepotrebnom zračenju." (IAEA - International Atomic Energy Agency)

Većina znakova patologije dojke je u obliku mekotkivnih masa koje se ne razlikuju mnogo od okružujućeg tkiva, ili u formi kalcifikacija, koje su veličine 50-100 µm. Vidljivost patologije zavisi od kvaliteta slike. Maksimalna vidljivost unutrašnje strukture dojke, posebno znakova patologije, postiže se korišćenjem odgovarajuće opreme i protokola imidžinga (tehničkih faktora, procesa slikanja, itd) koji optimiziraju proceduru i postavljaju ravnotežu između kvaliteta slike i doze x-zračenja za pacijenta. Optimizacija mora biti specifična za pacijenta i aplikaciju, odnosno prilagođena veličini dojke, tipu pregleda i drugim relevantnim faktorima.

Normalne varijacije gustine dojke nastaju usled menstrualnog ciklusa (kod žena pre menopauze), uzrasnog doba žene.



Slika 63: Četiri standardne BI-RADS (Breast Imaging Reporting and Data System, 2004) kategorije dojki bez znakova bolesti: skoro u potpunosti masna dojka, dojka sa razbacanim fibroglandularnim gustim delovima, heterogeno gusta, izuzetno gusta dojka.

Primarni cilj mamografije je da precizno vizualizuje sledeće karakteristike raka dojke ako postoje: karakteristike morfologije mase, oblik i prostornu konfiguraciju mikrokalcifikacija, distorziju normalne arhitekture tkiva dojke, asimetriju između slika leve i desne dojke, razvoj anatomski definisanih novih gustina u poređenju sa prethodnim ispitivanjima.

Klinički kvalitet slike prvenstveno zavisi od sposobnosti sistema da demonstrira veoma male razlike u kontrastu mekih tkiva i da detektuje mikrokalcifikacije koje su povezane sa bolestima dojke.



Slika 64: Mamogrami dojki sa znacima maligniteta. a) Maligne mikrokalcifikacije. b) Tumor.

Faktori koji utiču na klinički kvalitet slike su: pozicioniranje dojke, ekspozicija, kompresija dojke, oštrina, kontrast, artefakti, šum (*RadioGraphics*, 1994; 14:371-385).

• Neadekvatno **pozicioniranje** dojke prilikom snimanja je najčešći uzrok narušavanja kliničkog kvaliteta slike.



Slika 65: Zbog nepravilnog pozicioniranja dojke, na mamogramu desno ne vidi se dobro grudni mišić. Crna linija je linija bradavice, koja se prostire od bradavice do grudnog mišića, a u odnosu na nju se vrši poređenje sa prethodnim mamogramima.

- Neadekvatna **ekspozicija**: previše ili premalo eksponiran film, je druga po učestalosti greška koja smanjuje klinički kvalitet slike.
- Sledeća po učestalosti greška je neadekvatna **kompresija** dojke, koja se manifestuje opuštanjem dojke, nedovoljnim prodiranjem snopa x-zračenja kroz gusto tkivo i neoštrinom usled pomeranja žene (slika 66 a)).



Slika 66: Uticaj neadekvatne (a) i pravilne (b) kompresije iste dojke na klinički kvalitet slike.

Na snimku dojke sa pravilnom kompresijom, tkiva se vide razdvojeno, snop xzračenja je ravnomerno prošao kroz njih, a neoštrina usled pomeranja žene se ne javlja (slika 66 b)).

• **Oštrina** (rezolucija) je faktor fizičkog kvaliteta slike koji utiče i na klinički kvalitet slike. Neoštrina može biti prouzrokovana pomeranjem žene, ili lošim kontaktom filma i ekrana usled prisustva vazduha ili prljavštine između njih, neadekvatno postavljenog filma u kaseti, oštećenja kasete.



Slika 67: Neoštrina usled lošeg kontakta filma i ekrana u analognoj mamografiji. a) Mamogram na kom se vidi neoštrina blizu zida grudnog koša, usled lošeg kontakta filma i ekrana zbog prisustva prašine na ekranu. b) Mamogram na kom se vide i prašina i neoštrina.

- **Kontrast** je takođe faktor i fizičkog i kliničkog kvaliteta slike. Dobar kontrast omogućava da se vide razlike u optičkoj gustini između susednih područja na filmu. Uzroci lošeg kontrasta su neadekvatna ekspozicija, greške obrade filma, neadekvatna kompresija, prekomeran napon rendgenske cevi, korišćenje filma malog kontrasta, neodgovarajući izbor materijala mete i/ili filtracije.
- Artefakti se mogu definisati kao sve što možemo videti na mamografskoj slici (varijacije u vrednostima piksela u digitalnoj mamografiji) što ne odražava stvarne atenuacione razlike tkiva dojke. Artefakt se smatra značajnim kada mimikrira ili čini nejasnim anatomske strukture.



Slika 68: Primer artefakta u digitalnoj mamografiji koji se naziva duh: ostatak stare slike na aktuelnoj slici. Može se desiti kod mamografskih sistema koji koriste DR i

CR detektore.

• Šum, bilo koja slučajna varijacija signala oko srednje vrednosti definisane odnosom ulaznog i izlaznog signala, je faktor i fizičkog i kliničkog kvaliteta slike. Zbog šuma je ograničena vizualizacija detalja na slici, smanjena je mogućnost da se vide strukture niskog fizičkog kontrasta i kalcifikacije. Šum se kao smetnja kliničkom kvalitetu slike javlja najređe, u poređenju sa ostalim faktorima.

Na vidljivost anatomije i patologije, primarni cilj mamografije, može uticati svaka od ovih karakteristika, ali na različite načine. Kada postoji sumnjiv problem kontrole kvaliteta, prvi korak je identifikovati koja od ovih sedam karakteristika je izvor, pa uraditi evaluaciju koja će odvesti do odgovarajuće korektivne akcije.

Standardna procedura kontrole kvaliteta za akreditaciju mamografskih centara koristi standardni fantom imidžinga. O mamografskim fantomima će biti reči kasnije, u odeljku o osiguranju i kontroli kvaliteta u mamografiji.

Nakon ocenjivanja svakog pojedinačnog faktora kliničkog kvaliteta slike, radiograf daje subjektivnu procenu **ukupnog kvaliteta slike**.

Uočili smo da se kao faktori kliničkog kvaliteta slike javljaju i faktori fizičkog kvaliteta slike: oštrina, kontrast, šum, a da pozicioniranje dojke, ekspozicija, kompresija dojke, imaju uticaj na njih. Sve u svemu, dobar fizički kvalitet slike daje i dobar klinički kvalitet slike, bolju vidljivost detalja unutrašnje strukture dojke, te mogućnost da se znaci patologije uoče u ranoj fazi nastanka.

4. Doza x-zračenja u analognoj i digitalnoj mamografiji

Mamografija je, u tehničkom smislu, jedan od najzahtjevnijih pregleda, a kvalitet slike i doza za pacijenta direktno zavise od karakteristika dijagnostičke opreme i veštine operatera. Adekvatan kvalitet slike mora biti dostignut korišćenjem doze koja je niska koliko je to moguće izvodljivo (ALARA princip).

Većina karcinoma dojke nastaje u žlezdanom tkivu, a ono je i najosetljivije na karcenogenezu prouzrokovanu x-zračenjem (osetljivije od masnog tkiva i kože). Stoga je važno proceniti srednju žlezdanu dozu (Mean Glandular Dose - MGD), specijalnu dozimetrijsku veličinu koja se koristi u mamografiji. Vrednost srednje žlezdane doze zavisi od veličine i sastava dojke - osobina dojke koje su različite kod različitih žena, i tokom života žene. Čak kada je prosečna zastupljenost žlezdanog tkiva ista, distribucija žlezdanog tkiva varira od dojke do dojke. Ova varijacija otežava procenu doze i poređenje doza kod različitih žena.

Određivanje MGD za individualnu ženu je nesigurno, upravo zato što ne zavisi samo od kompozicije tkiva, već i od distribucije tkiva unutar dojke. Zato se MGD obično određuje za grupe žena ili za "standardne" dojke koje se simuliraju pogodnim materijalom, obično polimetil metakrilatom (PMMA). MGD procenjeno za grupe žena obezbeđuje realnije podatke o procenjenim rizicima, dok vrednosti MGD za standardne dojke su posebno korisne za kontrolu kvaliteta (QC) i poređenja doza, u vremenu i između mamografskih jedinica, centara, zemalja (European Guidelines for Quality Assurance in Mammography Screening, 2006).

Procena doze u mamografiji se tradicionalno bazira na proceni MGD za standardni model dojke: za dojku debljine 4.5 cm sa 50% žlezdanog tkiva u centralnom području, i masnim tkivom debljine 0.5 cm na površini (Dance, 1990). Za simulaciju ovog standardnog modela dojke koristi se akrilni fantom debljine 4.0 cm, i primenjuju se faktori za procenu ulazne kerme u vazduhu za njega. Međutim, novi standardni model dojke je zamenio stari koji je sačinjavalo 50% žlezdanog tkiva, jer je utvrđeno da zastupljenost žlezdanog tkiva od 50% dobro odgovara dojci debljine 4 cm, a da prosečna dojka prilikom kompresije za tipičnu populaciju skrininga ima debljinu oko 5.5 cm i zastupljenost žlezdanog tkiva od oko 30% (Dance, 2000), što znači da su srednje žlezdane doze više nego MGD stare standardne dojke datog sistema.

Novi standardni model dojke se simulira korišćenjem akrilnog fantoma debljine 4.5 cm. I ovaj model dojke sadrži slojeve masnog tkiva debljine 0.5 cm na dnu i na vrhu. Ulazna vazdušna kerma za akrilni fantom debljine 4.5 cm je ekvivalentna ulaznoj vazdušnoj kermi za dojku debljine 5.3 cm prilikom kompresije, sa zastupljenošću žlezdanog tkiva od 29% u centralnom području, što je karakteristično za dojke žena starosti između 50 i 64 godina (Dance, 2000).

Merenje MGD podrazumeva sledeću proceduru:

Najpre se odredi ulazna površinska kerma u vazduhu (Entrance Surface Air Kerma - ESAK) za fantom koji simulira standardnu dojku. ESAK se meri direktno, jonizacionom komorom, u mernom opsegu (0.5 –100) mGy (merna nesigurnost je manja od ±10%), i to tako što se pomoću uniformnog fantoma specifične debljine određuje strujno opterećenje rendgenske cevi (mAs), neophodno da proizvede

zadovoljavajuće zacrnjenje filma, a kerma na površini kože (ESAK) po jedinici vrednosti mAs se meri u specifičnoj tački snopa x-zračenja pri određenom rastojanju fokus-koža.

• Srednja žlezdana doza (MGD) se ne može direktno meriti već se procenjuje iz ESAK u standardnom fantomu. Na osnovu izmerene vrednosti ESAK, određena je srednja žlezdana doza (MGD) za standardnu dojku, a u skladu sa Evropskim protokolom za dozimetriju u mamografiji se određuje pomoću formule:

$$\mathbf{MGD} = \mathbf{ESAK} \cdot \mathbf{g} \cdot \mathbf{c} \cdot \mathbf{s} ,$$

gde je **g** faktor koji odgovara žlezdanosti od 50 %, faktor **c** predstavlja korekciju u odnosu na žlezdanost od 50 %, dok se faktor **s** odnosi na različite spektre x-zračenja. Doze su određene za tipične kliničke parametre ekspozicije: napon rendgenske cevi (kV), proizvod jačine struje i vremena ekspozicije (I t) i kombinaciju anoda/filtar.

Konverzioni faktori g, c i s se mogu odrediti korišćenjem termoluminescentnih dozimetara (TLD) u fantomima koji simuliraju standardnu dojku, i pomoću Monte Karlo metode. Faktori g i c se prikazuju tabelarno kao funkcije debljine dojke i HVL vrednosti vazdušne kerme snopa x-zračenja, dok faktor s varira u zavisnosti od korišćene anoda/filtar kombinacije (tabele 3, 4 i 5).

Tabela 3: g-faktori za debljine dojke od 2-11 cm i opseg HVL od 0.30-0.60 mm Al.

g-f rar	acto nge (rs (mGy/).30–0.6	/mGy) fc 0 mm Al	r breast (Dance	thicknes et al, 20	sses of 2 00).	-11 cm	and the HVL
Bre	east			HVL				
thi	ckne	SS		(mm A	J)			
(cr	n)	0.30	0.35	0.40	0.45	0.50	0.55	0.60
2		0.390	0.433	0.473	0.509	0.543	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	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		0.0859	0.0981	0.1106	0.1233	0.1357	0.1543	0.1723
10		0.0763	0.0873	0.0986	0.1096	0.1207	0.1375	0.1540
11		0.0687	0.0786	0.0887	0.0988	0.1088	0.1240	0.1385

Tabela 4: c-faktori za dojku sa zastupljenošću žlezdanog tkiva od 0.1-100% u centralnom delu dojke, za debljine dojke od 2-11 cm i HVL vrednosti od 0.30-0.60 mm Al. Pretpostavlja se da su na površini slojevi od 100% masnog tkiva debljine 0.5 cm.

	Breast					
HVL	thickness	Glandula	rity			
(mm Al)	(cm)	0.1%	25%	50%	75%	100%
0.30	2	1.130	1.059	1.000	0.938	0.885
0.30	3	1.206	1.098	1.000	0.915	0.836
0.30	4	1.253	1.120	1.000	0.898	0.808
0.30	5	1.282	1.127	1.000	0.886	0.794
0.30	6	1.303	1.135	1.000	0.882	0.785
0.30	7	1.317	1.142	1.000	0.881	0.784
0.30	8	1.325	1.143	1.000	0.879	0.780
0.30	9	1.328	1.145	1.000	0.879	0.780
0.30	10	1.329	1.147	1.000	0.880	0.780
0.30	11	1.328	1.143	1.000	0.879	0.779
0.35	2	1.123	1.058	1.000	0.943	0.891
0.35	3	1.196	1.090	1.000	0.919	0.842

Tabela 5: Vrednosti s-faktora za različite anoda/filtar kombinacije u mamografiji.

Target/filter combination	s factor
Mo/Mo	1.000
Mo/Rh	1.017
Rh/Rh	1.061
Rh/Al	1.044
W/Rh	1.042

Dakle, napon rendgenske cevi, HVL i anoda/filtar kombinacija imaju uticaj na količinu apsorbovane doze za dojku. Veličina dojke i sastav dojke - zastupljenost žlezdanog tkiva, takođe utiču na apsorbovanu dozu. Faktori više energije (visok kV, Rh/Rh anoda/filtar kombinacija, visok HVL) smanjuju pacijentnu dozu. Doza se brzo povećava smanjenjem energije fotona i povećanjem debljine dojke, i opada sa dubinom tkiva pošto se koristi niskoenergetski spektar x-zračenja. Doza se smanjuje kompresijom dojke kada je debljina dojke smanjena, srednji put fotona x-zračenja manji od debljine dojke, a glavni način interakcije x-zračenja i tkiva dojke fotoelektrični efekat.



Slika 69: Zavisnost doze od debljine dojke, za različite anoda/filtar kombinacije.

Sistem digitalne mamografije može biti kalibrisan tako da srednja žlezdana doza bude niža nego u analognom mamografskom sistemu, kao što je prikazano na slici 70 (*AJR*, 2010; 194:362–369). Ipak, u digitalnoj mamografiji doza može biti čak i viša nego u analognoj mamografiji. Neki digitalni mamografski sistemi automatski računaju i prikazuju MGD za svakog pacijenta.



Slika 70: Srednja žlezdana doza u zavisnosti od debljine dojke prilikom kompresije, u analognoj (FS) i digitalnoj (DG) mamografiji.

5. Osiguranje i kontrola kvaliteta u mamografiji

Osnovni cilj mamografije je obezbeđenje kvalitetne dijagnostičke informacije uz minimalnu dozu za dojku, permanentno u dugom vremenskom intervalu. Okvir koji garantuje ispunjenje ovih zahteva je **Program osiguranja i kontrole kvaliteta**. Osiguranje kvaliteta (Quality Assurance - QA) je širi pojam kojim se postiže adekvatno funcionisanje mamografskog sistema, dok je kontrola kvaliteta (Quality Control - QC) skup testova koji se sprovode u određenim vremenskim intervalima i čiji je rezultat indikator performansi mamografskog sistema.

Osiguranje kvaliteta se odnosi na sve planirane sistematske aktivnosti koje se vrše u cilju izvođenja kvalitetne mamografije. Cilj QA je da osigura da sve žene imaju pristup kvalitetnoj mamografiji radi otkrivanja raka dojke u njegovima najranijiim, najviše izlečivim stadijumima, uz optimalnu negu i praćenje bolesti. QA program bi trebao da obezbedi da mamografsko ispitivanje, od zakazivanja do tumačenja mamograma, bude visokog kvaliteta. Osiguranje kvaliteta zahteva timski rad. Primarni članovi mamografskog tima su radiolog, tehnolog i fizičar. Svako ko radi u objektima mamografije ima ulogu u QA programu, a radiolog ima sveukupnu odgovornost da nadgleda da li se program sprovodi efikasno.

Kontrola kvaliteta se posebno odnosi na tehničke aspekte ispitivanja. Skup testova, frekvencija ispitivanja i referentne vrednosti parametara sadržane su u **Protokolima za kontrolu kvaliteta**. Postoji više protokola koje su usvojila različita međunarodna profesionalna tela: EUREF (the European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic), ACR (American College of Radiology), IPEM (Institute of Physics and Engineering in Medicine) i drugi. Protokol američkog koledža za radiologiju (ACR) se odnosi isključivo na analogne mamografske aparate, dok Evropski protokol (EUREF) sadrži smernice i za analogne i za digitalne mamografske jedinice. Protokoli za QC nastavljaju da se razvijaju i prilagođavaju promenama tehnologije (noviji uređaji digitalne mamografije obećavaju brzo dobijanje slike i displej sa boljim kvalitetom slike, anatomski specifičnu obradu slike, i kompjuter sa dodatim alatima za detekciju koji asistiraju radiologu u identifikaciji sumnjivih pojava na slici).

Program kontrole kvaliteta treba da obezbedi najbolji kvalitet slike sa najmanjom dozom za dojku. Otuda redovna provera važnih parametara mamografskog sistema. **Parametri** koje program kontrole kvaliteta treba razmotriti su:

- **Stvaranje x-zraka i kontrola snopa x-zračenja**: veličina fokusa, napon rendgenske cevi (reproducibilnost, preciznost, HVL), AEC sistem (kV i kompenzacija debljine objekta, kontrola OD, kratkoročna reproducibilnost...), kompresija (sila kompresije, poravnanje uređajem za kompresiju), rešetka za smanjenje količine rasejanog zračenja (faktor rešetke), prijemnik slike (kontakt filma i ekrana u analognoj mamografiji).
- **Obrada filma**: osnovna linija (temperatura, vreme obrade), film i procesor (senzitometri), mračna komora (sigurno svetlo, curenje svetlosti), negatoskop (osvetljenost, homogenost svetla), uticaj okoline.
- **Osobine sistema**: referentna doza (ulazna površinska doza), kvalitet slike (prostorna rezolucija, kontrast slike, šum, prag kontrasta za vidljivost, vreme ekspozicije).



Slika 71: Oprema kontrole kvaliteta u mamografiji (*RadioGraphics*, 1994; 14:371-385). 1: voltmetar (procena tačnosti kV ili reproduktivnosti); 2: jonizaciona komora (određivanje ulazne ekspozicije dojke ili doze, procena kvaliteta snopa); 3: denzitometar (evaluacija artefakta, kvaliteta slike, procena performanse automatske kontrole ekspozicije, QC procesora, mračne komore); 4: skala kompresije (QC kompresije); 5: Al filteri debljine 0.1 mm (procena kvaliteta snopa); 6: senzitometar (QC procesora); 7: ACR fantom (procena kvaliteta slike, određivanje ulazne ekspozicije za dojku ili doze); 8: ploče BR12 debljine 1 cm i 2 cm (procena performanse automatske kontrole ekspozicije); 9: disk (merenje veličine fokusa); 10: traka (merenje veličine fokusa); 11: lupa sa 0.1 mm skalom (merenje veličine fokusa).

Rutinski QC testovi se koriste da se proveri stabilnost sistema ili detektuju kvarovi.

Dnevni testovi koje obavljaju tehnolozi se odnose na kontrolu kvaliteta procesora, i vrlo su značajni za praćenje performansi mamografskih sistema.

Godišnji testovi koje obavljaju medicinski fizičari su dizajnirani tako da detektuju probleme koji se odnose na dijagnostičke mogućnosti opreme, ili koji povećavaju dozu x-zračenja za dojku. Medicinski fizičar bi trebao da preispita QC evidenciju tehnologa i podatke testa. Rezultati testa se prijavljuju radiologu u formi pisanog dokumenta.

Akreditacioni program mamografije ima za cilj da obezbedi visoke profesionalne i tehničke standarde i identifikovanje mesta koja ispunjavaju ove standarde. Insistira da lekari budu sertifikovani radiolozi sa nedavnim i kontinuiranim naprednim treninzima i praksom u interpretaciji mamograma. Slično, naglašava akreditive i kontinuiranu edukaciju tehnologa i medicinskih fizičara. Program se odnosi na pitanje objekta i performanse opreme kroz ispitivanje kliničkih slika i slika test objekata - mamografskih fantoma. Bavi se i pitanjem minimiziranja dostavljene doze x-zračenja merenjem doze, i kvalitetom snopa x-zračenja tokom snimanja fantoma. Osigurava kontinuiranu kontrolu kvaliteta (QC) ograničavanjem akreditacije na trogodišnji ciklus, koji zahteva tekući QC, i prikupljanje detaljnih informacija godišnjeg rutinskog QC programa i onih koji su odgovorni za to.

U okviru akreditacionog programa mamografije su:

- detaljan upitnik koji pokriva dostupne objekte i opremu, trening i iskustvo osoblja, i QC praksu u mamografskoj jedinici,
- evaluacija kvaliteta kliničkih slika (ne evaluacija njihovih kliničkih interpretacija),
- evaluacija kvaliteta slika standardnog fantoma,

• merenje MGD dostavljene standardnom fantomu.

Fantomi u dijagnostičkoj mamografiji se koriste da simuliraju interakciju snopa x-zračenja i tkiva dojke. Anatomija dojki znatno varira, i zato se fantomi generalno dizajniraju da predstavljaju jednu ili nekoliko tipičnih veličina i kompozicija dojke, obično prosečne vrednosti neke populacije. Jedna od glavnih svrha upotrebe fantoma je procena i verifikacija standarda performansi u dnevnoj kliničkoj praksi sa poštovanjem kvaliteta slike i doze. Važni zahtevi su da su ovakvi fantomi lako dostupni, reproduktivnost i dizajn fantoma koji omogućava evaluacija testova koje treba izvesti na objektivan način. Fantomi omogućavaju objektivnu procenu da li su mamografski sistemi u skladu sa uspostavljenim kriterijumima u vezi sa dozom x-zračenja i kvalitetom slike.

Mamografski fantom prihvaćen od strane ACR-a je test objekat koji simulira radiografske karakteristike komprimovanog tkiva dojke i sadrži komponente koje modeluju bolest dojke i karcinom na slici fantoma. Namera je da se imitiraju atenuacione karakteristike "standardne dojke", odnosno 4.2 cm komprimovanog tkiva dojke sastavljene od 50% masnog i 50% žlezdanog tkiva. U sastavu ACR fantoma su **test objekti** različitih veličina. To su: 6 najlonskih vlakana, 5 grupa koje imitiraju kalcifikacije, 5 diskova niskog kontrasta koji simuliraju mase (slika 72 a)).



Slika 72: ACR fantom: dijagram koji prikazuje test objekte u ACR fantomu (a); radiogram ACR fantoma (b).



Slika 73: Izgled ACR fantoma. Svi test objekti nalaze se u bloku voska koji je umetnut u akrilnu bazu. Uz svaki fantom se isporučuje i akrilni disk debljine 4 mm za pravljenje razlike u merenjima gustine, kao što se zahteva od strane američkog koledža za radiologiju (ACR-a).

Tehnolog kontrole kvaliteta treba da izvrši mamografsko snimanje ACR fantoma jednom mesečno, i da utvrdi koliko objekata (tačkica, vlakana) se može detektovati. Na radiogramu fantoma, neophodno je da bar objekti 1-4, 7-9, i 12-14 budu vidljivi (slika 72 b)). Ako neki od zahtevanih objekata nisu vidljivi, treba kontaktirati medicinskog fizičara, koji uspostavlja specifične ekspozicije fantoma za svaku mamografsku jedinicu.

Radiogrami fantoma se koriste za procenu gustine slike, kontrasta i uniformnosti, odnosno za procenu kvaliteta slike. Debljina mase (a ne prečnik) određuje njen fizički kontrast i

količinu atenuacije x-zraka koju proizvodi. Pošto imamo seriju objekata (masa) sa promenljivim fizičkim kontrastima, to je koristan test za evaluaciju osetljivosti kontrasta. Slike fantoma se porede sa prethodnim i pažljivo proučavaju za artefakte i neuniformne oblasti.

Federalni akt standardnog kvaliteta mamografije (Mammography Quality Standards Act - MQSA, 1992) ograničava srednju žlezdanu dozu za dojku do 3 mGy ili 300 mrad po filmu za komprimovanu dojku debljine 4.2 cm i sastav dojke od 50% žlezdanog i 50% masnog tkiva, što odgovara ACR mamografskom fantomu odobrenom od strane MQSA. Ako srednja žlezdana doza za ovaj fantom prevazilazi 3 mGy, mamografija se ne može izvesti. Srednja žlezdana doza za ovaj fantom je tipično od 1.5 mGy do 2.2 mGy po pregledu, ili od 3 mGy do 4.4 mGy za dva pregleda i optičke gustine filma od 1.5 do 2.0. Da bi se ispoštovao akt standarda kvaliteta u mamografiji MQSA, najmanje 4 vlakna, 3 grupe kalcifikacija i 3 mase moraju biti jasno vidljive (sa neočiglednim artefaktima), za srednju žlezdanu dozu manju od 3 mGy.

Mamografski fantom digitalne mamografije je mala verzija ACR fantoma. Vosak fantoma je dimenzija 5 cm x 5 cm i sadrži tačkice koje simuliraju mikrokalcifikacije, najlonska vlakna, mase koje simuliraju tumore, identično test objektima u akreditacionom fantomu mamografije (ACR fantomu), ali, dva najveća vlakna, najveća simulirana grupa mikrokalcifikacija i najveća simulirana masa su izostavljeni.



Slika 74: Fantom koji se koristi za kontrolu kvaliteta u digitalnoj mamografiji, dizajniran da se uklopi u polje x-zračenja dimenzija 5 cm x 5 cm.

CDMAM (Contrast Detail Mammography) fantom je specijalno razvijen da omogući procenu mamografskih sistema, odnosno procenu sposobnosti otkrivanja objekata veoma niskog fizičkog kontrasta i veoma sitnih detalja. Sa CDMAM fantomom se može odrediti "prag kontrasta" kao funkcija prečnika objekta, i prikazati pomoću krive zavisnosti kontrasta od veličine detalja (slika 76). Ovaj fantom se koristi i u analognoj i u digitalnoj mamografiji.

CDMAM fantom se sastoji od aluminijumske baze (debljine 0.5 mm, veličine 180 mm x 240 mm, što odgovara veličini mamografskog filma) sa zlatnim diskovima različitih debljina i prečnika (debljine od 0.03 μ m do 2.00 μ m, prečnici od 0.06 mm do 2.0 mm, u 16 eksponencijalnih koraka). Na aluminijumskoj bazi nalazi se pokrivač od pleksiglasa (PMMA) debljine 10 mm, veličine 180 mm x 240 mm, na kom se nalaze identifikacioni markeri.



Slika 75: CDMAM fantom.

Zlatni diskovi su raspoređeni u matricu od 16 vrsta i 16 kolona. U okviru vrste prečnik diska je konstantan, sa (delimično) logaritamskim povećanjem debljine, a unutar kolone debljine diskova su konstantne dok im se prečnik povećava logaritamski. Svaki kvadrat sadrži dva identična diska (iste debljine, istog dijametra), jedan u centru i jedan u nasumično izabranom uglu. Matrica je rotirana za 45 stepeni i njeni uglovi su izostavljeni radi dobijanja boljeg fokusa na delu od interesa (koji ima nizak fizički kontrast i mali prečnik).

Za standardne uslove dobijanja snopa x-zračenja mamografiji (Mo anoda, Mo filtar debljine 30 mm, napon rendgenske cevi 28 kV, fokus veličine 0.3 mm, rešetka prisutna, vreme ekspozicije tako da daje 1.3 OD), napravljena je referentna slika sa kojom se svaki CDMAM fantom isporučuje.

Da bi se manuelno napravila rendgenska slika, CDMAM fantom (u kombinaciji sa jednim ili više pokrivača pleksiglasa) treba biti pozicioniran na postolje mamografa za dojku tako da je disk najmanjeg prečnika na strani zida grudnog koša. Danas je slikanje fantoma olakšano i vrši se automatski.



Slika 76: Radiogram CDMAM fantoma (levo), i prag osetljivosti kontrasta (desno).

Nakon što je film obrađen, treba proveriti gustinu filma. Sve dobijene slike serije CDMAM fantoma bi trebale imati prosečno iste gustine u referentnom položaju na filmu. Princip je da ako se mamografskim snimanjem mali zlatni diskovi mogu detektovati u PMMA bloku, onda lezije iste veličine i atenuacije u dojci takođe mogu biti detektovane.

6. Poređenje analogne i digitalne mamografije

U analognoj (film/ekran) mamografiji, koja se koristi poslednjih oko 40 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 smo već uočili kada smo govorili o unutrašnjoj efikasnosti detektora (slike 46 i 47), širini dinamičkog opsega (slika 57), kvantnoj efikasnosti detektora - DQE (slike 61 i 62). Digitalno skladištenje i prikazivanje slike je još jedna od prednosti.



Slika 77: Digitalni mamogrami, koji su 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, i teže se gube u odnosu na film mamograme.

Vršeno je više istraživanja koja porede digitalnu i analognu mamografiju u kliničkoj praksi (skriningu).

DMIST studija (Digital Mammographic Imaging Screening Trial), vršena od 2001. do 2003. godine u SAD-u i Kanadi, je pokazala 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 (bez obzira na gustinu žlezdanog tkiva),
- bilo kojih godina, sa heterogenim (veoma gustim) ili ektremno gustim tkivom dojke,
- žene bilo kojih godina pre menopauze (žene 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; 78:312-315) 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 mamografije imaju 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.



Slika 78: Mamogram digitalne (levo) i analogne (desno) mamografije.

Sistemi digitalne mamografije koriste znatno više Rh/Rh anoda/filtar kombinaciju nego sistemi analogne mamografije, odnosno x-zračenje više energije. U istraživanju, u kraniokaudalnom pregledu, srednja žlezdana doza je bila veća u digitalnoj mamografiji: 1.63 mGy u poređenju sa 1.45 mGy za analognu mamografiju. U mediolateralnom kosom pregledu odgovarajuće vrednosti su bile 1.70 mGy za digitalnu mamografiju i 1.52 mGy za analognu mamografiju. Dakle, za razliku od ranijih studija na fantomima koje su pokazale moguće smanjenje doze u digitalnoj mamografiji u odnosu na analognu mamografiju do 50%, u kliničkoj praksi je nađeno da je MGD viša u digitalnoj mamografiji. Međutim, ove razlike nisu značajne, i pošto je manje ponovljenih snimanja u digitalnoj mamografiji, doza x-zračenja za dojku je čak manja.

Razlika između mamograma analogne i digitalne mamografije je u vidljivosti grudnog mišića, a najveća razlika je u prikazu bradavice (slika 79).



Slika 79: Mamogrami snimljeni u kraniokaudalnom pregledu: analognom mamografijom (levo) i digitalnom mamografijom (desno). Uočavamo da se korišćenjem digitalne mamografije dobija bolji prikaz bradavice i grudnog mišića.

Vidljivost kože je takođe bolja u digitalnoj mamografiji, 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, prostorna rezolucija je 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 klacifikaciju 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.



Slika 80: Mamogrami napravljeni u kraniokaudalnom pregledu: digitalnom mamografijom (levo) i analognom mamografijom (desno). Jasno je prepoznatljiv bolji opis kože i oblasti bradavice i areole pomoću digitalne mamografije. Procenjeno je da se tkivo dojke vidi kao manje gusto kada se koristi digitalna mamografija.



Slika 81: Mamogrami guste dojke, napravljeni pomoću analogne (levo) i digitalne (desno) mamografije.



Slika 82: Digitalni mamogram dojke bez znakova bolesti (levo); mamogram iste dojke dobijen korišćenjem tradicionalne analogne mamografije (desno). Digitalna slika ima poboljšan kontrast (pokazuje sumnjive mase jasnije), i omogućava bolju vizuelizaciju perifernog tkiva i linije kože.

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.



Slika 83: Poređenje analogne i digitalne mamografije.

Takođe, u digitalnoj mamografiji je:

- kraće vreme ispitivanja (ekspozicije) i manje je ponovljenih snimanja pa je srednja žlezdana doza manja (za deblje dojke), a rezultati su brži,
- fleksibilnost slike je veća; digitalno snimanje dopušta manipulaciju slikom u vremenu.

Digitalna mamografija je novina koja je budućnost ranog otkrivanja karcinoma dojke.

7. Zaključak

U ovom radu su opisani značaj mamografije, sistemi analogne i digitalne mamografije, formiranje slike unutrašnje strukture dojke i uticaj fizičkih i kliničkih parametara na kvalitet slike, doza x-zračenja koja se koristi u dijagnostici, da bi naposletku bila napravljena paralela u značaju ove dve različite tehnike korišćenja rendgenskog zračenja za rano otkrivanje karcinoma dojke.

Karcinom dojke je izlečiv samo ako se dovoljno rano otkrije. Široka raširenost upotrebe mamografije je jedna od najuspešnijih inovacija u modernom javnom zdravlju. Stručnost osoblja mamografskih centara u značajnoj meri doprinosi uspešnosti ovih dijagnostičkih metoda. Sa kontinuiranim istraživanjima u tehnologiji i nauci, mamografske tehnike su znatno poboljšane. Postoje određene prednosti digitalne mamografije, u kojoj može da se koristi niža doza x-zračenja, a ukupan kvalitet slike je bolji.

Literatura

- 1. Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt EM, Boone JM: Essential Physics of Medical Imaging. Second edition. Williams and Wilkens, Baltimore, Maryland, 2002.
- 2. Sprawls P: The Physical Principles of Medical Imaging, Second Edition. Medical Physics Publishing, Madison, Wisconsin, 2000.
- 3. Lectures from Joint ICTP-IAEA Advanced Course on Mammography, Trieste 2011.
- 4. Smith AP: Fundamentals of Digital Mammography: Physics, Technology and Practical Considerations, 2005. Available from: http://www.hologic.com/data/File/pdf/R-LM-016_Radiology_Management.pdf
- 5. Pisano ED, Yaffe MJ. Digital mammography. Radiology, 2005; 234:353-362
- 6. Farria DM, Bassett LW, Kimme-Smith C, DeBruhl N: Mammography Quality Assurance from A to Z. *RadioGraphics*, 1994; 14:371-385
- 7. Fischmann A, Siegmann KC, Wersebe A, Claussen CD, Müller-Schimpfle M: Comparison of full-field digital mammography and film–screen mammography: image quality and lesion detection. *The British Journal of Radiology*, 2005; 78:312-315
- Lewin JM, D'Orsi CJ, Hendrick RE: Clinical comparison of full field digital mammography and screen-film mammography for detection of breast cancer. *AJR*, 2002; 179:671–677
- Hendrick ER, Pisano EA, Averbukh A, Moran C, Berns EA, Yaffe MJ, Herman B, Acharyya S, Constantine Gatsonis C: Comparison of Acquisition Parameters and Breast Dose in Digital Mammography and ScreenFilm Mammography in the American College of Radiology Imaging Network Digital Mammographic Imaging Screening Trial. *AJR*, 2010; 194:362–369
- 10. Woloshin S, Schwartz LM: The Benefits and Harms of Mammography Screening: Understanding the Trade-offs. *JAMA*, 2010; 303:164-165
- (EUREF) European Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Mammography Screening. "European Guidelines for Quality Assurance in Mammography Screening", 2006.
- 12. Breast Imaging Reporting and Data System (BI-RADS). Fourth Edition. American College of Radiology, Reston VA, 2004.
- 13. Milatović A: Metrološko obezbjeđenje kvaliteta u medicinskoj primjeni izvora jonizujućih zračenja, doktorska disertacija, Novi Sad, 2011.
- 14. Puđa N: Osnovna konstrukcija savremenih rendgenskih aparata složeni sistemi u medicini, Vršac, 2007.

http://golum.riv.csu.edu.au/~igarbett/MIS220Page/07mis220Lec_mammo_01.pdf http://golum.riv.csu.edu.au/~igarbett/MIS220Page/07mis220Lec_mammo_02.pdf http://www.biobrain1.com/uploading2/Mammography/Mammography_Physical%20Principle

s%20and%20Instrumentation.pdf

http://www.sprawls.org/resources/MAMMO/module.htm

http://www.kelm.ftn.uns.ac.rs/literatura/kub/QAmamogr.pdf

http://www.kelm.ftn.uns.ac.rs/literatura/jnzz/Digitalnamamogr.pdf

http://en.wikipedia.org/wiki/Mammography

http://www.acmp.org/meetings/lasvegas2006/Rinella.Mammography%20Clinical%20Image %20Assessment.pdf

http://www.aapm.org/meetings/amos2/pdf/49-14590-95966-445.pdf

http://courses.washington.edu/radxphys/Lectures09-10/Mammography-Chapter%208-

100506.pdf

http://www.ormyliafoundation.gr/en/documents/radiologyguideCroatian.pdf

http://www.stetoskop.info/Mamografija-515-s3-content.htm

http://www.mamografija.rs/

http://www.radiologyinfo.org/

http://www.hologic.com/

http://www.sprawls.org/

http://www.imaginis.com/

Biografija



Ivana Stanković je rođena u Tuzli u Bosni i Hercegovini 30. jula 1986. godine. Osnovnu školu "Nikola Vukićević" i Gimnaziju "Veljko Petrović", prirodno-matematički smer, završila je u Somboru. Godine 2005. se upisala na osnovne studije fizike na Departmanu za fiziku Prirodno-matematičkog fakulteta Univerziteta u Novom Sadu, smer medicinska fizika. U decembru 2011. godine položila je sve ispite predviđene nastavnim planom i programom.

UNIVERZITET U NOVOM SADU PRIRODNO-MATEMATIČKI FAKULTET

KLJUČNA DOKUMENTACIJSKA INFORMACIJA

Redni broj:	
RBR	
Identifikacioni broj:	
IBR	
Tip dokumentacije:	Monografska dokumentacija
TD Tin - aniage	Takatualni čtomnoni motorijal
1 ip zapisa: T 7	Tekstuaini stampani materijai
Vrsta rada:	Dinlomski rad
VR	Dipioniski rad
Autor:	Ivana Stanković, 299/05
AU	
Mentori:	dr Olivera Ciraj-Bjelac, docent; dr Nataša Todorović, vanredni profesor
MN	
Naslov rada:	Kvalitet slike u doza zračenja u analognoj i digitalnoj mamografiji
NR	
Jezik publikacije:	srpski (latinica)
JP Jezik izvoda:	amalai (anglaalai
<i>Jеzік іzvoua.</i> П	sipski/engleski
JI Zemlia publikovania:	Srbija
ZP	Stolju
Uže geografsko područje:	Vojvodina
UGP	
Godina:	2012.
GO	
Izdavač:	Autorski reprint
	Drive due meteometiški februltet Teo Desiteio Okredeniće 4. Nari Sad
Mesio i daresa: MA	Phrodito-matematicki fakultet, 11g Dostleja Obradovica 4, Novi Sad
Fizički opis rada:	U ovom radu je opisana fizika analognog i digitalnog mamografskog
FO	sistema, kvalitet slike koja se dobija, i doza x-zračenja.
Naučna oblast:	Fizika
NO	
Naučna disciplina:	Medicinska fizika
ND	
Predmetna odrednica/ ključne reči:	mamografija, kvalitet slike, doza
PO	
UDK Čuva sa:	Bibliotaka dapartmana za fiziku DME a u Novom Sadu
ČU	Bionoteka departmana za fiziku, 1 ivi -a u Novolli Sadu
Važna napomena:	nema
VN	
Izvod:	
IZ	
Datum prihvatania teme od NN veća:	
DP	20. 03. 2012.
Datum odbrane:	
DO	06. 07. 2012.
Č1: 1:	
Clanovi komisije:	
Duadaaduik.	de Olivora Kligunić, dogart
r reaseanik: član:	dr Olivera Cirai-Bielac, docent
član·	dr Nataša Todorović, vanredni profesor
član:	dr Maia Stojanović, docent

UNIVERSITY OF NOVI SAD FACULTY OF SCIENCE AND MATHEMATICS

KEY WORDS DOCUMENTATION

Accession number:	
Identification number:	
INO	
Document type:	Monograph publication
DT	
<i>Type of record:</i>	Textual printed material
TR	
Content code:	Final paper
CC	
Author:	Ivana Stankovic, 299/05
AU	
Mentor/comentor:	dr Olivera Ciraj-Bjelac, assistent professor/ dr Natasa Todorovic, associate
MN	professor
Title:	Image Quality and Radiation Dose ina Analogue and Digital
TI	Mammography
Language of text:	Serbian (Latin)
LT	
Language of abstract:	English
LA	
Country of publication:	Serbia
СР	
Locality of publication:	Vojvodina
LP	5
Publication year:	2012.
РҮ	
Publisher:	Author's reprint
PI	
Publication place:	Faculty of Science and Mathematics. Trg Dositeia Obradovića 4. Novi
PP	Sad
Physical description:	7/55/14/5/83/0
(chanters/pages/literature/tables/imag	1101010
es/additional lists).	
PD	
Scientific field	physics
SF	Physics
Scientific discipline	medical physics
SD	nedical physics
Subject/ Key words:	mammography image quality radiation dose
SKW	maninography, mage quanty, radiation dose
UC	
Holding data:	Library of Department of Physics Tra Dositeia Obradovića A
HD	Elorary of Department of Thysics, Tig Doshoja Obradovića 4
Note:	none
N	none
Abstract:	In this work, physics of mammography systems, image quality, and
	radiation dose are described
AD Accorded by the Scientific Board:	20, 03, 2012
	20. 05. 2012.
ASD Defended on:	06.07 2012
Dejenaeu on.	00.07. 2012.
DE Thuris defend hermel	
nesis aejena doard:	
DD	du Olivara Kliavnia, assistant musfassar
r resident:	di Olivera Klisuric, assistent professor
Member:	ar Onvera Uraj-Bjelac, assistent professor
Member:	dr Natasa Todorovic, associate professor
Member:	ar Maja Stojanovic, assistent professor