



UNIVERZITET U NOVOM SADU  
PRIRODNO-MATEMATIČKI  
FAKULTET  
DEPARTMAN ZA FIZIKU



УНИВЕРЗИТЕТ У НОВОМ САДУ  
ПРИРОДНО-МАТЕМАТИЧКИ ФАКУЛТЕТ

ОДЛУКА БИО	01.09.2011
ОРЕДНИЦА/ЈА	БИО О
0603	10/420

# Fizičko-tehnički aspekti kontrole kvaliteta u mamografiji

- master rad -

Mentor:  
Dr Olivera Ciraj-Bjelac

Kandidat:  
Biljana Stojković

Novi Sad, 2011

Zahvaljujem se svojoj mentorki i profesorki Dr Oliveri Ciraj-Bjelac na velikoj podršci, pruženom znanju i strpljenju. Zahvaljući njoj sam imala mogućnost da steknem novo iskustvo u oblasti mamografije i primenim teoriju u praksi.

Profesorka me je savetovala da eksperimentalni deo ovog rada prezentujem na Internacionalnoj konferenciji studenata fizike u Budimpešti, a to mi je donelo još jedno veliko iskustvo i značajne kontakte. Zahvaljujući njenim savetima i značajnom preporukom pružila mi se šansa da nastavim doktorske studije u Sloveniji.

Posebno se zahvaljujem profesorki Dr Oliveri Klisurić i profesoru Dr Miroslavu Vesoviću, kao i svim profesorima na ukazanoj podršci i pruženom znanju tokom studija.

Novi Sad, 2011

Biljana Stojković

## SADRŽAJ

Uvod.....	5
1. Mamografija kroz istoriju.....	6
2. Mamografija i njene karakteristike.....	9
2.1. Anatomija dojke.....	10
3. Delovi mamografskog sistema .....	11
3.1. Rendgenska cev.....	11
3.2. Fokus i tehnika uvećanja.....	12
3.3. Kombinacija anoda-filter i spektar X-zračenja .....	13
3.4. Filracija i debljina poluslabljenja (HVL) .....	16
3.5. Radijacioni izlaz cevi .....	16
3.6. Kolimacija .....	16
3.7. Kompresija .....	17
3.8. Rasejano zračenje i rešetka za sprečavanje rasejanog zračenja .....	17
3.9. Generator X-zračenja i automatska kontrola ekspozicije.....	18
4. Dozimetri.....	20
4.1. Termolumintni dozimetrijski sistemi .....	20
4.2. Ionizacione komore i elektrometri .....	21
4.2.1. Cilindrične i plan-paralelne ionizacione komore .....	21
5. Konvencionalni prijemnici slike u mamografiji.....	23
5.1. Screen-Film sistem za mamografiju.....	23
5.2. Obrada filma.....	24
5.3. Senzitometrija .....	24
5.4. Produceni ciklus obrade filma.....	25
5.5. Uslovi za posmatranje filma.....	25
6. Digitalna mamografija.....	26
7. Određivanje doze za pacijenta.....	27
7.1. Srednja glandularna doza i njeno određivanje .....	27
7.2. Faktori koji utiču na dozu dojke.....	28
7.3. Mamografski fantom.....	29
7.4. Osiguranje i kontrola kvalitata .....	29
8. Evropski protokol za kontrolu kvaliteta fizičkih i tehničkih aspekata mamografskog skrininga (screen-film mamografija) .....	30
8.1. Kontrola kvaliteta (QC).....	30
8.2. Merenje kvaliteta i učestanost merenja .....	31

9. Screen-film mamografija.....	31
10. Opis merenja.....	32
10.1. Veličina fokalne tačke.....	32
10.2. Rastojanje između izvora i slike (Source-to-image distance - SID) .....	33
10.3. Poravnavanje polja X-zraka i receptora slike.....	33
10.4. Curenje radijacije .....	34
10.5. Izlaz cevi (tube output).....	34
10.6. Napon cevi i kvalitet snopa.....	34
10.7. Reproduktivnost i ispravnost.....	35
10.8. Debljina poluslabljenja - Half Value Layer (HVL) .....	35
10.9. Sistem za automatsku kontrolu ekspozicije (AEC-system) .....	35
10.10. Kontrola optičke gustine: centralna vrednost i razlika po koraku.....	35
10.11. Back-up štoperica i bezbednosni cut-off.....	36
10.12. Kratkoročna reproduktivnost .....	36
10.13. Dugoročna reproduktivnost.....	36
10.14. Kompenzacija debljine objekta i napona cevi.....	36
10.15. Usaglašenost AEC senzora .....	37
10.16. Kompresija .....	37
10.16.1. Kompresiona sila.....	37
10.16.2. Poravnanje kompresione ploče .....	38
10.17. Bucky i receptor slike.....	39
10.17.1. Rešetka za sprečavanje rasejnaog zračenja .....	39
10.18. Ekran-film .....	39
10.18.1. Unutrašnja osetljivost kasete i varijacije atenuacije i opseg optičke gustine.....	39
10.18.2. Kontakt film pojačivačka folija.....	39
10.19. Dnevne performanse .....	40
10.21. Mračna komora .....	41
10.21.2. Uslovi posmatranja.....	41
10.22. Negatoskop (uređaj za posmatranje slike) .....	41
10.22.1. Luminescencija .....	41
10.22.2. Homogenost .....	42
10.22.3. Ambijentalno svetlo .....	42
10.23. Dozimetrija.....	42
10.24. Kvalitet slike .....	42
10.24.1. Prostorna rezolucija.....	43

10.24.2.	Kontrast slike .....	43
10.24.3.	Granični kontrast.....	43
10.24.4.	Vreme ekspozicije.....	43
11.	Dnevni i nedeljni QC testovi .....	44
12.	Primena protokola za kontrolu kvaliteta u odabranoj mamografskoj jedinici.....	47
13.	<i>Zaključak</i> .....	56
14.	LITERATURA .....	57
15.	BIOGRAFIJA.....	58

## Uvod

Mamografija je značajna metoda za detekciju karcinoma dojke i skrining metoda za pacijente određenih starosnih grupa. Ovom metodom moguće je detektovati karcinom u ranoj fazi, kada je proces lečenje najefikasniji ali isključivo pod uslovom da je obezbeđena konstantna produkcija snimaka visokog kvaliteta u smislu kontrasta i rezolucije. S druge strane, primena ionizujućeg zračenja je integralni deo mamografije pa je kontrola doze za radiosenzitivno tkivo dojke jednako značajna. Imajući u vidu osnovne principe zaštite od zračenja, svaki mamografski pregled mora biti opravdan u smislu odnosa korist- rizik (1 ).

Mamografija je, u tehničkom smislu, jedan od najzahtevnijih radioloških pregleda, a kvalitet slike i doza za pacijenta direktno zavise od karakteristika dijagnostičke opreme i veštine operatera. Cilj svakog mamografskog pregleda, a posebno skrininga, jeste rano otkrivanje karcinoma dojke, odnosno efikasna detekcija malih lezija. Neto korist od ovog pregleda je pozitivna isključivo ukoliko je kvalitet slike konstantan i dovoljan da omogući vizuelizaciju ovih detalja. Sistematična primena Programa osiguranja i kontrole kvaliteta (QA/QC) je način da se obezbedi visok kvalitet dijagnostičke informacije uz minimalan rizik za pacijenta. Cilj optimizacije mamografske prakse je permanentna proizvodnja kvalitetnih slika uz prihvatljive doze za dojku, što je moguće isključivo korišćenjem adekvatne i ispravne mamografske opreme i redovnom kontrolom kvaliteta celokupnog mamografskog dijagnostičkog lanca . Periodična analiza mamografske prakse u svetu ukazala je na smanjenje doza i poboljšanje kvaliteta slike kao rezultat sistemtične kontrole i standardizacije tehničkih parametara ekspozicije. Pokazano je da se redovnim merenjem pacijentnih doza i ocenom kvaliteta slike pomoću odgovarajućih fantoma značajno može poboljšati funkcionisanje mamografske jedinice.

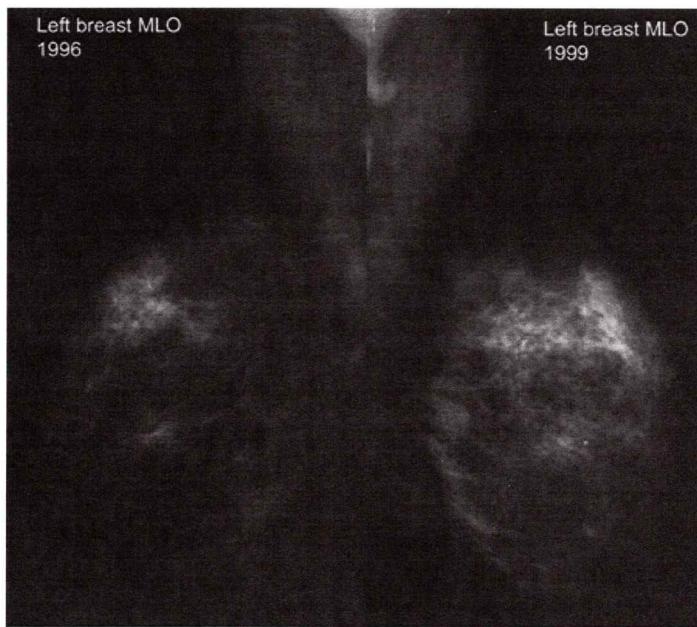
U ovom radu su opisana osnovni elemnti mamografske fizike. Pored delova mamografskog sistema, dozimetara, konstrukcije mamografskog sistema, koji su ovde opisani, definisan je pojam srednje glandularne doze i faktori koji utiču na ovu veličinu.

Eksperimentalni deo se odnosi na određivanje srednje glandularne doze, kao i poređenje eksperimentalnih rezultata sa vrednostima propisanim u Evropskom protokulu. Tako će u delu ovog rada biti opisan način kontrole kvalitete (QC-quality control) koji mora da utvrdi da oprema koja se koristi funkcioniše na visokom nivou kvaliteta. Obezbeđivanje kvaliteta uzima u obzir medicinske, organizacione i tehničke aspekte. Evropski protokol za kontrolu kvaliteta sa fizičkog i tehničkog aspekta mamografskog skrininga daje nam smernice o individualnim fizičkim i tehničkim merenjima, merenjima doze i učestanostima ovih merenja (1).

## 1. Mamografija kroz istoriju

Interesovanje za oslikavanje dojke se javilo iz razloga što prosečno svaka osma žena u toku života, u Americi, ima rak dojke. Poslednjih godina tehnički je unapređena dijagnostička osetljivost u mamografiji. Ranije su X-zraci direktno vršili ekspoziciju filma (nije bilo pojačivačkih ekrana-screen), bila je visoka doza zračenja, a dobijena slika je bila niskog kontrasta i lošeg dijagnostičkog kvaliteta. Moguće je da ranija mamografska ispitivanja, u 50-tim i 60-tim godinama XX veka, nisu bila od značaja pri otkrivanju raka dojke. Sedamdesetih godina XX veka se koristila kserografska procedura<sup>1</sup>, koja je imala dobru prostornu rezoluciju i ivično poboljšanje slike. Relativno slaba kontrasna osetljivost sa visokom radijacionom dozom u poređenju sa *film-screen* mamografskim imidžingom, dovodi do izbacivanja iz upotrebe ksero-tehnike do kraja 80-tih godina XX veka.

Tako se mogu izdvojiti tri perioda u istoriji razvijanja mamografije. Prvi se kreće od 1913-1940. god. ; drugi od 1940-1970. god. ; treći period od 1970. do kraja veka, kada je postignut visok kvalitet u mamografiji sa niskim dozama zračenja preko digitalnog sistema za dijagnostičku i skenirajuću namenu. U prvom periodu, istraživanjem Nemačkih hirurga otkrivena je mamografija. Drugi period je praćen otkrićima i napredku u tehnici, a kasnije i u industriji, tj. razvija se filmska industrija i poboljšava se kvalitet, osetljivost slojeva kao i kontrasta. Ovde se javlja zabrinutost u pogledu radijacione doze i težnji da se ona smanji. U trećem periodu je dominantan "screening" kancera dojke, korišćenje ultrazvuka i imidžinga magnetne rezonance (2).

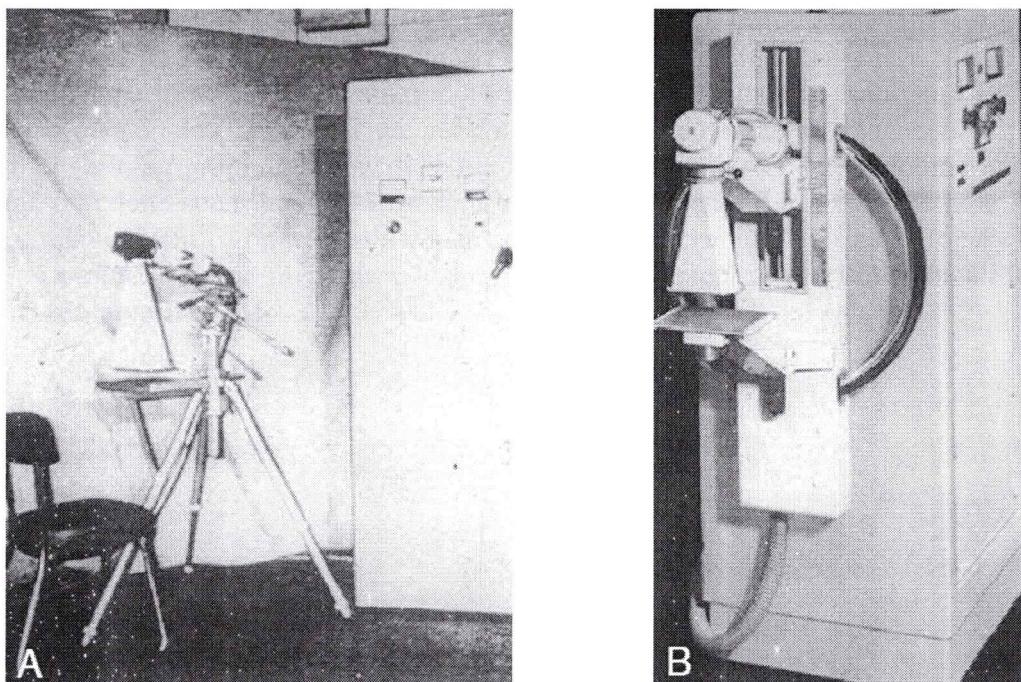


Slika 1. Prikaz dojke iz 1996-te i prikaz iz 1999. god. Kontrast i detalji na slici su poboljšani.

Nemački hirurg Albert Salomon je prvi istraživač koji je upotrebio X-zrake kako bi detektovao kancer dojke. Salomon je koristio X-fotografiju na tkivu dojke i mogao je uočiti razliku između zdravog i obolelog tkiva. On je otkrio nekoliko vrsta kancera, a svoj rad je publikovao 1913. god. Godine 1920. - Nemački istraživač W. Vogel potpuno je opisao kako detekcijom X-zraka možemo uočiti razlike u tkivu dojke. Ove preporuke se i dan danas koriste. Prvi doktor koji je praktikovao mamografsku dijagnostiku kancera dojke pre nego hiruškim putem je Američki fizičar Staffor L. Warren (3).

<sup>1</sup> Kserografska procedura - **Xerography** (ili **electrophotography**) je "suva" fotokopirajuća tehnika koju je osmislio Chester Carlson 1938. godine. (<http://en.wikipedia.org/wiki/Xerography>)

Sredinom 1950-tih godina, zahvaljujući Jacob Gershon-Cohen u korišćena je mamografija za pregled zdravih žena za rak dojke, a 1960-te je postala veoma rasprostaranjeno dijagnostičko oruđe. Neki kritičari su izneli činjenice da se žena izlaže opasnim nivoima radijacije, ali su ove tvrdnje odbačene upotrebom osetljivijih filmova koji značajno smanjuju količinu radijacije koju koristi ova procedura.



Slika 2. A -Prvi “Sénographe”- konstruisan od strane Ch. Gro ; B. Prva mamografska mašina od CGR 1965. (“Compagnie Générale de Radiologie (CGR)” koja je počela sa izradom “Sénographe”)

Od 1972.-1977. godine u Americi su vršena mamografska ispitivanja na 270000 žena, i otkriveno je da veliki broj ispitanica ima benigni (nekancerogeni) tumor, što je kasnije navelo da se žene starije od četrdeset godina obavezno podvrgavaju mamografskoj proceduri ukoliko je neko iz familije imao rak ili zbog nekih drugih visoko-rizičnih faktora. Američki koledž za radiografiju (ACR) mamografskim akreditacijskim programom je promenio primenu mamografije od sredine 80-tih godina XX veka, tj. preporučio je korišćenje standardnih praktičnih minimuma uz kontrolu kvaliteta. U 1992. godini, federalni akt za mamografske standarde kvaliteta (federal Mamography Quality Standards Act - MQSA) usvojilo je dobrovoljni program i unelo mnoge preporuke u regulativu. Cilj MQSA je da osigura svakoj ženi adekvatan i bezbedan mamografski pregled u svrhu otkrivanja raka dojke u što ranijem periodu, tj. u periodu kada je moguće lečenje. Digitalni mamografski uređaji omogućuju brzo dobijanje slike sa dobrim kvalitetom.

Danas, perfekcija mamografske opreme, filma pa čak i tehnike i procedure oslikavanja rezultuje visokim kvalitetom radiografske slike dojke sa ekspozicijom za otprilike 10 puta manjom nego 30 godina ranije. Mamografska procedura je jeftina, isporučuje malu dozu pacijentu i osetljiva je toliko da može da detektuje rak dojke u ranom stadijumu. Kao rezultat istraživanja Američkog medicinskog udruženja (AMA), Američkog udruženja za kancer (ACS) i Američkog koledža za radiografiju (ACR), preporučeno je da se jednom godišnje vrše pregledi žena starijih od četrdeset godina. Sledeća otkrića digitalne mamografije bi trebalo da daju veći značaj ka tehnološkom aspektu kao što je CAD<sup>2</sup> i termosinteza<sup>3</sup> (3).

<sup>2</sup> CAD (Computer-aided detection) sistemi upotrebljavaju digitalizovanu mamografsku sliku, koja se može dobiti od konvencionalnog mamografskog filma ili od digitalno steženog mamograma. zatim kopijuterski softver traži oblasti koje imaju abnormalnu gustine, masnoće ili kalcifikaciju koja može ukazivati na prisustvo raka. Ovi sistemi upozoravaju radiologa na dalju analizu.

U Evropi do kraja 1980-tih u dvadeset i dve zemlje su uvedeni nezvanični skrining programi za rak dojke. Na sastanku u Milanu, u junu 1985., članice Evropske unije odlučile su da pokrenu Evropsku akciju borbe protiv kancera. Od samog početka primarni cilj ove akcije je bio smanjenje broja smrtnih slučajeva. Ovaj program je uspeo da smanji broj smrtnih slučajeva za 9% u periodu od 1985 do 2000 godine.

Znalo se da savremene medicinske ustanove širom Evrope zahtevaju specifične obuke, akreditacije, kontrolu kvaliteta i evaluaciju, a i saradnju sa timovima van oblasti medicine. Od 1988 do 1990 mnogi su bili skeptični i smatralo se da su lekar, u mnogim zemljama Evropske unije, navikli na profesionalnu slobodu i da neće prihvati standardizaciju dijagnostičkih procedura i protokola za skrining programe (npr. dvostruko čitanje mamograma). 1990. godine, u vezi sa ovim su uvedene određene smernice. 1993. godine je izdat dokument "Evropske smernice za osiguranje kvaliteta u mamografiji", i on je bio dostupan na svakom od zvaničnih jezika Evropske unije. Danas se Evropski protokoli stalno menjaju iz razloga pojave novih tehnologija i metoda, ali bez obzira na to oni su dobro utvrđeni (4).

---

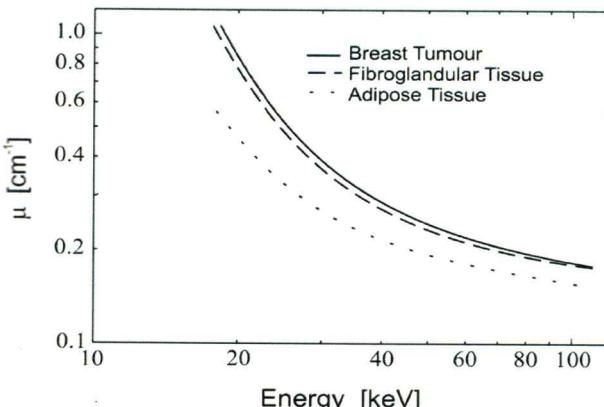
<sup>3</sup> Termo-mamografija je najbezbednija, a najranija procedura koja se pokazala kao dobar pokazatelj abnormalnosti fiziologije dojke. Kao što znamo da smo živa bica koja emitujemo infra-crvene zrake, tj toplotu i to na jedinstven način. Tako uz pomoć odrešenih softvera i kompjuterske obrade dobijamo digitalnu sliku grudi u obliku infracrvenog termograma. Ovi sistemi upozoravaju radiologa na dalju analizu.

## 2. Mamografija i njene karakteristike

Mamografija je radiološka metoda rendgenskog pregleda ženskih dojki, a ređe i muških prsa. Uređaj koji se koristi je mammograf, a dobijeni snimak je mamogram. Mamografija je metoda koja omogućava rano otkrivanje raka dojke i povećava mogućnost potpunog lečenja (2).

Postupkom mamografije uočavaju se krvizice u dojkama, čak i dve godine pre nego što se mogu opipati rukama, što je odlična prevencija raka dojke. Pregled traje nekoliko minuta, s tim što treba sačekati očitavanje da bi se utvrdilo da li je potrebno uraditi dodatnu projekciju. U svakom slučaju nalaz i stručno mišljenje se dobije istog dana. Tako se na vreme mogu uočiti pojave tumora i izlečiti pre zločudnog razvoja. Preporučuje se svim ženama starijim od 40 godina da odu na mamografski pregled svake druge godine. Žene iznad 50 godina starosti trebale bi ići na mamografske pregledove svake godine, pogotovo ako su imale slučajeve raka dojke u porodici. Mamografija se može uraditi i pre četrdesete ako za to postoje razlozi koje utvrđuje specijalista koji pregleda pacijentkinju (nakon palpatornog ili ultrazvučnog pregleda). Dugogodišnja istraživanja su pokazala da je zračenje prilikom snimanja minimalno i da se u nekim drugim, životnim, svakodnevnim okolnostima primi veća količina zračenja nego prilikom ovog pregleda (na pr. let avionom).

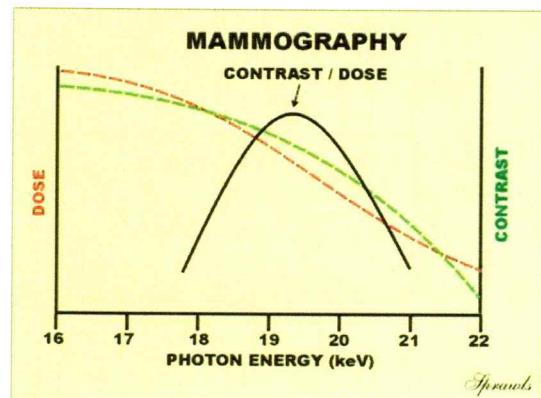
Kancer se odnosi na grupu bolesti u kojima ćelije u delovima čovečjeg tela abnormalno rastu. Kancer dojke koji se ne leči na vreme može izazvati i smrt, jer je to maligni tumor, koji najčešće prvo napada žlezde u dojci. Veoma je malo razlike u atenuacionim svojstvima normalnog i kancerogenog tkiva. Na slici 4. je prikazana atenuacija ova dva tkiva, i vidimo da je različita na niskim energijama X-zraka (10-15 keV), a slaba razlika u atenuaciji je na višim energijama ( $>35$  keV). Subjektivni kontrast između normalnog i malignog tkiva je prikazan na slici 5. Veća atenuacija rezultuje veću dozu tkivu i duže vreme ekspozicije. Detektovanja mikrokalcifikacija pri minimizaciji doze, povećanjem detekcije niskog kontrasta zahteva veoma dobre detektore i drugu opremu u mamografiji (2).



Slika 4. Razlike u atenuacionim svojstvima normalnog i kancerogenog tkiva.



Slika 3. Mamograf

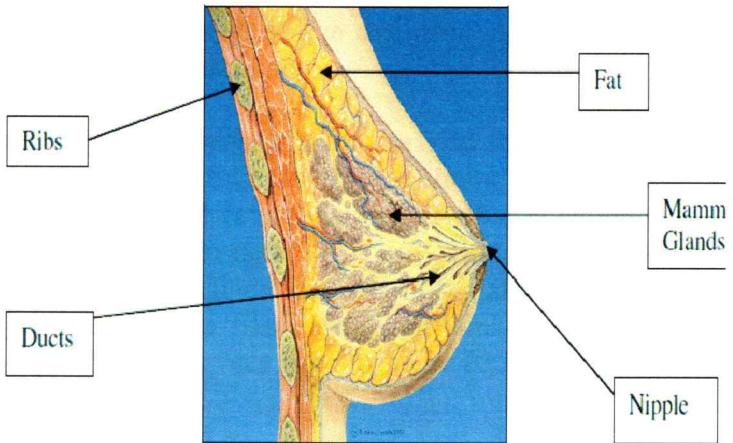


Slika 5. Doza, kontrast i odnos doze i kontrasta u mamografiji

## 2.1. Anatomija dojke

Dojka je najveća kožna žlezda tela. To je paran organ koji se nalazi na prednjoj strani grudnog koša. Dojku čine dva osnovna dela: telo dojke i bradavica dojke. Telo dojke čini žlezda (glandula mammaria), vezivno i masno tkivo. Glandula mammaria je aktivni deo dojke; ona je uronjena u masno tkivo. Čine je režnjevi mlečne žlezde (lobi glandulae mammariae), kojih ima 12-20, a svaki od njih se sastoji od većeg broja režnjića (lobuli glandulae mammariae). Svaki režanj se završava izvodnim kanalom, tzv. mlečnim kanalom (ductus lactiferi). Mlečni kanali pružaju se zrakasto prema bradavici dojke na čijem vrhu se otvaraju (5).

Glandularne ćelije su veoma osteljive na kancer. Kada se koristi jonizujuće zračenje veoma je važno da bude optimalno, kako bi se u organu, koji sadrži osetljive žlezde, izbegla mogućnost prouzrokovanja kancera. Mamografija je tehnika koja najbolje vizualizuje, detektuje, dijagnostikuje promene u dojci, dizajnirana je da detektuje patologiju dojke (6).



Slika 6. Anatomija dojke

### 3. Delovi mamografskog sistema

Komponente mamografskog sistema su: specijalna rendgenska cev, kompresioni uređaj, rešetka za sprečavanje rasejanog zračenja, fototajmeri i prijemnik slike (slika 7.). Tehničar, radiolog i fizičar takođe moraju biti prisutni, kako bi postigli što nižu moguću radijacionu dozu (2).

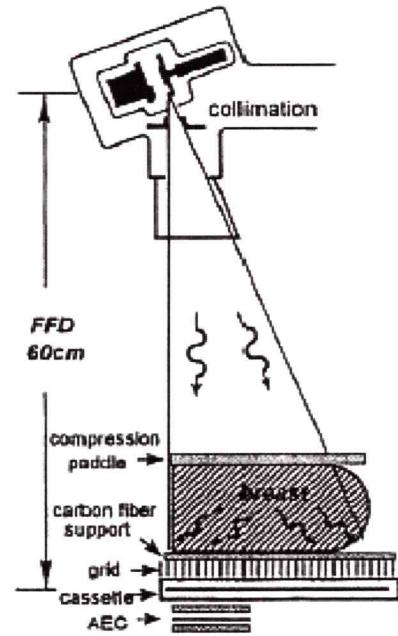
#### 3.1. Rendgenska cev

Rendgenska cev radi na principu pretvaranja električne energije u energiju X-zračenja i toplotu. Toplota je nepoželjna, pa su ove cevi dizajnirane tako da se ona što brže spusti na što nižu vrednost. Rendgenske cevi su relativno jednostavni uređaji koji sadrže dve osnovne komponente, anodu i katodu, i one su smeštene u stakleni balon ispunjen vakuumom.

Dizajn katode dozvoljava superpozicioniranje elektronskog snopa sa više namotaja (žica). Uglavnom imamo duple žice u fokusnoj čašici, koja stvara fokusnu tačku veličine 0,3 i 0,1 mm. Mala fokusna tačka minimizira geometrijsko zamagljenje i održava prostornu rezoluciju neophodnu za detekciju mikrokalcifikacija. Napon koji se ovde koristi je ispod 35 kVp (kilovolt-pik). Efekat prostornog nadelektrisanja (efekat pražnjenja) uzrokuje nelinearnu zavisnost između struje u namotajima i struje u cevi. Povratno kolo podešava struju filamenata kao funkciju kV da bi isporučilo željenu struju u cevi, koja je 100 mA ( $\pm 25$  mA) za veće fokalne tačke (0,3 mm) i 25 mA ( $\pm 10$  mA) za male fokalne tačke (0,1 mm).

Mamografske rendgenske cevi koriste rotirajuću anodu koja je od molibdena, rodijuma ili volframa. Karakteristično zračenje je glavni razlog izbora molibdena i rodijuma. Za molibden, karakteristično zračenje se desava na 17,5 i 19,6 keV, a za rodijum 20,2 i 22,7 keV. SID od 65 cm podrazumeva efektivni anodni ugao da bude najmanje 20 stepeni kako bi se izbeglo odsecanje polja  $24 \times 30$  cm (kraći SID preporučuje čak i veće uglove). Ugao anode varira od 16-0 stepeni do -9 stepeni. Anodni ugao od 24 stepena se upotrebljava za velike fokalne tačke (0,3 mm) i od oko 6 stepeni za male fokalne tačke (0,1 mm). Veliki anodni uglovi rezultuju u slaboj prostornoj rezoluciji. U mamografskom imidžingu veoma je primetan manji intenzitet na strani anode pri manjim vrednostima SID. Pozicioniranjem katode preko grudi i anode preko bradavice dojke, postiže se bolja uniformnost transmisije X-zraka kroz dojku. Treba još napomenuti da i cev za X-zračenje može biti nagnuta pod određenim uglom.

Mamografske cevi često imaju uzemljene anode, pa tako se anoda podesi na napon uzemljenja (0), a katoda se podesi na viši negativan napon. Anoda se postavlja na isti napon kao i metal umetnut u ovaj dizajn. Na ovaj način smanjuje se radijacija, jer metalno kućište privlači odbijene elektrone, koji bi u suprotnom bili ubrzani nazad ka anodi (2).

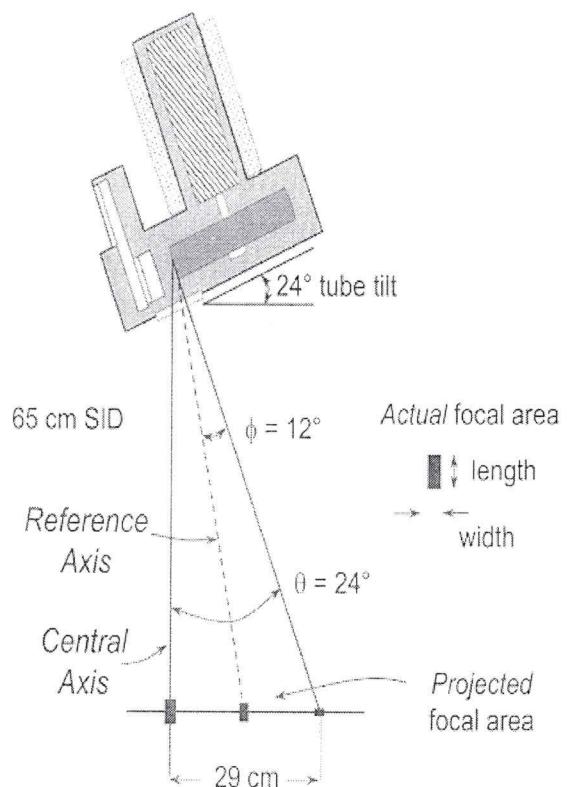


Slika 7. Komponente mamografskog sistema

### 3.2. Fokus i tehnika uvećanja

Upotreba velike prostorne rezolucije u mamografiji zahteva upotrebu malih fokusnih tačaka za **kontakt** i **uvećavajući** imidžing, kako bi se smanjilo geometrijsko zamagljenje. Za neuvećavajući (kontakt) imaging koriste se fokalne tačke od 0,3-0,4 mm i za uvećavajući imaging od 0,1 do 0,15 mm. Za SID od 65 cm i manje, potrebna je veličina od 0,3 mm za kontaktni imaging. Za veće SID od 65 cm, 0,4 mm je veličina fokalne tačke koja se može upotrebiti, iz razloga što je veći SID smanjuje se uvećanje, a time se smanjuje i uticaj veličine fokalne tačke na rezoluciju (2).

Fokusna tačka i centralna osa su pozicionirani preko grudnog koša na ivicu receptora. Referentna osa, koja prekriva polje, upotrebljava se kako bi se odredile dimenzije fokalne tačke (Slika 8.). Na slici ugao  $\theta$  (*target angle*) - predstavlja sumu ugla mete i nagiba cevi; a  $\phi$  predstavlja referentni ugao, koji se meri između anodne i referentne ose.



Slika 8. Dimenzije projektovane fokalne tačke

Dužina fokalne tačke ( $a$ ) pri referentnoj osi ( $a_{ref}$ ), je manja nego dužina fokalne tačke na grudnom košu ( $a_{chest wall}$ ):

$$a_{ref} = a_{chest wall} \left[ 1 - \left( \frac{\tan(\theta - \phi)}{\tan \theta} \right) \right] \quad (1)$$

Dužina fokalne tačke varira u veličini, u zavisnosti od pozicije ravni slike duž pravca anoda-katoda. Efektivna dužina fokalne tačke je veća i izaziva veće geometrijsko zamagljenje na grudnom košu nego na strani anodne oblasti (prema bradavici). Ovo je praktično veoma primetno u uvećanju slike gde su oštiri detalji uočljivi na strani bradavice. *Slit kamera ili pinhole kamera* (kamera sa razrezom) meri dužinu i širinu fokalne tačke.

Uvećanje se postiže postavljanjem platforme za oslonac dojke kako bi se fiksirala pozicija preko detektora, selektovanjem male fokalne tačke (0,1 mm), zamenjujući antiscatter rešetku sa držačem kasete i korišćenjem odgovarajuće kompresione lopatice. Uglavnom se koriste sledeća uvećanja: 1,5×, 1,8× ili 2,0×.

Prednosti uvećanja su:

1. povećanje efektivne rezolucije slike iskazano preko faktora uvećanja
2. smanjenje efektivnog šuma slike
3. smanjenje rasejanog zračenja

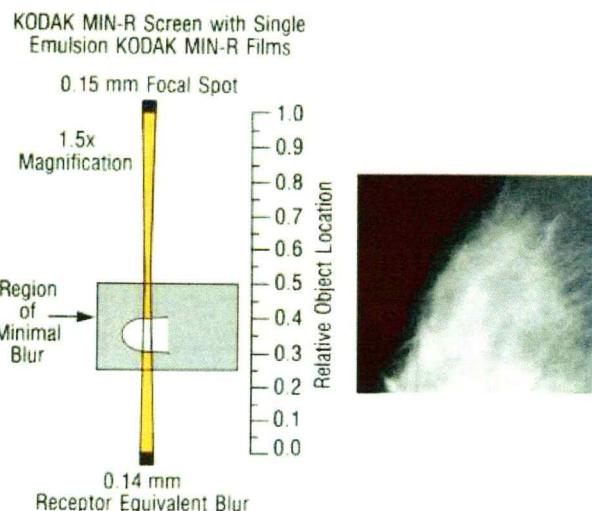
Uvećanje ima nekoliko ograničenja, a najdominantnije je geometrijsko zamagljenje izazvano ograničenjem veličine fokalne tačke. Prostorna rezolucija je slaba sa strane katodnog polja (prema grudnom zidu), gde je efektivna veličina fokalne tačke veća. Fokalna tačka stvara geometrijsko zamagljenje objekta na detektoru slike. Ovo zamagljenje je veće što je veća vrednost fokalne tačke i uvećanja, što dovodi do smanjenja rezolucije (velike prostorne frekvencije) na projektovanoj slici.

Male fokalne tačke ograničavaju struju u tubi na 25 mA, i zahtevaju ekspozicijsko vreme veće od 4 s za sticanje više od 100 mAs. Čak i malo pomeranje dojke će izazvati zamagljenje tokom duge ekspozicije. Upadna ekspozicija kože i doza dojke su smanjene zbog toga što nije korišćena rešetka, ali se povećava kako se smanjuje razdaljina između fokusa i dojke (2).

### 3.3. Kombinacija anoda-filter i spektar X-zračenja

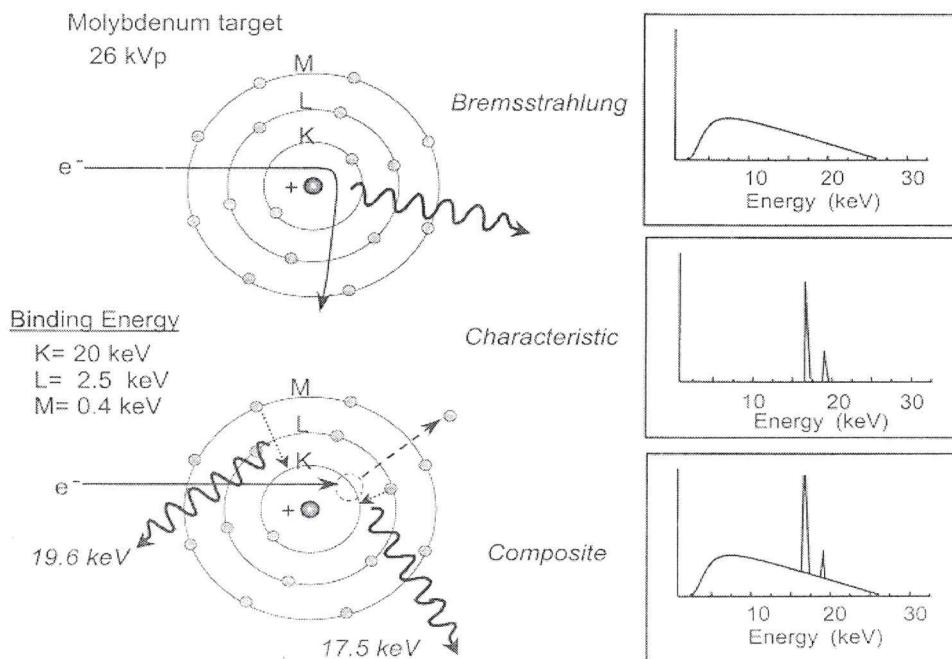
Optimalna energija X-zraka se postiže upotrebom specifičnog materijala mete rendgenske cevi, kako bi se generisalo karakteristično X-zračenje željene energije (npr. 17-23 keV), a atenuacioni filteri da otklene neželjene nisko- i visoko-energetske zrake u bremsstrahlung spektru. Molibden (Mo), rodijum (Rh), ruthenijum (Ru), paladijum (Pd), srebro (Ag), i kadmijum (Cd) generišu karakteristično X-zračenje u određenom energetskom opsegu potrebnom za mamografiju. Od ovih elemenata, molibden i rodijum se koriste kao mamografske mete, stvarajući najveće karakteristične pikove na energijama 17,5 i 19,6 keV (Mo) i 20,2 i 22,7 keV (Rh). Ulaz cevi i dodatni filteri igraju ulogu u oblikovanju mamografskog spektra. Prisutna filtracija mora biti veoma mala kako bi omogućila transmisiju svih energija X-zraka, što se postiže sa ~1mm debljine berilijuma (Be, Z=4) kao ulaza cevi. Berilijum slabo atenuira i ima dobar strukturni integritet (2).

Postoje različite kombinacije filter-mete, uključujući 0,03 mm molibdenskog filtera sa molibdenskom metom (Mo/Mo), i 0,025 mm debljine rodijumske mete i rodijumske filtere (obrnuto ne može). Mo ili Rh filteri apsorbuju X-zrake energija koje nisu korisne za formiranje slike. Atenuacija se smanjuje sa povećanjem energije X-zraka ispod K-ljuske tj. apsorpcione ivice, stvarajući transmisioni prozor za karakteristično X-zračenje i bremsstrahlung fotone. Kombinacija Mo-mete i Rh-filter proizvodi znatno veću efektivnu energiju nego Mo/Mo kombinacija, dopuštajući transmisiju fotona između 20 i 23 keV. Rh-mete koriste se sa Rh-filterom, stvarajući veće energije karakterističnog zračenja (20,2 i 22,7 keV). Niža tačka topljenja Rh smanjuje zagrevanje fokalne tačke za otprilike 20% u odnosu na Mo-metu (npr. 80mAs za Rh, a za Mo 100mAs), pa kraće vreme ekspozicije nije moguće za Rh/Rh, uprkos većoj prodornosti zraka. Molibdenski filteri sa rodijum metom (Rh/Mo) ne bi trebalo da se upotrebljavaju, zbog velike atenuacije Rh-karakterističnog zračenja ispod K-ivice Mo-filtra.



## Magnification

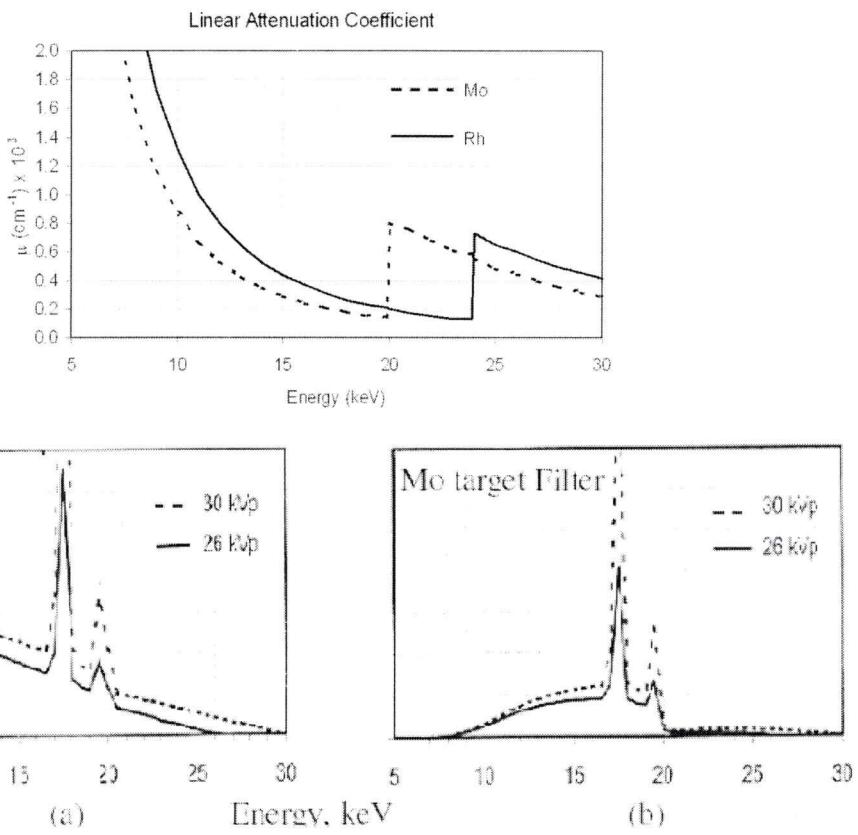
Slika 9. Geometrijsko uvećanje i zamagljenje



Slika 10. Molibdenski spektar

Napon rendgenske cevi od 5-10 kV iznad K-ivice (npr. 25-30 kVp) povećava stvaranje karakterističnog zračenja u odnosu na bremsstahlung.

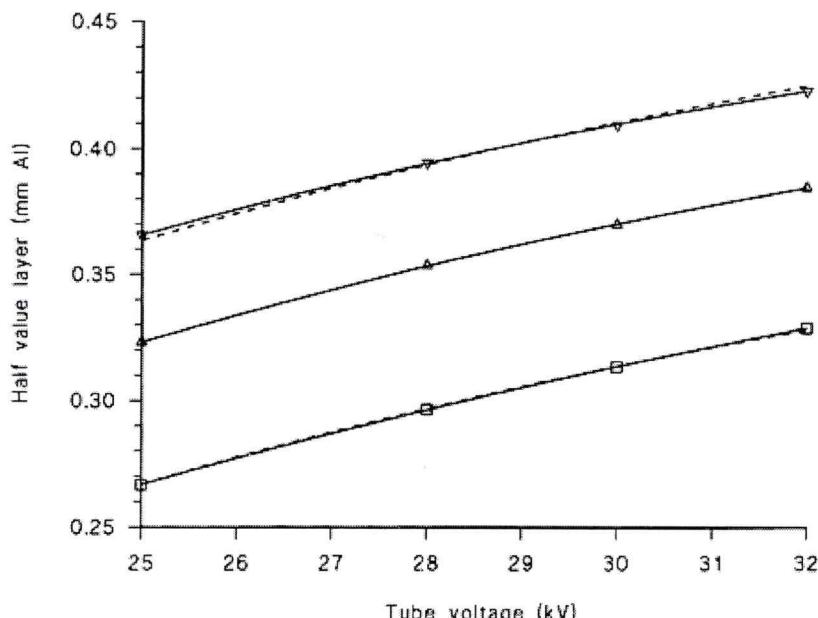
Mete od volframa (W), koriste se sa Be ulazom i Mo i Rh filterima. Povećanje bremsstahlung zračenja u odnosu na Mo i Rh dopušta veće stvaranje snage (*power loading*), i K-ivica filtera može oblikovati izlaz spektra za oslikavanje dojke. Ovo dozvoljava veću miliamperažu i kraće eksponiciono vreme. Kakogod, volframov spektar bez filtera sadrži neželjene X-zrake od W-mete u opsegu od 8-12 keV. Atenuacija ovog karakterističnog zračenja na tolerisane nivoe predlaže Rh-filtere debljine od 0,05 mm u odnosu na 0,025 mm debljine Mo i Rh filtere (2).



Slika 11. Na gornjoj slici a.- Atenuacioni koeficijent za Mo i Rh, dok na slici b. je prikazan levo Mo-spektar bez filtera, a desno sa Mo-filterom

### 3.4. Filtracija i debljina poluslabljenja (HVL)

HVL (sloj koji smanjuje intenzitet snopa na polovinu) u mamografiji je reda od 0,3 do 0,45 mm Al za opseg kVp vrednosti i pri određenoj meta/filter kombinaciji u mamografiji (Slika 12.). HVL povećava se sa povećanjem kVp-a i većim atomskim brojem mete i filtera. HVL je takođe zavisan od debljine "kompresione lopatice". Pri Mo/Mo kombinaciji i 30 kVp, nakon što snop prođe kroz "lopaticu" debljine 1,5 mm, HVL je otprilike 0,35 mm Al. Ovo odgovara HVL u tkivu dojke od otprilike 1-2 cm, mada tačna vrednost zavisi od sastava tkiva dojke (npr. žlezdanog, fibroznog ili masnog tkiva). U tabeli 1 su date preporuke od strane ACR-a za maksimalne vrednosti HVL (2).



Slika 12. Zavisnost HVL od napona cevi, pri Mo/Mo, meta/filter kombinaciji i pri uračunavanju debljine kompresione lopatice napravljene od pleksiglasa, imamo tri slučaja:  $\Delta$ -36,1  $\mu\text{m}$  Mo(filter) + 1,75 pleksiglas,  $\square$ -25  $\mu\text{m}$  Mo + 1 mm pleksiglasa,  $\blacktriangledown$ -45  $\mu\text{m}$  + 3mm pleksiglasa (7).

Tabela 1. ACR preporuke za maksimalni HVL: maksimalni HVL (mm Al) = kVp/100 + C za meta/filter kombinaciju

Napon (kV)	Mo/Mo C=0,12	Mo/Rh C=0,19	Rh/Rh C=0,22	W/Rh C=0,30
24	0,36	0,43	0,46	0,54
26	0,38	0,45	0,48	0,56
28	0,40	0,47	0,50	0,58
30	0,42	0,49	0,52	0,60
32	0,44	0,51	0,54	0,62

### 3.5. Radijacioni izlaz cevi

Radijacioni izlaz cevi (mGy/mAs) je funkcija kVp-a, mete, filtracije, lokacije u polju i udaljenosti od izvora. Pri mamografskim energijama, povećanje izlazne ekspozicije je grubo proporcionalno trećini snage kV, i direktno proporcionalno atomskom broju mete (2).

### 3.6. Kolimacija

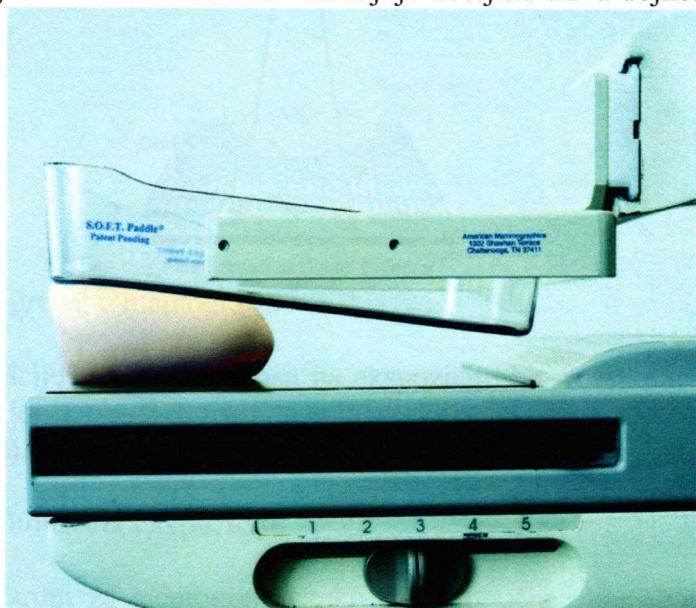
Metalna apertura fiksirane veličine ili "lamele" promenljive veličine polja kolimišu X-snop. Veličina polja odgovara veličini kasete ( $18 \times 24\text{cm}$  ili  $24 \times 30\text{ cm}$ ). Ekspozicijski prekidač je funkcionalan, ako je kolimator prisutan. Mnogi mamografi imaju automatski kolimatorski sistem

koji prepoznaje veličinu kasete. Promenljivi kapci nekog sistema dopuštaju da se bliže podesi polje volumenu dojke. U praksi, ipak, veliki deo filma je neekspioniran, kroz uski kolimator transmituje se veliki deo svetlosti, što rezultuje slabim uslovima posmatranja slike. Kolimatorska svetlost i ogledalo omogućuju da se fino podesi polje X-zraka. Između kolimatorea i ulaza cevi se nalazi slabo atenuirajuće ogledalo koje reflektuje svetlost koja dolazi sa kolimatorske lampe (2).

### 3.7. Kompresija

Kompresija dojke smanjuje preklapanje anatomskega delova i smanjuje debljinu tkiva dojke. Ovo rezultuje smanjenjem rasejanog zračenja, manjim geometrijskim zamagljenjem anatomske strukture, i nižom radijacionom dozom. Postizanjem ujednačavanja debljine dojke smanjuje se opseg doze i dozvoljava korišćenje visokokontrasnih filmova.

Kompresija se ostvaruje kompresionom lopaticom, odnosno ravan Lexan-tanjir prikačen za pneumatsku ili mehaničku montažu. Komresiona lopatica mora da ima veličinu receptora slike, da bude ravna i paralelna sa stolom za polaganje dojke, a da je od receptora udaljena više od 1,0 cm. Komresiona sila iznosi od 10-20 N (2).



Slika 13. - Kompresija dojke

Tabela 2. Preporučene kVp vrednosti kao funkcija kompozicije i debljine dojke

Kompozicija dojke	Debljina dojke (cm)						
	2	3	4	5	6	7	8
Masna	24	24	24	24	25	27	30
50/50	24	24	24	25	28	30	32
Glandularna	24	24	26	28	31	33	35

### 3.8. Rasejano zračenje i rešetka za sprečavanje rasejanog zračenja

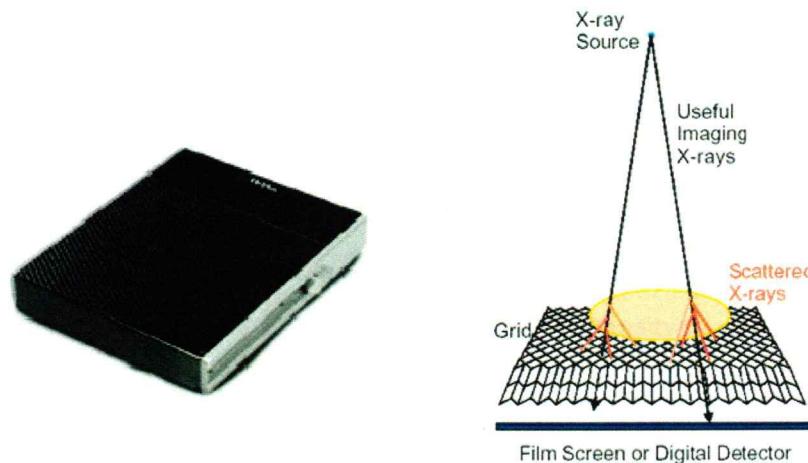
X-zraci propušteni kroz dojku sastoje se iz primarnog i rasejanog zračenja. Primarna radijacija nosi informaciju o atenuacionim karakteristikama dojke i daje maksimalan mogući subjektivni kontrast. Rasejano zračenje smanjuje subjektivni kontrast. Ako je maksimalni subjektivni kontrast bez rasejanja  $C_0 = \Delta P/P$ , maksimalni kontrast sa rasejanjem je:

$$C_s = C_0 \left( 1 + \frac{S}{P} \right)^{-1}, \quad (2)$$

gde je  $S$  količina rasejanja,  $P$  je količina primarne radijacije. Količina rasejanja u mamografiji raste sa uvećanjem debljine tkiva dojke i površine dojke, i relativno je konstantna sa kVp-om. Rasejano zračenje može biti znatno smanjeno korišćenjem antiscatter rešetki i vazdušne pukotine.

Rešetka se postavlja između dojke i receptora slike. Rešetka sa paralelnim linijama sa konstantom rešetke 5:1 i 4:1 su često u upotrebi. Veći odnosi rešetke smanjuju rasejanje, ali zato

povećavaju dozu. Aluminijumska i ugljena vlakna su tipični međumaterijali. Za pokretne rešetke imamo 30-50 linija/cm, a za stacionarne 80 linija/cm. Kratka ekspozicij obično izaziva artifakte koji su rezultat nedovoljnog pomeranja. Ćelijske rešetke omogućuju odbijanje rasejanja u dve dimenzije.



Slika 14. Antiscatter uređaj u mamografiji

Bucky faktor predstavlja odnos ekspozicije rešetke u odnosu na ekspozicije bez rešetke za istu optičku gustinu. Za mamografiju, ovaj faktor je oko 2-3, tako da je doza dojke ili udvostručena ili utrostručena, a kontrast slike je bolji 40% (2).

### 3.9. Generator X-zračenja i automatska kontrola ekspozicije

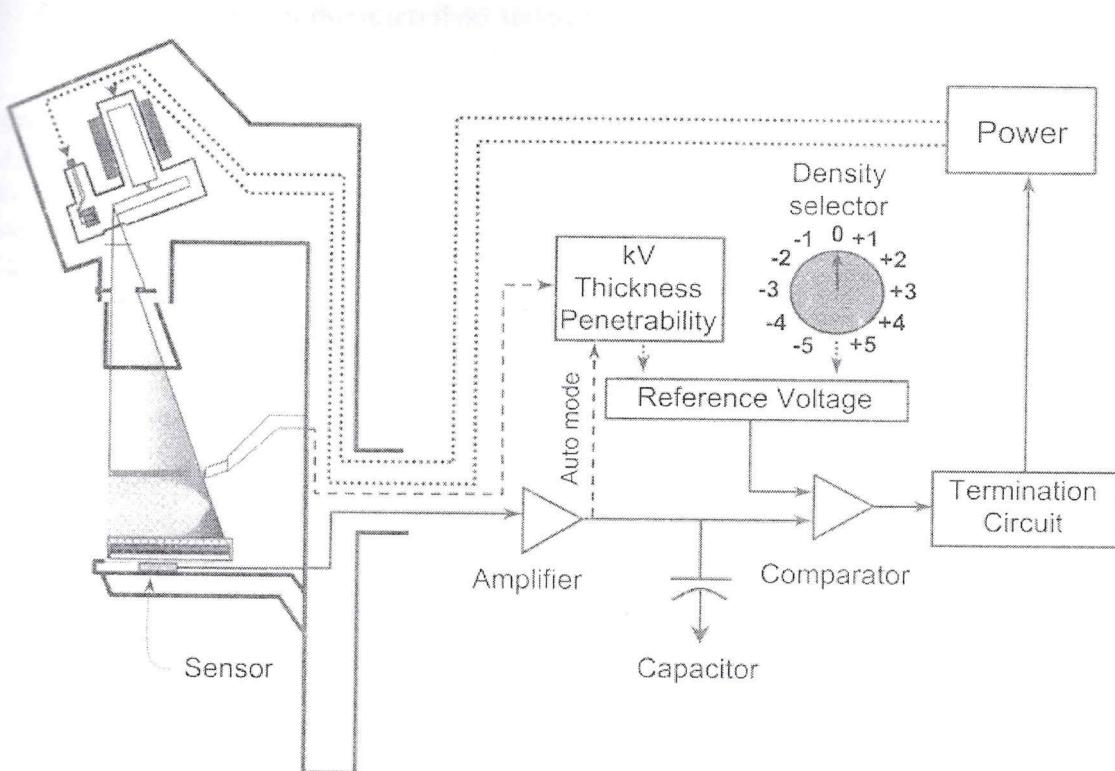
Visoko frekventni generatori su standardni za mamografiju tako da omogućju smanjenje naponskog pika, brz odgovor, laku kalibraciju, kompaktnu veličinu. Automatska kontrola ekspozicije (AEC), takođe se zove fototajmer, zapošljava radijacioni senzor ili senzore, pojačavač, napredni komparator, kako bi se kontrolisala ekspozicija. AEC detektor je postavljen ispod kasete. Senzor sadrži ionizacionu komoru ili red sa tri ili više semeikonduktorske diode. Senzor meri preostali fotonski fluks transmitovan kroz dojku, antiscatter<sup>4</sup> rešetku (ako je prisutna) i receptor slike. Tokom ekspozicije, interakcija X-zraka u senzoru oslobađa elektrone koji se skupljaju i pune kondenzator. Kada napon na kondenzatoru postigne prisutni referentni napon u komparatorskom prekidaču, ekspozicija se prekida. Finim podešavanjem u 10 koraka od -5 do +5 je moguće prilagoditi ekspoziciju referentnom naponu proizvedenog od strne AEC komparatorskog prekidača. Ako je transmisija fotona nedovoljna kako bi pokrenula komparatorski filter nakon dodatnog vremena ekspozicije, backup timer prekida ekspoziciju. Moramo selektovati veći kVp za veću prodornost snopa i kraće ekspozicijsko vreme.

Odgovor filma na veliko trajanje ekspozicije (nizak mA kapacitet male fokalne tačke), rezultuje time da ne važi recipročni zakon i da je nedovoljna optička gustina filma. Za ekstremno tanke ili debele dojke, odgovor fototajmerskog kola i X-generatora može biti prespor u prekidanju ekspozicije, izazivajući time preekspoziciju filma (2).

<sup>4</sup> Protiv rasejanja

Pozicija fototajmerskog detektora može značajno da utiče na gustinu filma. Veličina AEC detektora se mora uzeti u obzir. Mali detektori (solid-state<sup>5</sup> uređaji) mogu da ne prikažu celu dojku, dok veliki detektori mogu uzeti u obzir nevažnost okolnog tkiva na oblast od interesa.

Ekspozicijsko vreme od 0,5-2 s, postiže optičku gustinu od 1,5-2,0. Kratko vreme ekspozicije može izazvati vidljive rešetkaste linije na slici, dok dugo vreme ekspozicije se može rezultovati pomeranjem dojke, a to dalje narušiti kvalitet slike.



Slika 15. AEC - automatska kontrola ekspozicije sa fototajmerom

<sup>5</sup> Čvrsto stanje

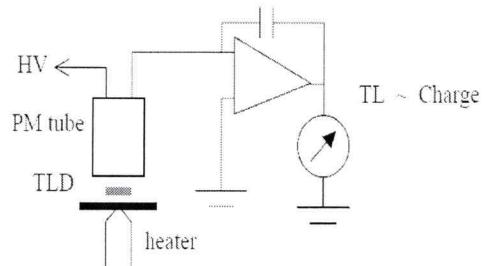
## 4. Dozimetri

Instrumenti koji se koriste za merenje kerme u vazduhu ili apsorbovane doze nazivaju se dozimetri. Po definiciji, dozimetar je zapremina medijuma osetljivog na ionizujuća zračenja, okružena zidom od drugog materijala. U detektore koji se najčešće koriste u dijagnostičkoj radiologiji ubrajaju se: ionizacione komore, termoluminescentni dozimetri (TLD), film, scintilatori i poluprovodnici (8).

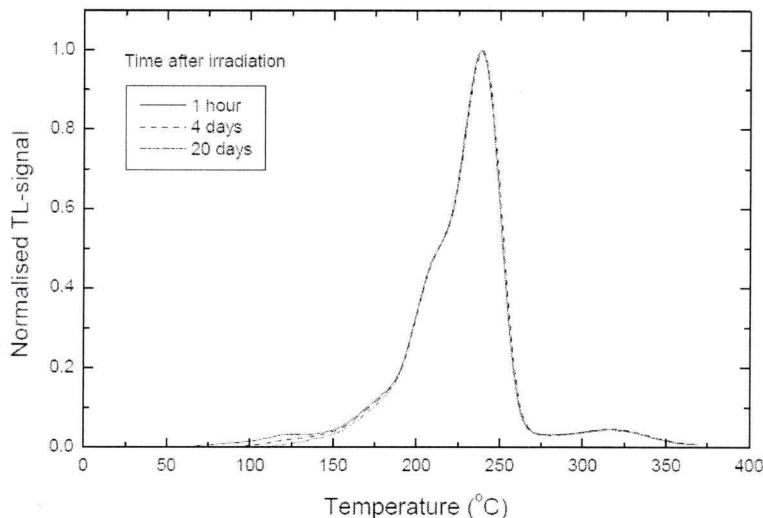
### 4.1. Termolumintensivni dozimetarski sistemi

Termiluminescentni dozimetri koji se koriste u medicini su LiF:Mg, Ti, LiF:Mg,Cu,P i  $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7:\text{Mn}$ , a koriste se jer su ekvivalentni tkivu. Drugi TLD se koriste zbog njihove velike osetljivosti, a to su  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  i  $\text{CaF}_2:\text{Mn}$ .

- TLD su raznog oblika – praškastog, čip, štapa ili traka
- Pre upotrebe TLD se mora žariti da bi se obrisao ostatak signala. Ciklus žarenja obuhvata zagrevanje i hlađenje.



Slika 16. TLD dozimetarski sistem



Slika 17. "Glow" kriva

Osnovni TLD sistem se sastoji od metalnog diska koji služi za ponavljanje i zagrevanje TLD-a, PMT-a za detekciju emisije termoluminescentnog svetla i prevodenje istog u elektronski signal za detekciju protoka fotona, i elektrometra koji služi za snimanje PMT signala kao napona ili struje. Dijagram TLD čitača je prikazan na slici 16.

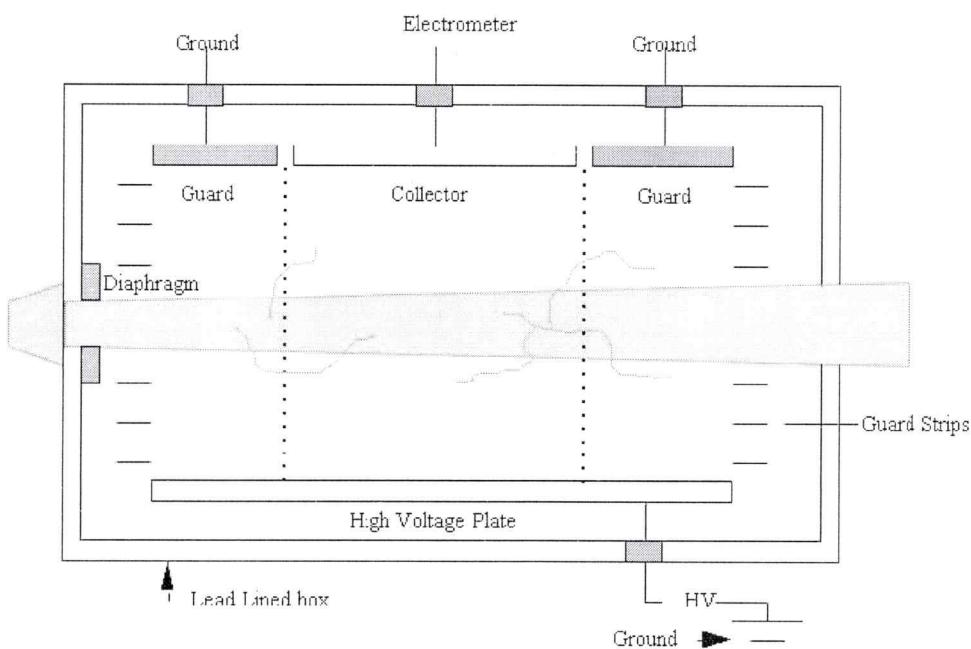
- Termiluminescentni emisioni intezitet je funkcija TLD i temperature (TLD glow kriva, slika 17). Održavanje temperature konstantnom nam daje da je temperatura funkcija vremena.
- Ukupan emitovan TL signal se može povezati sa dozom.
- Termoluminescentni signal opada sa vremenom posle prestanka zračenja, zbog spontane emisije svetlosti na sobnoj temperaturi. Ovaj proces se naziva slabljenjem.

- Pre upotrebe TLD se mora kalibrirati. Razvaja se apsorbovana doza od termoluminescentnog očitavanja zbog nekoliko korekcija, kao što su energija, slabljenje i odgovora doze koja nije linearna.

## 4.2. Jonizacione komore i elektrometri

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

- Jonizaciona komora je gasom ispunjena šupljina okružena provodnim spoljašnjim zidom i ima centralnu elektrodu. Zid i sakupljuća elektroda odvojeni su kvalitetnim izolatorom kako bi se smanjila struja curenja kada se polarizujući napon primeni na komoru.
- Zaštitna elektroda omogućava dalje smanjenje curenja komore. Zaštitna elektroda presreće struju curenja i dozvoljava uzemljenje, zaobilazeći sakupljuću elektrodu. Takođe omogućava uniformnost polja u aktivnoj zapremini komore.
- Merenje sa otvorenom vazdušnom jonizacionom komorom zahteva korekciju temperature i pritiska kako bi se uračunala promena u masi vazduha u zapremini komore, koja se menja sa promenom temperature okoline i pritiska (8).



Slika 18. Šematski prikaz jonizacione komore

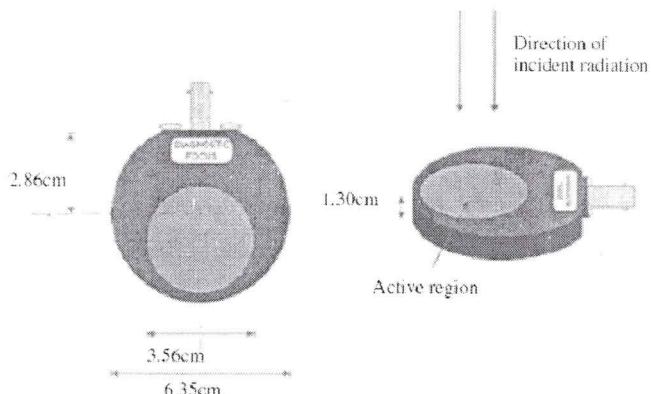
### 4.2.1. Cilindrične i plan-paralelne jonizacione komore

Jonizaciona komora se sastoji od dve provodne elektrode čije međusobno rastojanje definiše zapreminu ispunjenu gasom. Aktivna zapremina ionizacione komore je najčešće ispunjena vazduhom, pri čemu masa vazduha unutar komore zavisi od spoljašnje temperature, pritiska i vlažnosti vazduha. Razlika potencijala između elektroda omogućava prikupljanje nanelektrisanja nastalog u aktivnoj zapremini komore ali nije dovoljna da izazove sudsarne ionizacione i ekscitacione procese molekula gasa. Količina prikupljenog nanelektrisanja ili brzina njegovog prikupljanja predstavljaju signal. Teorijski, eksponiciona doza koju izmeri ionizaciona komora

odgovara prikupljenom naelektrisanju po jedinici mase vazduha u aktivnoj zapremini komore. U praksi, izmereni signal se koriguje usled fizičkih ograničenja merila. Korekcioni faktori se određuju u procesu kalibracije (8).

Planparalelna ionizaciona komora je najčešće korišćena ionizaciona komora u dijagnostičkoj radiologiji. Ovaj tip komore je i model na kome se može opisati princip rada ionizacione komore. U opštem slučaju, ionizacione komore sadrže tri elektrode: kolektorsku, zaštitnu i osnovnu. Naelektrisanje se sa kolektorske elektrode odvodi na uređaj (elektrometar) koji registruje jačinu struje prikupljenog naelektrisanja. Funkcija zaštitne elektrode je očuvanje homogenosti električnog polja i eliminacija parazitnih signala. Signal sa elektrometra se najčešće iskazuje u jedinicama C/kg ili Gy, ukoliko se meri kerma u vazduhu. Kerma u vazduhu izračunava se na osnovu energije ionizacije suvog vazduha, tako da konverzoni faktor iz ekspozicione doze u kermu iznosi 33.97 J/C. U procesu kalibracije i korišćenja, elektrode se orijentisu normalno u odnosu na osu snopa X-zračenja.

Na slici 19 je prikazana ionizaciona komora koja se koristi za merenje u mamografiji. Ona se postavlja na površinu fantoma kako bi se merila ulazna doza za različite kVp vrednosti za različite meta/filter kombinacije. Pri merenju se kompresiona lopatica stavlja na komoru kako bi se izbeglo backscatter zračenje.



Slika 19. Model 96035B ionizacione komore

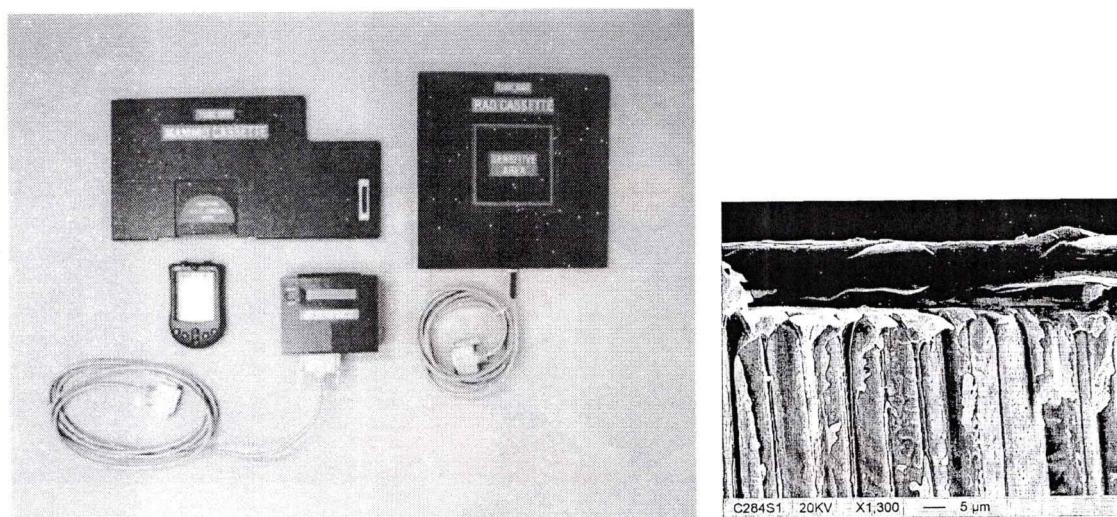
## 5. Konvencionalni prijemnici slike u mamografiji

Receptor slike sa filmom mora proizvesti odgovarajuću prostornu rezoluciju, radiografsku brzinu i kontrast slike. Doza filma ne ograničava prostornu rezoluciju, ali značajno utiče na kontrast slike. Filmovi velike brzine mogu uzrokovati vidljivo opadanje kontrasne osjetljivosti zbog povećanja količine šuma i zrnastog šuma (2).

Mamografska kaseta ima jedinstvene osobine. Većina kasete je napravljena od materijala male atenuacije (karbonskih vlakana) i ima jedan fosforski ekran koji se upotrebljava zajedno sa jednim emulzionim filmom. Najčešće korišćeni fosforni ekran je gadolinijum-oksidsulfid sa terbijumom kao aktivacionim centrom ( $Gd_2O_3:Tb$ ). Emisija zelenog svetla od strane ekrana zahteva filmsku emulziju osjetljivu na zelenu svetlost. Pojačavačka screen-film brzina i prostorna rezolucija su određene veličinom fosfornih čestica, boje svetlosti koja se apsorbuje u fosfornoj matrici i debljini fosfora. Brzina mamografskog film-screena je klasikovana kao regularna (100 *per speed*) i srednja (150-190 *speed*), gde 100-speed sistem predlaže ~12 do ~15 mR ekspozicije kako bi se postigla željena optička gustina. Ekran je pozicioniran iza kasete tako da X-zraci putuju kroz omotač kasete i interaguju prvo sa filmom pre interakcije sa fosforom.

### 5.1. Screen-Film sistem za mamografiju

Skoro sve kasete imaju jedan gadolinijumoksidosulfidni fosforni ekran i zato traži filmski emulziju osjetljivu na zelenu svetlost. Film i ekran se dizajniraju tako da daju optimalni kvalitet slike. Nije preporučljivo da se pomešaju ekran i film zbog potencijalne varijacije brzinskih i kontrasnih karakteristika (2).

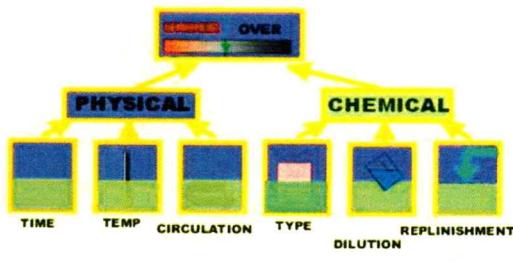


Slika 21. prijemnik slike sistem korišćen u mamografiji (film-pojačivačka folija)

## 5.2. Obrada filma

Obrad filma je veoma bitan korak u mamografiji. Ako razvijač ima suviše nisku temperaturu, brzina filma i kontrast filma je smanjen. Ako je temperatura suviše visoka ili je vreme procesiranja suviše dugo, povećana brzina filma dozvoljava smanjenje doze. U ovom slučaju filmski kontrast će biti smanjen ako se poveća zamagljenje filma i količina pokreta (9).

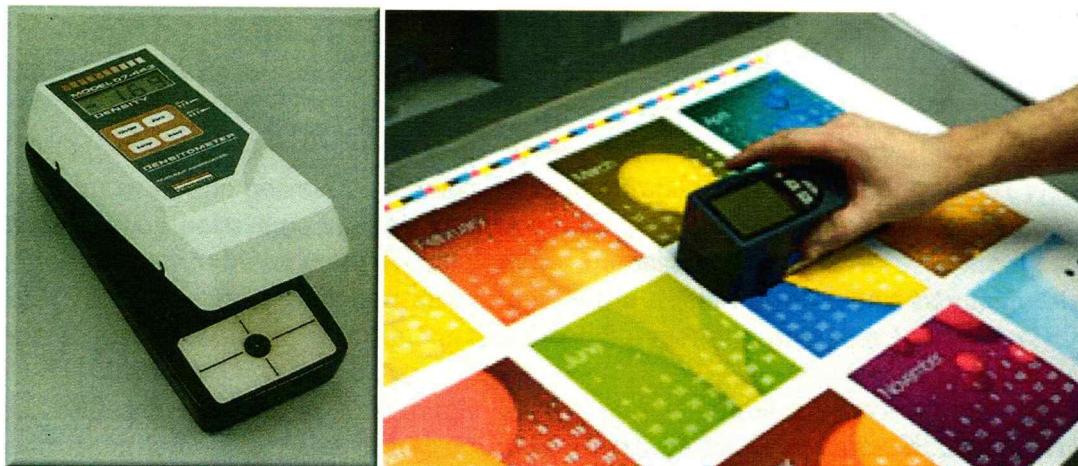
### FACTORS AFFECTING PROCESSING LEVEL



Spavols

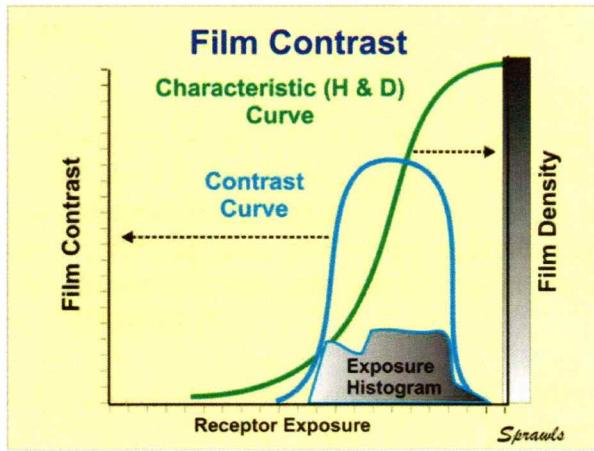
## 5.3. Senzitometrija

Zbog velike senzitivnosti, na mamografski film veoma utiču: male promene procesorskih performansi, rutinskog posmatranja odgovarajućeg filmskog kontrasta, brzine, i vrednosti base+fog (deo karakteristične krive, slika 22). Senzitometar, denzitometar, termometar su alatke neophodne za kompletiranje procesorskog proračunavanja. Film se eksponira koristeći kalibriran senzitometar sa spektralnim izlazom sličnim fosforskim ( $Gd_2O_2S:Tb$  ekran emituje zelenu svetlost). Procesor zatim razvija film. Na filmu, optička gustina stvorena kalibriranim svetslošću intenzivnih linija senzitometra meri se sa filmskim denzitometrom. Dobijeni podaci o optičkoj gustini moraju biti u određenim granicama. Ukoliko su ovi podaci van ovih granica mora se izvršiti korekcija. Bitna je i temperatura razvijača, koja iznosi  $\sim 35^{\circ}\text{C}$  ( $95^{\circ}\text{F}$ ) (2).



Slika 21. Filmski sensitometer i densitometer

**Karakteristična i gradijentna kriva.** Gradijentna kriva pokazuje zavisnost filmskog kontrasta od upadne ekspozicije. Ponekad je korisniji grafik gradijenta (kontrasta) i optičke gustine, što oslikava kontrasni odgovor filma u zavisnosti od optičke gustine (slika 22.) (9).



Slika 22. Standardni oblik H&D krive

#### 5.4. Produceni ciklus obrade filma

Prošireni period procesiranja je unapređen filmski metod koji povećava brzinu nekih singl-emulzionalih mamografskih filmova tako što povećava imerziono vreme razvijajuća za faktor 2 (često od ~20 do ~40 s). Ovaj način dozvoljava smanjenje skrivenih centara slike i taloženja srebrnih zrnaca koji bi u suprotnom bili odstranjeni u fikserskom rastvaraču. Povećanje vremena razvijanja povećava filmski kontrast i brzinu, a to smanjuje ekspoziciju od 35% do 40% u odnosu na standaradno procesiranje pri istoj optičkoj gustini filma. Mana je ta što se smanjuje filmska propustljivost. Ova metoda je postala tehnika prošlosti (2).

#### 5.5. Uslovi za posmatranje filma

Određeni objekti snimljeni na mamografskom filmu mogu lako biti neopaženi pri optimalnim uslovima posmatranja. Kako se mamografski filmovi eksponiraju pri visokim optičkim gustinama, zbog postizanja velikog kontrasta, tako je potrebno da kutije za posmatranje (*view box*) stvaraju veliku luminescenciju (fizičku meru sjajnosti svetlosnog izvora, meri se u kandelama ( $cd/m^2$ )). Luminescencija mamografske *view*-kutije trebalo bi da iznosi najmanje  $3000\text{ cd}/m^2$  (za komparaciju, luminescencija za tipičnu dijagnostičku radiologiju je oko  $1500\text{ cd}/m^2$ ).

Filmsko maskiranje (blokirajući jasne porcije filma i *view*-kutije) služi za očuvanje radiografskog kontrasta. Film bi trebalo da se eksponira što je moguće bliže njegovim krajevima i krajevima *view*-kutije.

Intenzitet ambijentalnog svetla u mamografskoj sobi za očitavanje treba da bude što je moguće niži, kako bi se eliminisala refleksija sa filma i poboljšao radiografski kontrast. Iluminescencija (luminescentni fluks koji pada na određenu oblast po jedinici površine, meren u lux-ima ili lumenima/ $m^2$ ), treba da bude na što nižem nivou (npr. ispod 50 lux-a). Potrebno je veoma intenzivno svetlo kako bi prodirao kroz visoko optički gust film, a za lakše uočavanje mikrokalcifikacija koristi se i lupa (2).

## 6. Digitalna mamografija

Mamografija predstavlja jedan od najvećih izazova za digitalne detektore, jer zahteva veliku prostornu rezoluciju koja je potrebna za detekciju i karakterizaciju mikrokalcifikacija. Malo vidno polje se koristi u digitalnoj stereotaktičnoj biopsiji. Sistemi za biopsiju dojke koriste digitalne detektore dimenzija  $5 \times 5\text{cm}$  ili fiberoptičke konuse ili ogledala sa CCD kamerama. Energija apsorbovana u pojačavačkom ekranu oslobađa svetlost, koja se prikuplja preko svetlosnih cevi koje fokusiraju sliku na površinu CCD čipa (2).

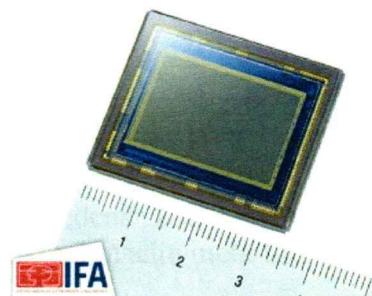
Full-field (potpuno polje) digitalni mamografski sistemi bazirani na CCD kamerama koriste mozaične CCD sisteme. Korišćenje nekoliko CCD čipova je neophodno kako bi se povećala površina svetlosnog senzora, i da bi faktor umanjenja bio što niži. Sa mozaičnim CCD sistemima, individualne slike sa svake kamere se zajedno "ušivaju" i pri upotrebi softvera dobija se mamografska slika visoke rezolucije.

Još jedna tehnologija koja se koristi u full-field digitalnoj mamografiji su slot-scan sistemi. Oni koriste duge, tanke nizove CCD čipova. Slot-scan sistemi upotrebljavaju detektorske nizove dimenzija  $4\text{mm} \times 18\text{cm}$ . Dojka je nepokretna i pod kompresijom je sve dok se ne izvrši pregled X-zracima. Samo se uzano mesto (slot) eksponira sa visoko kolinisanim X-snopom, tako da se samo mali deo rasejanog zračenja detektuje u odnosu na uzanu geometriju snopa. Geometrijska efikasnost ove tehnike je mala u poređenju sa full-field sistemima, iz razloga što samo X-zraci koji prolaze kroz uzani kolimator na mesto-slot se koriste kako bi formirali sliku. Ekspozicija traje od 1-2 s, imamo anodu od volframa i viši peak-kilovaotage (kVp) u odnosu na konvencionalnu mamografiju (oko 45 kV). U slot scan geometriji možemo imati problema sa zagrevanjem, bez obzira na bolju efikasnost volframa u odnosu na molibden i na visoku efikasnost pri višem kVp-u (10).

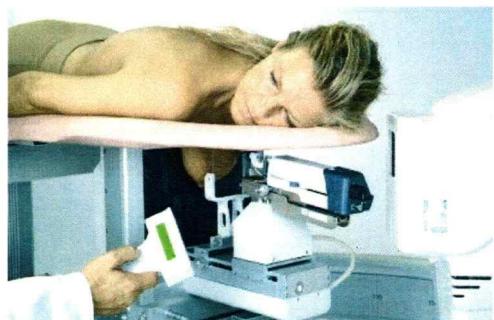
Iz razloga što je širina slota (4 mm) mnogo veća nego jednog piksela (0,050 mm), skeniranje sistema sa pokretnim detektorima će izazvati zamagljenje slike, ako se pomeranje detektora ne uskladi.

Sistemi stereotaktične biopsije dojke omogućavaju lokalizaciju u tri dimenzije lezija nađenih na mamogramu. Dve projekcije dojke se postižu iz dva različita ugla rendgenske cevi (često +15 i -15 stepeni od normalnog). Lezija se projektuje na pomerajući detektor u suprotnom pravcu od pomeranja cevi, u zavisnosti od dubine lezije. Merenje pomeranja specifične lezije dozvoljava kalkulacija razdaljenosti od detektora koristeći trigonometrijske odnose i omogućava određivanje trajektoriju i dubinu biopsy-igle koja se ubacuje pomoću biopsy-topa (pištolja).

Digitalni detektori su okarakterisani sa dimenzijama pixela (što određuje prostorno razdvajanje) i dubinom pixelog bit-a (što određuje opseg sive skale). U mamografiji, screen-film detektori imaju efektivnu prostornu frekvenciju od oko  $20\text{ lp/mm}$ , koja je ekvivalentna sa veličinom piksela od  $1/(2 \times 20/\text{mm}) = 1/(40/\text{mm}) = 25\text{ }\mu\text{m}$ . Mana digitalnog mamografskog sistema je u displeju slike i sistemtskom trošku. Najskuplji su *full-field* mamografski sistemi (2).



Slika 23. CCD chip



Slika 24. Biopsija dojke

## 7. Određivanje doze za pacijenta

Glandularno tkivo je najizloženije kancerogenzi, a time preferirani dozni indeks je srednja glandularna doza. Ova doza zavisi od dubine glandularnog tkiva, a određivanje nije jednostavno. *Midbreast doza* je doza koja se isporučuje u sredini dojke, i ona je tipično niža od srednje glandularne doze (11).

### 7.1. Srednja glandularna doza i njeno određivanje

Određivanje srednje glandularne doze se zasniva na merenju pomoću blokova fantoma (polymethylmethacrylate-PMMA) različite debljine, aproksimativno simulirajući srednju "kompresovanu" dojku. Faktori koji omogućavaju izjednačavanje atenuacije fantoma i dojke pri različitim debljinama su  $g$ ,  $s$  i  $c$  faktor. Treba napomenuti da je PMMA gušći od tkiva dojke, pa svaka automatska selekcija kV-a, mete ili filtera može uticati na neznatnu razliku od realne dojke. Ovo možemo popraviti dodavanjem polystyrene blokova PMMA kao razmaka koji će omogućiti da totalna debljina bude ekvivalentna kao i realna dojka. Srednja glandularna doza,  $\bar{D}_G$ , je izvedena iz upadne površinske air-kerme,  $K_{a,i}$  (merena bez backscatter-zračenja) za fantom PMMA, po sledećoj formuli:

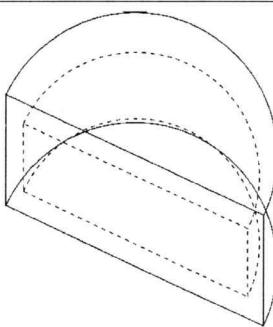
$$\bar{D}_G = K_{a,i} g c s \quad (3)$$

Faktor  $g$ , odgovara glandularnosti (žlezdanosti) od 50% (zavisi od vrednosti HVL).  $c$ -faktor koriguje razliku u kompoziciji tipične dojke u odnosu na 50% glandularne. Faktor  $s$  koriguje razlike u zavisnosti od izbora spektra X-zračenja. Doza bi trebala biti određena koristeći klinički selektovane eksposicione faktore uključujući automatsku selekciju kV i kombinaciju meta/filtera.

Upadna air-kerma na kompresovanoj dojci, pri poznatoj vrednsoti razdaljine fokusa i površine dojke,  $d_{FSD}$ , može se izračunati preko sledeće formule:

$$K_{a,i} = d_{FSD}^{-2} Y Q \quad (4)$$

gde je  $Q$  ekspozicijski strujno-vremenski proizvod cevi za određenu sliku i  $Y$  je izlazni signal cevi (izlazna snaga) za određenu kombinaciju anoda/filter i oredjenom naponu cevi (11).



Slika 25. Figura na slici predstavlja crtež modela kompresovane dojke sa centralnim delom koji simulira tkivo dojke kao polovinu cilindra koji je ograničen isprekidanom linijom, spoljašnji deo simulira kožu, a masno tkivo je ograničeno između pune i isprekidane linije.

Snop se brzo atenuira i glandularno tkivo je najjudaljenije od površine i prima mnogo manje doze u debljoj dojci.

Dozimetar Barracuda je specijalan uređaj koji služi za kontrolu kvaliteta snopa X-zraka. To je u suštini multinamenski detektor koji nam omogućuje očitavanje merenih vrednosti i grafički prikaz istih. Može da meri: kVp, vreme impulsa, impulse, dozu, brzinu doze, dozu po svakom pulsu, brzinu pulsa, HVL, totalnu filtraciju i talasni oblik. Kalibracija je moguća za radiografiju, mamografiju i CT. Mamografska kalibracija uključuje različite meta/filter kombinacije: Mo/Mo, Mo/Rh, Mo/Al, Rh/Rh, Rh/Al, W/Rh and W/Al (12).



Slika 26. Barracuda detektor za kontrolu kvaliteta snopa X-zraka

## 7.2. Faktori koji utiču na dozu dojke

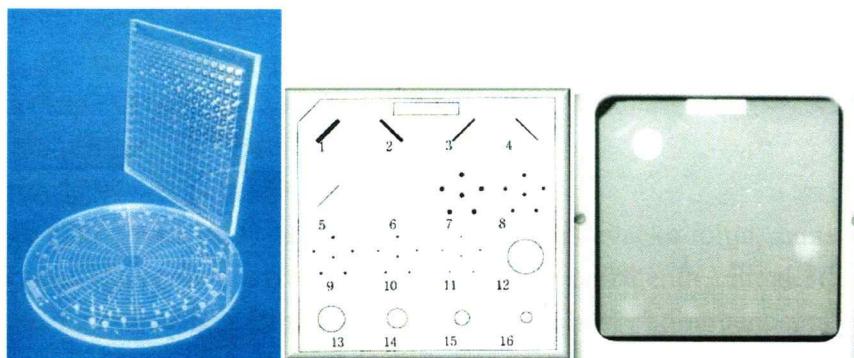
Mnoge promenljive utiču na dozu dojke. Brzina screen-film receptora i filmska optička gustina su glavni faktori. Debljina dojke i sastav dojke veoma utiču na apsorbciju X-zraka. Veće kVp (veći HVL) povećava prodiranje u tkivo (niža ESE i niža srednja glandularna doza), ali se zato smanjuje subjektivni kontrast. Antiscatter grid poboljšava kvalitet slike, ali povećava radijacionu dozu Bucky faktorom (~2×).

MQSA ograničava srednju glandularnu dozu na 3mGy (300 mrad) po filmu (npr. 6mGy za dva filma) za kompresovanu dojku debljine 4,2 cm i dojku sastavljenu od 50% glandularnog i 50% masnog tkiva (npr. MQSA-odobrio je mamografski fantom). Ako je srednja glandularna doza za ovaj fantom iznad 3 mGy, mamografija ne može biti izvedena. Srednja glandularna doza za ovaj fantom je tipično od 1,5 do 2,2 mGy po projekciji ili 3-4,4 mGy za dve projekcije za film optičke gustine od 1,5-2.

Kvalitet mamografske slike jako zavisi od energije snopa, "kvantne šare" i detektovanog rasejanog zračenja. Brzi screen-film detektori mogu upotrebiti niže doze, ali to često loše utiče na prostornu rezoluciju. Digitalni detektori sa fosforom mogu poboljšati kvantnu efikasnost detektora bez smanjenja rezolucije. Veći efikasni energetski snopovi (npr. Rh meta i Rh filter) mogu značajno smanjiti dozu u debeloj, gusto glandularnoj dozi bez gubitka kvaliteta slike. Korišćenjem nejonizujućih imidžinskih modaliteta kao što su ultrazvuk i MRI značajno se smanjuje radijaciona doza za dijagnostičku procenu dojke (2).

### 7.3. Mamografski fantom

Mamografski fantom je test objekat koji simulira radiografsku karakteristiku kompresovanog tkiva dojke, i sadrži komponente koje modeluju obolelu dojku i kancer na fantomskoj slici. Njegova uloga je da odredi adekvatnost ukupnog imidžing sistema (uključujući filmsko procesiranje) i to na osnovu detekcije odgovarajućih radiografskih detalja, kao i na osnovu reprodukcije kontrasta i optičke gustine tokom vremena. Sastoji se od akrilnog bloka, ubacivanja voska i akrilnog diska (4 mm debljine i 10 mm u dijametru), koji je prikačen na vrhu fantoma.



Slika 27. Fantomi, gde prvi na slici predstavlja fantom za kontrast, a druga dva su mamografski fantomi (13)

Namenjen je za imitaciju atenuacionih karakteristika "standardne dojke" od 4,2 cm debljine, kompresovane dojke od 50% masnog i 50% žlezdanog tkiva. Vosak sadrži 6 cilindričnih najlonskih vlakana različitih dijametara, 5 kalcifikacijskih grupa ( $\text{Al}_2\text{O}_3$  čestica) različitih veličina, i 5 diskova niskog kontrasta, različitih debljina i dijametara. Uočavanje ovih objekata oslikava efikasnost (performansu) sistema (8).

### 7.4. Osiguranje i kontrola kvalitata

Mamografija je veoma zahtevna procedura. Dostizanje maksimalnog potencijala za ispitivanje zahteva optimizaciju uređaja i tehnike. Čak i male promene kod uređaja, filmskom procesiraju, pacijentskom postavljanju ili uslova posmatranja filma može smanjiti osteljivost mamografa. Za osiguranje kvaliteta bitni su i stručnjaci, njihove kvalifikacije i iskustvo (2).

Kontrola kvaliteta fizičkih i tehničkih aspekata mamografskog dijagnostičkog lanca garantuje proizvodnju dijagnostičkih slika zadovoljavajućeg kvaliteta pomoću kojih je efikasno moguće detektovati male lezije, stabilnost dijagnostičke informacije, kao i doze za dojku u skladu sa ALARA (As Low As Reasonably Achievable) principom. Praktična realizacija QA/QC programa mora uzeti u obzir sve medicinske, organizacione i tehničke aspekte mamografije. Detaljne preporuke vezane za implementaciju QA/QC u mamografiji date su u dokumentu „European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis“. U cilju uspešne implementacije QA/QC programa neophodno je kontrolisati niz parametara koji utiču na kvalitet finalnog proizvoda mamografske jedinice – mamografske slike. Skup ovih parametara sa metodama, frekvencijom testiranja i kriterijumima prihvatljivosti sačinjava QC protokol. Protokol obuhvata sve relevantne segmente mamografske jedinice i to: testiranje funkcionisanja mamografskog rendgen-aparata, radijaciona bezbednost profesionalno izloženih lica i pacijenata, pacijenta dozimetrija i ocena kvaliteta mamografske slike. Generička lista parametara sadrži sledeće kategorije testova (1) :

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

## **8. Evropski protokol za kontrolu kvaliteta fizičkih i tehničkih aspekata mamografskog skrininga (screen-film mamografija)**

Preduslov za uspešno pregled jeste taj da mamogram sadrži dovoljno dijagnostičkih informacija kako bi detektovali kancer dojke, a da pri tome ostvarimo što je moguće nižu radijacionu dozu (ALARA - *as low as is reasonably achievable*). Ovaj zahtev važi za svaki mamogram. Kontrola kvaliteta (QC-quality control) mora da utvrdi da oprema koja se koristi funkcioniše na visokom nivou kvaliteta (1).

Namera ovog dela rada je da se ukaže na osnovne postupke ispitivanja, odn. testiranja, merenja doze i njihove učestanosti. Upotreba ovih testova i procedura je od suštinskog značaja za obezbeđivanje visokog kvaliteta u mamografiji. Obezbeđivanje kvaliteta uzima u obzir medicinske, organizacione i tehničke aspekte.

### **8.1. Kontrola kvaliteta (QC)**

Mamografsko skeniranje treba da se izvodi sa savremenom opremom i odgovarajućim receptorima slike. Pre stavljanja sistema u kliničku upotrebu, on mora da prođe odgovarajuće testiranje kako bi se proverilo da sistem zadovoljava standarde. Ovo važi za mamografsku rendgen opremu, receptore slike, filmski procesor, uređaj za posmatranje i opremu za testiranje kontrole kvaliteta. Sva oprema se mora držati iznad minimalnog nivoa ali i na najvišem mogućem nivou. (1)

QC sa fizičkog i tehničkog aspekta mora da garantuje da su ispunjeni sledeći ciljevi:

- Radiolog je obezbedio da imamo najbolju moguću sliku koja nosi najviše dijagnostičkih informacija, a pri tome je upotrebojao najbolju radiografsku tehniku.
- Kvalitet slike je stabilan u odnosu na sadržaj informacije i optičku gustinu
- Doza za grudi je minimalna koliko je to realno moguće postići (ALARA) za potrebnu mamografsku informaciju.

## 8.2. Merenje kvaliteta i učestanost merenja

Da bi se postigli gore navedeni ciljevi, treba sprovesti merenja za QC. Svako merenje treba da prati QC-protokol koji je prilagođen specifičnim zahtevima lokalnog ili nacionalnog QA<sup>6</sup>-programa. Evropski protokol za kontrolu kvaliteta sa fizičkog i tehničkog aspekta mamografskog skrinininga daje nam smernice o individualnim fizičkim i tehničkim merenjima, merenjima doze i učestanostima ovih merenja. Kvalitet slike i doza isporučena dojci zavise od opreme koja se koristi, kao i od rendgenske tehnike. QC sprovedi nadzor fizičkih i tehničkih parametara mamografskog sistema i njegovih komponenti. Treba pratiti sledeće komponente i parametre sistema:

- RTG generator i sistem kontrole ekspozicije
- Bucky i sliku receptora
- Obradu filma (za ekran-film sistem)
- Obrada slike (za digitalne sisteme)
- Osobine sistema (uključujući i dozu)
- Monitor i štampač (za digitalne sisteme)
- Pregled stanja

Protokol nam daje takođe prihvatljive i ostvarive granične vrednosti za neke QC parametre. Postignute vrednosti ukazuju na ogrničenja koja su ostvariva (1).

## 9. Screen-film mamografija

Evropski protokol opisuje osnovnu tehniku za kvalitetnu kontrolu (QC) fizičkih i tehničkih aspekata mamografije. On je izведен iz već postojećih protokola i iz iskustva različitih grupa koje se bave kontrolom kvaliteta mamografske opreme. Kako se tehnika mamografskog oslikavanja (imaging) i opreme usavršava, protokol se mora stalno obnavljati (ažurirati). Mnoga merenja se izvode koristeći odgovarajuće test objekte. Sva merenja se izvode pri normalnim uslovima rada. Navećemo dva standardna tipa za ekspoziciju:

- Referentna ekspozicija - ima za cilj da pruži informaciju o sistemu pod posebno definisanim uslovima nezavisnih od kliničkih podešavanja
- Rutinska ekspozicija - ima za cilj da pruži informaciju o sistemu pod kliničkim podešavanjima (1).

	Referentna ekspozicija	Rutinska ekspozicija
debljina test objekta	45 mm	45 mm
materijal test objekta	PMMA	PMMA
napon cevi	28 kV	zavisi od kliničke upotrebe
target materijal	molibden	zavisi od kliničke upotrebe
filter materijal	molibden	zavisi od kliničke upotrebe
kompresioni uređaj	u kontaktu sa test objektom	u kontaktu sa test objektom
rešetka protiv rasejanja	prisutna	prisutna
rastojanje izvor-slika	povezana sa rešetkom za fokusiranje	povezana sa rešetkom za fokusiranje
fototajmerski detektor	u poziciji blizu grudnog koša	u poziciji blizu grudnog koša
automatska kontrola ekspozicije	uključena	zavisi od kliničke upotrebe
kontrola optičke gustine	u zavisnosti od referentne optičke gustine	u zavisnosti od optičke gustine mete

<sup>6</sup> Quality assurance - osiguranje kvaliteta

Optička gustina (OD) dobijene slike se meri na referenci ROI, koja leži 60 mm od strane grudnog koša i da je bočno centritana. Referentna optička gustina treba da bude  $1,60 \pm 0,15$  OD. Sva merenja treba izvoditi sa istom kasetom da bi se izbegle razlike između kasete i ekrana, osim u slučaju kada testiramo individualne kasete. Granice za prihvatljivo izvršavanje su date, ali u ek možemo dobiti i bolji rezultat. Neka merenja se mogu izvršiti pomoću lokalnog osoblja. Složenija merenja treba da izvode medicinski fizičar koji je obučen i ima iskustvo u dijagnostičkoj radiologiji i posebno da je obučen za mamografiju QC.

Osoblje koje izvodi dnevne/nedeljne provere QC mora da koristi sledeću opremu:

- Sensitometar
- Densitometar
- Termometar
- PMMA ploče
- Standardne test blokove (45 mm PMMA)
- QC test objekte
- Referentnu kasetu

Medicinskom fizičaru je potrebna mnoga dodatna oprema pored one navedene gore za proveru QC:

- Dosimetar
- kVp-metar
- Merač vremena ekspozicije
- Merač svetla
- QC test objekti
- Aluminiumske pločice
- Uredaj za fokalnu tačku i postolje
- Štoperica
- Uredaj za testiranje kontakta film/ekran
- Metar-merna traka
- Uredaj za testiranje kompresione sile
- Gumena pena - Rubber foam
- Pločice olova
- Aluminium stepwedge

## 10. Opis merenja

Pri merenju apsolutne vrednosti doze mora se uzeti u obzir korekcija na temperaturu i vazdušni pritisak, što će ovde biti i opisano. Opisano je i merenje veličine fokalne tačke, razdaljine između izvora i slike (SID), poravnavanje polja X-zračenja i receptora slike, curenje radijacije i izlaz cevi (tube output) (1).

### 10.1. Veličina fokalne tačke

Merenje dimenzija fokalne tačke može se izvesti korišćenjem sledećih metoda:

- *Kamere sa razrezom:* kompleksan ali tačan metod za dobijanje dimenzija (prihvatljivo testiranje)

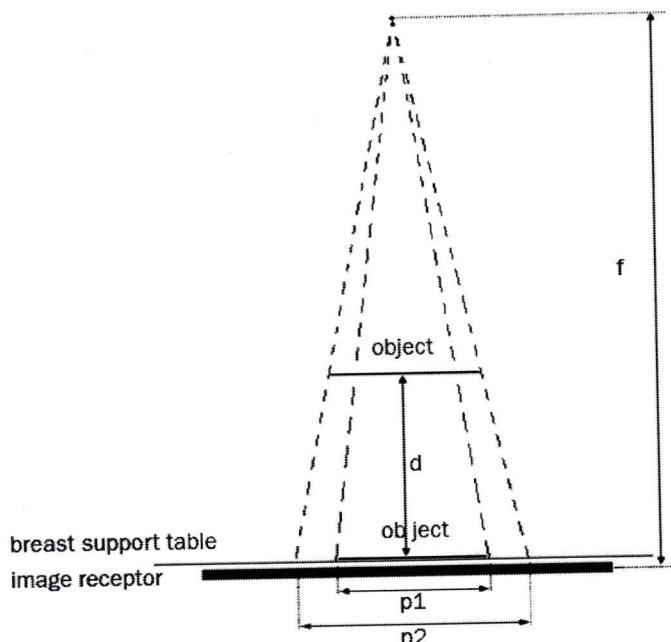
- *Kamera sa tačkastim otvorom (pinhole)*: kompleksan ali tačan metod za određivanje oblika (prihvatljivo testiranje)
- *Rupičasta kamera*: jednostavan metod za određivanje veličine polja (rutinski i prihvatljivi test)

Pored navedenih metoda moguće je koristiti i neke automatske, digitalne uređaje kako bi se izmerila veličina fokalne tačke. Po IEC/NEMA normama, 0,3 nominalna fokalna tačka je ograničena na širinu od 45mm i dužinu od 0,65 mm. 0,4 nominalna fokalna tačka je ograničena na 0,60 i 0,85 mm respektivno. Ovde nisu date nikakve specifične granične vrednosti jer su vrednosti za veličinu fokalne tačke uračunati u ograničenja koja se propisuju za prostornu rezoluciju pri visokom kontrastu.

## 10.2. Rastojanje između izvora i slike (Source-to-image distance - SID)

Razdaljina između izvora i slike može se veoma dobro odrediti oslikavanjem (imidžingom) objekta poznatih dimenzija ( $\geq 10$  cm) koji je pozicioniran na podlogu za dojku, i drugi slučaj kada je pozicioniran tako da se nalazi iznad nje na distanci  $d$  ( $\geq 20$  cm). Prvo merimo dimenzije oslikanog objekta (objekat na podlozi za dojku), a zatim pravimo drugu sliku, tj. oslikavamo objekat kada se nalazi iznad podloge za dojku. Korišćenjem dole navedene formule razdaljina između izvora i slike se može odrediti (1):

$$f = \frac{d}{a \left( \frac{1}{p_1} - \frac{1}{p_2} \right)} \quad (5)$$



Slika 28. Merenje razdaljine između izvora i slike

$$f = \text{SID}$$

$$d = \text{razdaljina između objekta u poziciji 1 i 2}$$

$$a = \text{veličina oslikanog objekta}$$

$$p_1 = \text{veličina objekta - objekat na podlozi za dojku}$$

$$p_2 = \text{veličina objekta - objekat na distanci } d \text{ iznad podloge za dojku}$$

Granična vrednost: 600-650 mm.

Učestalost: Prihvatljivo je ako se SID podešava svakih 6 meseci

## 10.3. Poravnavanje polja X-zraka i receptora slike

Poravnavanje polja X-zraka i receptora slike na strani grudnog koša može se odrediti sa dve opterećene kasete i dva apsorbera X-zraka (npr. novčići.) treba postaviti jednu kasetu na bucky postolje i drugu kasetu na vrh postolja za dojku. Mora se voditi računa da druga kasetu ima film sa emulzijom koja je na strani koja je udaljena od ekrana, i da se nalazi iznad grudnog koša oko 30 mm. Apsorberi se stavljuju na vrh kasete. Automatska ekspozicija će rezultovati sa dovoljnom optičkom gustinom. Poravnavanje bucky između filma, polja X-zračenja i ivica grudnog koša trebalo bi izmeriti.

*Napomena 1:* Bočne strane polja X-zračenja treba najmanje da izlože receptor slike. Neznatno proširenje van svake ivice od receptora slike je prihvatljivo.

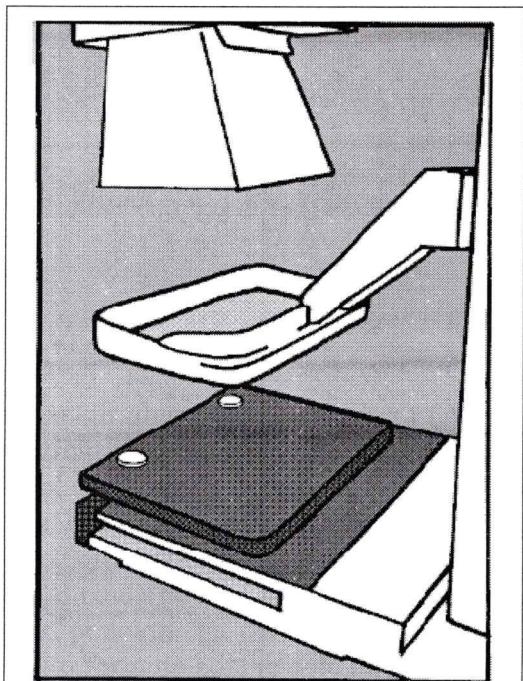
*Napomena 2:* Ako je korišćeno više od jedne veličine polja ili više meta, merenje treba ponoviti za svaki slučaj.

Granična vrednost: za sve stranice važi da X-zraci moraju pokriti film ali da ne odstupaju od njih za više od 5 mm. Za ivicu grudnog koša važi da razdaljina između ivica filma i ivica od bucky mora biti  $\leq 5$  mm.

Učestalost merenja: jednom godišnje

#### 10.4. Curenje radijacije

Merenje curenja radijacije sastoji se iz dva dela: prvo treba locirati curenje, a drugo merenje intenziteta. Treba pozicionirati zaustavljač snopa (npr. olovni listići) preko krajeva dijafragme tako da se ne emituje primarna radijacija. Kućište treba da je zatvoreno za rendgenske cev, da imamo kasetu i ekspoziciju pri maksimalnom naponu cevi i velikom strujom cevi (nekoliko ekspozicija).



Slika 29. Poravnavanje polja X-zraka i receptora slike

Treba procesirati film i ukazati na preterano curenje radijacije. Zatim se kvantitativno odredi količina zračenja na "vrućoj tački" na distanci 50 mm od cevi sa odgovarajućim detektorom. Korigovati očitavanja brzine vazdušne kerme na distanci 1m od fokalne tačke pri maksimalnom radu cevi.

Granična vrednost: ne vise od 1 mGy u jednom satu pri udaljenosti 1 m od fokusa pri maksimalno radu cevi u proseku da je raspoređeno na površinu ne više od  $100 \text{ cm}^2$ , i u skladu sa lokalnim propisima.

Učestalost merenja: po potrebi (1).

#### 10.5. Izlaz cevi (tube output)

Specifični izlaz cevi ( $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$ ) i brzina izlaza ( $\text{mGy}/\text{s}$ ) mere se korišćenjem molibden-molibden kombinacije mete i filtera pri 28 kVp u odsustvu materijala za rasejanje i atenuaciju. Opterećenje cevi (tube load - mAs) treba iskoristiti za merenje. Treba korigovati razdaljinu od fokusne tačke do detektora i izračunati specifični izlaz na 1m i brzinu izlaza na udaljenosti identičnoj sa razdaljinom između fokusa i filma (FFD).

Granične vrednosti: Prihvatljiva:  $> 30 \mu\text{Gy}/\text{mAs}$  na 1 m, dostižno  $> 40 \mu\text{Gy}/\text{mAs}$  na 1 m  $> 70\%$  vrednosti prihvatljive za sve kombinacije mete-filtera.

Učestanost merenja: svakih 6 meseci i kada se problem desi.

#### 10.6. Napon cevi i kvalitet snopa

Kvalitet zračenja emitovanog snopa X-zraka se određuje preko napona cevi, materijala anode i filtracije. Napon cevi i debljina poluslabljenja (Half Value Layer - HVL) mogu se odrediti merenjima koji su opisani ispod (1).

## **10.7. Reproduktivnost i ispravnost**

Reproducibilnost se meri ponavljanjem ekspozicija pri fiksiranoj vrednosti napona cevi koja se normalno koristi u klinici (npr. 28 kVp).

Granična vrednost: tačnost za opseg korišćenih napona u klinici  $< \pm 1$  kV, reproducibilnost  $< \pm 0.5$  kV.

Učestanost merenja: svakih 6 meseci (1).

## **10.8. Debljina poluslabljenja - Half Value Layer (HVL)**

Debljina poluslabljenja može se odrediti dodavanjem tankih aluminijumskih filtera (Al) u snop X-zraka i merenjem atenuacije. Treba pozicionirati ekspozicijski detektor na referenci ROI na vrh bucky. Postaviti kompresioni uređaj na pola puta između fokalne tačke i detektora. Selektovati molibden/molibden kombinaciju meta-filter, napon cevi na 28 kVp i odgovarajuće opterećenje cevi (mAs) i detektor treba direktno eksponirati. Filteri mogu biti pozicionirani na kompresioni uređaj i moraju prekriti celo radijaciono polje. Koristiti isto opterećenje cevi (mAs) i ekponirati detektor kroz svaki filter. Kako bi merenje bilo prihvatljivo treba ponoviti ga za sve spekture pri izračunavanju srednje glandularne doze. HVL se izračunava preko formule koja je dole navedena:

$$HVL = \frac{X_1 \ln\left(\frac{2Y_2}{Y_0}\right) - X_2 \ln\left(\frac{2Y_1}{Y_0}\right)}{\ln\left(\frac{Y_2}{Y_1}\right)} \quad (6)$$

$Y_0$  je direktno dozimetarsko očitavanje bez filtera, a  $Y_1$  i  $Y_2$  dozimetarska očitavanja sa debljinom aluminijumskih filtera  $X_1$  i  $X_2$  respektivno.

*Napomena 1:* Čistoća aluminijuma  $\geq 99.9\%$  je preporučljiva. Debljina aluminijumskih listića treba da se meri sa tačnošću od 1%.

*Napomena 2:* Izlaz rendgenske cevi mora da bude stabilan.

*Napomena 3:* HVL za druge kliničke napone i druge anodne materijale i filtere može se takođe meriti kako bi se odredila srednja glandularna doza.

Granična vrednost: za 28 Kv i Mo/Mo HVL mora biti veći od 0.30 mm Al i  $< 0.40$  mm Al

Učestanost merenja: jednom godišnje (1).

## **10.9. Sistem za automatsku kontrolu ekspozicije (AEC-system)**

Performanse automatske kontrole ekspozicije (Automatic Exposure Control - AEC) mogu se opisati preko reproduktivnosti i tačnosti automatske kontrole optičke gustine pod različitim uslovima, kao što su na primer različita debljina objekta i napon cevi. Treba nam stabilan filmski procesor i da se koristi referentna kaseta (1).

## **10.10. Kontrola optičke gustine: centralna vrednost i razlika po koraku**

Da bi proverili podešavanja kontrole optičke gustine, treba proizvesti ekspoziciju u AEC kliničkom modu na standardnom test objektu sa promenom različitih opcija selektora za kontrolu optičke gustine. Ciljnu vrednost srednje optičke gustine na referentnom ROI<sup>7</sup> treba prilagoditi u skladu sa lokalnom preferencijom, u opsegu: 1,4 - 1,9 OD,

<sup>7</sup> Region of interest

Granična vrednost: optička gustina (uključeni "base and fog".) treba da bude u granicama  $\pm$  0,15 OD od ciljne vrednosti. Promena koju stvara svaki korak u kontroli optičke gustine treba da bude oko 0,10 OD. Veličina koraka treba da bude u prihvatljivom opsegu od 0,05 do 0,20 OD. Prihvatljiva vrednost za opseg koja pokriva potpuno prilagođavanje kontrole gustine je  $> 1.0$  OD.

Učestanost merenja: svakih šest meseci treba proveravati veličinu koraka i podesivi opseg. Gustina i vrednost mAs koje koristi AEC sistem se proveravaju dnevno (1).

#### **10.11. Back-up štoperica i bezbednosni cut-off**

AEC sistem treba takođe da bude opremljen sa back-up tajmerom i bezbednosnim cut-off (odsecanjem) koji će prekinuti ekspozicije u slučaju neispravnosti AEC sistema ili kada se traži ekspozicija koja nije moguća. Treba snimiti vrednost u mAs pri kojoj sistem prekida ekspoziciju, npr. kada koristimo veće debljine PMMA ploča.

*Napomena:* Neispravnost back-up tajmera ili bezbednosnog odsecanja može oštetiti cev. Da bi izbegli preterano opterećenje cevi konsultovati upustvo za dozvoljeno maksimalno vreme ekspozicije.

Granična vrednost: back-up tajmer i/ili bezbednosno odsecanje treba da funkcioniše na odgovarajući način.

Učestanost merenja: Godišnja provera

#### **10.12. Kratkoročna reproduktivnost**

Treba pozicionirati dozimetar u snopu X-zraka ali tako da ne prekriva AEC-detektor. Kratkoročna reproduktivnost AEC sistema se izračunava odstupanjem merene ekspozicije od deset rutinskih ekspozicija (45 mm PMMA). Ako je primetno da dolazi do prekidanja sistema između dva spektra, treba otpustiti kompresionu lopaticu i kompresovati ponovo pri drugoj debljini PMMA (dodati na primer 0,5 cm PMMA) na tu snagu i izabrati jedan spektar i ponoviti merenje.

Granična vrednost: Odstupanje od srednje vrednosti ekspozicije  $< \pm 5\%$ , moguće postići  $< \pm 2\%$ .

Učestanost merenja: svakih šest meseci (1).

#### **10.13. Dugoročna reproduktivnost**

Dugoročna reproduktivnost može biti procenjena pri merenju optičke gustine i opterećenja cevi (mAs) pri ekspoziciji PMMA blokova ili QC test objekta pri dnevnoj kontroli kvaliteta. Odstupanja mogu biti pronađena u svakodnevnim senzitrometarskim podacima i očitavanja opterećenja cevi (mAs).

Granična vrednost: Odstupanje od ciljne vrednosti mora biti u granicama  $< \pm 0.20$  OD; može se postići  $< \pm 0.15$  OD.

Učestanost merenja: dnevno merenje

#### **10.14. Kompenzacija debljine objekta i napona cevi**

Kompenzaciju za debljinu objekta i napona cevi treba meriti pri ekspoziciji PMMA ploča debljine koja sa nalazi u opsegu od 20 do 70 mm i pri korišćenju kliničkog AEC moda. Ako sistem sadrži samo poluautomtsku kontrolu ekspozicije, spektar treba ručno povećavati sa debljinom. Treba snimiti spektar koji je odabran od strane AEC pri svim debljinama. Treba snimiti vrednosti debljine indikatora pri svim debljinama, i izmeriti optičku gustinu na referenci ROI.

Granična vrednost: sva odstupanja optičkih gustina od izabrane ciljne optičke gustine moraju biti u opsegu  $\pm 0,10$  OD. Vrednost indikatora debljine mora biti u opsegu  $\pm 0,5$  cm od debljina PMMA ploča.

Učestalost: svakih šest meseci kompletan test; jedom nedeljno: 20, 45, 65 mm PMMA se eksponira za kliničku upotrebu (1).

### **10.15. Usaglašenost AEC senzora**

Neki mamografski sistemi imaju ugrađeno nekoliko nezavisnih AEC senzora. Za ovakve sisteme trebalo bi proveriti da li je optička gustina slika napravljenih od različitih senzora odgovarajuća i da li je izabran dobar senzor od strane sistema. Testiraju se slike homogenih PMMA ploča (45 mm debljine) sa svakim AEC senzorom. Ručnim putem izabratiti senzor. Treba da se meri optička gustina na poziciji AEC senzora koji je korišćen za tu sliku. Da bi testirali da li je korektni AEC senzor izabran, trebamo pozicionirati dodatni atenuacioni materijal (na primer 2 ili 3 aluminijumske ploče koje se koriste za merenje HVL) iznad jednog AEC senzora. Markeri na kompresionoj lopatici mogu se koristiti kao vodič. Željeni senzor treba ceo da bude pokriven, dok svi drugi senzori ne. Senzor iznad koga je stavljenia dodatna atenuacija, mora biti izabran automatski od strane sistema. Ako je neki drugi senzor izabran, treba povećati količinu atenuacionog materijala sve dok ne bude izabran ispravan senzor. Ovaj postupak se mora ponoviti za sve senzorske pozicije.

*Napomena:* ako su topotni efekti veliki, moguće da je potrebno dodati atenuacioni materijal na senzorske pozicije u blizini bradavice. Markeri na kompresionoj lopatici ne moraju uvek da se podudaraju sa položajem senzora.

Granična vrednost: odstupanja optičke gustine između svih AEC senzora treba da bude u  $0,20$  OD. Mora biti izabran korektni AEC senzor.

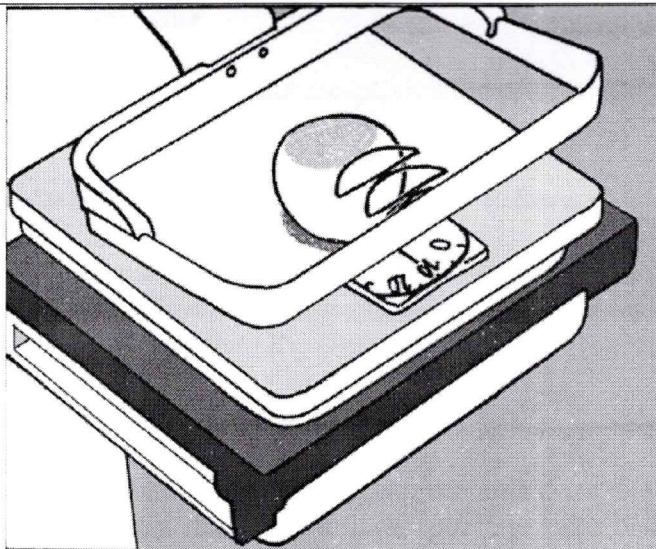
Učestanost merenja: svakih šest meseci kompletan test (1).

### **10.16. Kompresija**

Kompresija dojke treba da bude snažna ali tolerisana. Nema podataka o optimalnoj vrednosti sile, ali pažnju treba usmeriti na primenu kompresije i indikacijama. Sve jedinice moraju imati motorizovanu kompresiju.

#### **10.16.1. Kompresiona sila**

Kompresiona sila može adekvatno biti merena sa posebnim test uređajem ili preko "bathroom" skale (korišćenjem kompresionog materijala). Kompresioni uređaj treba da bude pregledan za eventualne pukotine i oštре ivice.



Slika 30. Merenje kompresione sile

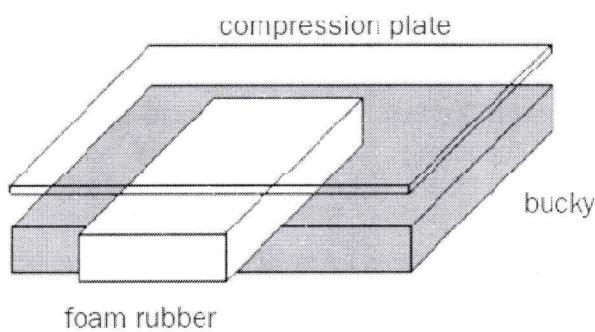
Kada je kompresiona sila data na konzoli, trebalo bi proveriti da li ona odgovara vrednosti koja se meri. Trebalo bi da se proveri da li se primenjena kompresiona sila održava u preiodu od jednog minuta. Gubitak sile tokom ovog preioda može se objasniti na primer curenjem u pneumatskom sistemu.

Granična vrednost: Maksimalna automatska primenjena sila: 130 - 200 N. ( $\sim 13\text{-}20$  kg), i mora da se održava nepromjenjenom najmanje 1 minut. Označena kompresiona sila mora da bude u granicama  $\pm 20$  N od merene vrednosti. Kompresioni uredaj ne treba da sadrži nikakve pukotine i oštре ivice.

Učestanost merenja: jednom godišnje (1).

#### 10.16.2. Poravnanje kompresione ploče

Poravnavanje kompresionog uredaja pri maksimalnoj sili može biti vizualisan i meren kada je komad penaste gume kompresovan. Meri se rastojanje između bucky površine i kompresionog uredaja na svakom čošku. Normalno, ta četiri rastojanja su jednakia. Na uspravnoj ivici uredaj mora biti projektovan van oblasti receptora i optimalno na grudnom košu na bucky strani.



Slika 32. Poravnanje kompresione ploče

Granična vrednost: minimalno neslaganje je dozvoljeno, razlika između merene udaljenosti na levoj i desnoj strani kompresione lopatice treba da bude  $\leq 5$  mm.

Učestanost merenja: jednom godišnje

## **10.17. Bucky i receptor slike**

Ako je više od jednog bucky i sistema receptora slike priključeno na sistem oslikavanja onda svaki sistem mora da se proveri odvojeno.

### **10.17.1. Rešetka za sprečavanje rasejnaog zračenja**

Rešetka protiv rasejanja je sastavljena iz traka olova, a između njih se nalazi materijal sa malom gustinom, tako dizajniran da apsorbuje rasejane fotone. Sistem rešetke je sastavljen iz pregrada, držača kasete, podloge za dojku i mehanizma za pokretanje pregradica (rešetke).

### **10.17.2. Faktor rešetke**

Faktor sistema rešetke može biti određen preko merenja doze. Napraviti dve slike jednu sa i jednu bez sistema rešetke. Koristiti ručnu kontrolu ekspozicije kako bi dobili slike oko referentne optičke gustine. Prva slika treba da bude napravljena kada je kasetu u bucky oblasti (koristi se rešetka) i kada je PMMA na vrhu bucky. Druga slika se dobija kada je kasetu na vrhu bucky (nema rešetke) i PMMA je na vrhu kasete. Faktor rešetke se računa poređenjem očitavanja dozimetra, korigovanjem upotrebo inverzanog zakona kvadrata i korigovanjem razlike u optičkoj gustini.

*Napomena:* Rešetka mora biti homogena bez oštećenja kako se ne bi stvarali artefakti na slici.

Učestanost merenja:kada je to potrebno i u slučaju kada doza i vreme ekspozicije se naglo povećaju.

## **10.18. Ekran-film**

Danas receptori slike u screen-film mamografiji se sastoje od kasete sa jednim pojačavačkim ekransom u bliskom kontaktu sa jedno-emulzionim filmom.

### **10.18.1. Unutrašnja osetljivost kasete i varijacije atenuacije i opseg optičke gustine**

Razlika između kasete može se odrediti sa referentnom ekspozicijom. Selektuju se AEC opcije (pozicija treba da bude normalna i korišćenje stalnog naponu cevi i kombinacije meta-filter) da bi se stvorila klinička slika koja ima srednju optičku gustinu na procesiranom filmu. Ponoviti postupak za svaku kasetu koristeći film iz iste kutije ili serije. Treba proveriti da li je kasetu pravilno identifikovana. Meriti ekspoziciju (mGy ili mAs) i odgovarajuće optičke gustine na svakom filmu na referenci ROI. Da bi osigurali da je test za kasetu validan treba da bude AEC sistem dovoljno stabilan. To će biti dovoljno ako promene u ponovljenim ekspozicijama selektovanim preko AEC za svaku kasetu ( $u \text{ mGy i mAs} < \pm 2\%$ ).

Granična vrednost: ekspozicija u mGy ili mAs mora biti u okvirima  $\pm 5\%$  od srednje za sve kasete. Maksimalna razlika u optičkoj gustini između svih kaseti:  $\pm 0.10 \text{ OD}$  je dozvoljeno,  $\pm 0.08 \text{ OD}$  može se postići.

Učestanost merenja: Godišnje, i nakon uvodenja novih ekrana (1).

### **10.18.2. Kontakt film pojačivačka folija**

Prvo se mora očistiti unutrašnjost kasete i ekrana, pa sačekati najmanje 5 minuta da bi izašao vazduh koji se nalazi između ekrana i filma. Zatim se postavi mamografski test uređaj (oko 40

metalnih žica po inču<sup>8</sup>, 1,5 žica po mm) na vrh kasete i ne eksponirati rešetku da bi imali film sa srednjom optičkom gustinom od oko 2 OD na referenci ROI. Region sa slabim kontaktom će biti zamagljen i pojaviće se tamne tačke na slici. Treba odbaciti kasete kada one pokazuju iste tačke kada se test ponovi nakon čišćena. Treba posmatrati sa udaljenosti od 1 m. Dodatno može se meriti rezolucija ekrana preko oslikavanja objekata koji se nalaze direktno na vrhu kasete.

Granična vrednost: Nema značajnih oblasti slabog kontakta koje su dozvoljene u relevantnim delovima filma (npr.  $> 1 \text{ cm}^2$ ).

Učestanost merenja: Godišnje, i nakon uvođenja novih ekrana.

### 10.19. Dnevne performanse

Svakodnevne performanse procesora se procenjuju na osnovu senzitometrije. Nakon što je procesor bio u upotrebi oko jednog sata svako jutro treba uraditi senzitometriju. Odstupanja parametara mogu biti računata kroz određeni period vremena, npr. jedan mesec.

Granična vrednost: Videti tabelu 3.

Učestanost merenja: dnevna i kada se desi neki problem.

Procena ostupanja može se naći u upotrebi u tabeli 3, gde su vrednosti date u opsegu (maksimalna-minimalna vrednost). Prihvatljivi i ostvarivi opsezi su navedeni u ovoj tabeli. Za medicinske centre gde kompjuter za izračunavanja brzine i filmskog gradijenta (Mgrad and Grad1,2) nisu dostupni, dati su indeksi za brzinu i kontrast.

Tabela 3.

Određivanje odstupanja	prihvatljivo	dostižno
osnovno zacrnjenje	$< 0,03$	$< 0,02 \text{ OD}$
brzina	$< 0,05$	$< 0,03$
prosečan gradijent (Mgrad)	$< 10\%$ od vrednosti osnovne linije	$< 5\%$ od vrednosti osnovne linije
srednji gradijent (Grad1,2)	$< 0,40$	$< 0,20$
brzinski indeks	$< 0,30$	$< 0,20 \text{ OD}$
kontrasni indeks	$< 0,30$	$< 0,20 \text{ OD}$

### 10.20. Artefakti

Slike standardnih test blokova se dobijaju se dnevno koristeći rutinsku ekspoziciju trebaju da budu pregledane. Trebalo bi da bude pokazana homogena gustina, bez značajnih ogrebotina, senki ili drugih znakova koji ukazuju na artefakte.

Granična vrednost: bez artefakata.

Učestanost merenja: dnevna

<sup>8</sup> 1 inch = 2,54 cm

## **10.21. Mračna komora**

Prisustvo svetla u mračnoj komori treba da se proveri i ono mora biti u prihvatljivim granicama.

### **10.21.1. Prisutvo svetlosti**

Za merenje dodatnog zamagljenja kao rezultat probijanja svetla od strane drugih svetlosnih izvora, potreban je već izložen film sa 1,2 OD. Treba otvoriti kasetu pre ekspozicije filma i pozicionirati film na radnu površinu, pokriti jednu polovinu filma i eksponirati ga dva minuta. Meri se razlika optičke gustine pozadine (Dbg) i zamagljenog dela(fogged area) (Dfogged). Dodatno zamagljenje ( $\Delta D$ ) jednako je:

$$\Delta D = D_{\text{fogged}} - D_{\text{bg}} \quad (7)$$

Granična vrednost: Dodatno zamagljenje:  $\Delta D \leq 0.02$  OD u 2 minuta.

Učestanost merenja: godišnja i kada je očekivano probijanje svetla.

### **10.21.2. Uslovi posmatranja**

Kako su dobri uslovi posmatranja veoma važni za ispravnu interpretaciju dijagnostičke slike oni moraju biti optimizovani. Kakogod potrebno je da imamo relativno svetle kutije, ali je važno da ambijentalno svetlo bude na veoma niskom nivou. Procedure za fotometrijska merenja i vrednosti potrebne za optimalno mamografsko posmatranje nisu dobro utvrđene. Kakogod imamo uopšteno slaganje što se tiče važnih parametara. Dve glavne veličine u fotomeriji su: luminescencija i iluminescencija. Luminescencija kutije za posmatranja predstavlja količina svetlosti emitovanu od površine i meri se u candela/m<sup>2</sup>. Iluminescencija je količina svetlosti koja pada na površinu i meri se u lux-ima (lumen/m<sup>2</sup>). Iluminescencija ovde predstavlja svetlost koja pada na kutiju za posmatranja, npr. nivo ambijentalnog svetla. Pri merenju luminescencije i iluminescencije potrebo je koristiti detektor i fotometrični filter. Ova kombinacija je dizajnirana da proizvodi specifičnu osjetljivost koja je slična ljudskom oku. Prikupljeni geometrijski i kalibracijski podaci su različiti za ove dve veličine. Za merenje luminescencije koristi se sočivo ili sonda sa optičkim vlaknima, dok kosinusni difuzer se koristi kada merimo iluminescenciju (1).

Nema jasnog koncenzusa o tome kakva luminescencija je pogodna za kutiju za posmatranje. U USA od strane ACR-a je predložena minimalna vrednost od 3500 cd/m<sup>2</sup> za mamografiju. Neki stručnjaci predlažu da nivo luminescencije u kutiji za posmatranje ne bude visok i da ambijentalno svetlo bude takođe na niskom nivou, a da je ono najvažniji kritički faktor.

## **10.22. Negatoskop (uredaj za posmatranje slike)**

### **10.22.1. Luminescencija**

Tendencija za korišćenjem visoke optičke gustine u mamografiji znači da luminescencija kutije za posmatranje mora da bude adekvatna. Treba meriti luminescenciju u centru svakog viewing panela koristeći luminometar kalibriran u cd/m<sup>2</sup>.

Granična vrednost: luminescencija treba da bude u opsegu od 3000-6000 cd/m<sup>2</sup>.

Limiting value Luminance should be in the range 3000-6000 cd/m<sup>2</sup>. Odstupanje luminescencije između centara svih panela u kutiji za posmatranje mora biti  $< \pm 15\%$  od srednje vrednosti svih panela.

Učestanost merenja: godišnje jednom.

## **10.22.2. Homogenost**

Homogenost jedne kutije za posmatranje se meri preko višestrukih očitavanja luminescencije nad površinom iluminatora, i poredi se sa luminescencijom u sredini posmatranog panela. Očitavanj u blizini ivica (npr. unutar 5 cm) kutije za posmatranje treba izbegavati. Ako postoje neslaganja u boji, treba proveriti da li su lampe iste marke, tipa i starosti. Lokalno osoblje treba da kontroliše da se sve cevi menjaju u isto vreme. Da bi se izbegla nehomogenost usled prašine, čiste kutije treba regularno čistiti i spolja i iz unutra.

Granična vrednost: Luminescencija duž svakog panela treba da bude u granicama od 30 % od luminescencije u centru panela.

Učestanost merenja: Godišnja (1).

## **10.22.3. Ambijentalno svetlo**

Kada se meri nivo ambijentalnog osvetljenja (iluminescencija), kutija za posmatranje treba da bude isključena. Koristi se detektor i treba određenom rotacijom dobiti maksimalno očitavanje, a dobijena vrednost se označava kao nivo ambijentalnog svetla.

Granična vrednost: Nivo ambijentalnog svetla < 50 lux.

Učestanost merenja: Godišnje

## **10.23. Dozimetrija**

Uspešnost skrining programa zavisi od pravilnog prenosa informacije, a time i od kvaliteta mamografske slike. Smanjenje doze po slici iz razloga zaštite od zračenja je opravdano kada slika sadrži informaciju koja je dovoljna za otkrivanje raka dojke.

Oslikavanje PMMA ploča debljine 20 mm koristi se u kliničke svrhe. Treba snimiti ulaznu površinsku vazdušnu kermu i ekspozicijski faktor odabran od AEC-a. Ponoviti ovo merenje za 30, 40, 45, 50, 60 i 70 mm debljine PMMA. Izračunato srednju glandularnu dozu za dojku ekvivalentnu svakoj debljini PMMA. U ovom radu će biti eksperimentalno pokazano izračunavanje srednje glandularne doze za debljinu PMMA od 45 mm.

Debljina PMMA (cm)	Ekvivalentna debljina dojke (cm)	Maksimalna srednja glandularna doza za ekvivalentnu dojku (mGy)	
		prihvatljivi nivo	dostizni nivo
2,0	2,1	< 1,0	< 0,6
3,0	3,2	< 1,5	< 1,0
4,0	4,5	< 2,0	< 1,6
4,5	5,3	< 2,5	< 2,0
5,0	6,0	< 3,0	< 2,4
6,0	7,5	< 4,5	< 3,6
7,0	9,0	< 6,5	< 5,1

Učestanost merenja: svakih 6 meseci.

## **10.24. Kvalitet slike**

Informacija koja je sadržana na slici može biti najbolje definisana preko vidljivih kontrasta i detalja i okarakterisana je krivom kontrast-detalji. Osnovni uslovi za dobre performanse i konstantnost sistema mogu se odrediti merenjem: rezolucije, vidljivosti kontrasta, praga kontrasta i ekspozicijskog vremena (1).

#### **10.24.1. Prostorna rezolucija**

Jedan od parametara koji određuje kvalitet slike je prostorna rezolucija. Ona se može meriti oslikavanjem dve olovne pločice, sa više od 20 linijskih parametara po mm (lp/mm). One treba da se postave na vrh PMMA ploča sa totalnom debljinom 45 mm. Oslikati sve paralelno i normalno na osu cevi i odrediti rezoluciju.

Granična vrednost: Prihvatljivo > 12 lp/mm, dostižno > 15 lp/mm.

Učestalost merenja: Jednom nedeljno.

#### **10.24.2. Kontrast slike**

Kako kontrast slike utiče na različite parametre (kao što su napon cevi, kontrast filma itd.), pa je merenje kontrasta odličan metod za detektovanje niza sistematskih grešaka. Treba napraviti referentnu ekspoziciju aluminijuma ili PMMA i meriti optičku gustinu. Na osnovu dobijenih podataka treba nacrtati grafik koji uključuje sve uslove procesiranja.

Granična vrednost: Prihvatljivo:  $\pm 10\%$ , dostižno:  $\pm 5\%$ .

Učestanost merenja: jednom nedeljno i kada imamo neki problem.

#### **10.24.3. Granični kontrast**

Prag vidljivosti kontrasta se određuje za kružne detalje sa prečnikom u opsegu od 0,1 do 2 mm. Detalji su oslikani na pozadini objekta sa debljinom ekvivalentnoj (u smislu atenuacije) sa 50 mm PMMA. Detalji moraju biti pozicionirani na visini od 20-25 mm iznad podloge za dojku. Koristi se ekspozicijski faktor koji bi se klinički izabrao. Napraviti dve slike. Tri iskusna posmatrača trebalo bi da odrede minimalnu vidljivost kontrasta na obe slike. Prečnik detalja mora pokriti opseg od 0,1 do 2 mm. Kontrast zavisi od debljine i materijala koji se koriste za izradu objekata, a nezavisno je od spektra koji se koristi da bi se formirala slika i koji bi se trebao koristiti u kliničkoj praksi. Ovo ne uključuje efekte rasejanja. Ukupan rezultat zavisi od srednje OD i šuma.

Granična vrednost: Kompletni test mora da zadovolji neke referentne vrednosti. Nedeljni test: treba detektovati minimalni kontrast za 5-6 mm detalja  $< 1.5\%$ .

Učestanost merenja: godišnje jednom - kompletan test i jenodm nedeljno - jednostavni test.

#### **10.24.4. Vreme ekspozicije**

Pri dugom vremenu ekspozicije moguće je kretanje i pojava artifikata. Obično cela kostrukcija ima štopercu za merenje vremena ekspozicije.

Granična vrednost: Prihvatljivo:  $< 2$  sec.; dostižno:  $< 1.5$  sec.

Učestanost merenja: jednom godišnje i kada se dogodi neki problem.

## **11. Dnevni i nedeljni QC testovi**

Postoji mnogo testova koje treba sprovesti dnevno ili nedeljno. Za ovu svrhu, pogodan je QC-test za objekte. Preporučene vrednosti za neka merenja sumirana su u tabli 3. Postupak mora da omogući merenje nekih osnovnih fizičkih veličina, a trebalo bi da može da izračuna:

- AEC reproduktivnost
- Stabilnost izlaza cevi
- Referentnu optičku gustinu
- Prostornu rezoluciju
- Kontrast slike
- Prag vidljivosti kontrasta
- Homogenost, artefakta
- Senzitometrija (brzina, kontrast, zamagljenje) (1).

Tabela 4. Učestanost kontrole kvaliteta, merene i granične vrednosti

Stvaranje X-zraka i kontrola	učest anost	tipična vrednost	granična vrednost		jedinica
			prihvatljiva	dostižna	
<b>Izvor X-zraka</b>					
– veličina fokalne tačke	i	0,3	IEC/NEMA	-	-
– SID	i	$\geq 600$	-	-	mm
– poravnavanje polja/receptora slike	12	-	<5	<5	mm
– film/bucky ivica	12	-	$\leq 5$	$\leq 5$	mm
– curenje radijacije	i	-	<1	<1	mGy/hr
– izlaz	6	-	>30% >70% osnovne linije	>40%	$\mu$ Gy/mAs
<b>Napon cevi</b>					
– reproduktivnost	6	-	$< \pm 0,5$	$< \pm 0,5$	kV
– tačnost (25-31 kV)	6	-	$< \pm 1,0$	$< \pm 1,0$	kV
– HVL	12	-	posebna tabela	posebna tabela	
<b>AEC</b>					
– centralna OD	6	-	< $\pm 0,15$ od vrednosti mete	-	OD
– OD mete	6	-	1,4-1,9	-	OD
– kontrol.korak OD	6	-	0,05-0,20	0,05-0,10	OD
– podesivi opseg	6	-	> 1	> 1	OD
– kratkovremenska reprodukt.	6	-	$< \pm 5\%$	$< \pm 2\%$	mGy
– dugovremenska reprodukt.	d	-	$< \pm 0,20$	$< \pm 0,15$	OD
– debljina objekta i kompenzacija napona cevi	w	-	$< \pm 0,15$	$< \pm 0,10$	OD
– 6	-	$< \pm 0,15$	$< \pm 0,10$		
– spektar	6	videti posebnu tabelu	-	-	-
– slaganje između AEC senzora	6	-	< 0,20	-	
<b>Kompresija</b>					
– sila pritiska	12	-	130-200	-	N
– održavanje sile 1 min	12	-	1	1	min
– indikator sile pritiska	12	-	$< \pm 20$	$< \pm 20$	N
– poravnanje kompresione lopatice	12	-	$\leq 5$	$\leq 5$	mm
<b>Rešetka za rasejanje</b>					
– faktor rešetke	i	< 3	-	-	-
<b>Ekran-film</b>					
varijacije osetljivosti kasete (mAs)	12	-	$< \pm 5\%$	$< \pm 5\%$	mAs
varijacije osetljivosti kasete (opeg OD)	12	-	$< \pm 0,10$	$< \pm 0,08$	OD
kontakt ekran-film	12	-	nema značajnih oblasti slabog kontrasta		-
<b>Procesor</b>					
teperatura	i	34-36	-	-	°C

vreme procesiranja	i	90-120	-	-	s
<b>Film</b>					
– senzitometrija:					
base and fog	d	0,15-0,25	-	-	OD
brzina	d	-	-	-	-
kontrast Mgrad	d	3,0-4,0	-	-	-
Grad1,2	d	3,5-5,0	-	-	-
– dnevna izvršenja	d	-	videti posebne tabele	videti posebne tabele	-
– artefakti	d	-	nema ometajućih artefakata	-	-
<b>Mračna komora</b>					
prodiranje svetlosti (dodatno zamućenje u 2 min)	12	-	<± 0,02	<± 0,02	OD
safelight (dodatno zamućenje u 2 min)	12	-	<± 0,10	<± 0,10	OD
<b>Kutija za posmatranje</b>					
– luminescencija	12	-	3000-6000	3000-6000	cd/m <sup>2</sup>
– homogenost	12	-	<± 30%	<± 30%	cd/m <sup>2</sup>
– razlika luminescencije između panela	12	-	<± 15%	<± 15%	cd/m <sup>2</sup>
<b>Okruženje</b>					
– nivo ambijentalnog svetla	12	-	< 50	< 50	lux
<b>Dozimetrija</b>					
Glandularna doza	6				
– debljina PMMA (cm)					
2,0			< 1,0	< 0,6	mGy
3,0			< 1,5	< 1,0	mGy
4,0			< 2,0	< 1,6	mGy
4,5			< 2,5	< 2,0	mGy
5,0			< 3,0	< 2,4	mGy
6,0			< 4,5	< 3,6	mGy
7,0			< 6,5	< 5,1	mGy

i = at acceptance; d = dnevno; w = nedeljno; 6 = svakih 6 meseci;  
 12 = svakih 12 meseci

## **12. Primena protokola za kontrolu kvaliteta u odabranoj mamografskoj jedinici**

Cilj istraživanja je ispitivanje rendgen aparata za mamografiju i određivanje vrednosti srednje glandularne doze. Za potrebe testiranja protokola izmereni su sledeći parametri mamografske jedinice: napon, vreme ekspozicije i debljina poluslabljenja (HVL). Pored ovih parametara za izračunavanje srednje glandularne doze potrebno je izmeriti i numeričku vrednost vazdušne kerme. Korišćene su sledeće meta/filter kombinacije: Molibden/Molibden (Mo/Mo) i Molibden/Rodijum (Mo/Rh).

Ceo eksperiment je izvršen u Domu zdravlja u Novom Sadu uz upotrebu mamografa, marke Siemens Mammomat 1000, sa automatskom kontrolom ekspozicije. Za određivanje karakteristika rendgenske cevi i generatora korišćen je multimetar Barracuda sa poluprovodničkim detektorom MPD i ionizacionom komorom Magna  $1 \text{ cm}^3$  (RTI Electronics, Molndal, Sweden). OD u referentnim tačkama izmerena je denzitometrom Lullus 1.21 D (Wellhofer, Scanditronix, Germany), dok je za određivanje stabilnosti uređaja za obradu filma korišćen senzitometar Lullus 1.21 S (Wellhofer, Scanditronix, Germany). Intenzitet ambijentalnog svetla i sjajnost uređaja za posmatranje filma izmerena je pomoću kalibrisanog merila osvetljaja i sjajnosti L-100 (RTI Electronics, Molndal, Sweden).

Položaj kasete i filmova je bio vertikalni, bez ambijentalnog svetla u mračnoj komori. Mehanička stabilnost mamografske jedinice je bila zadovoljavajuća. Nije bilo prisutnih oštih ivica na nosaču i uređaju za kompresiju. Uslovi merenja parametara su bili zadovoljavajući.

Mamograf i kontrolna tabla koje smo koristili su pokazani na slici 31:



Slika 31. Prikaz mamografa i komandne konzole

## Ponovljivost visokog napona, vremena ekspozicije i doze

Za merenje ponovljivosti visokog napona, vremena ekspozicije i doze korišćen je, već pomenuti, uređaj: Barracuda sa poluprovodničkim detektorom MPD i ionizacionom komorom Magna 1 cm<sup>3</sup> (RTI Electronics, Molndal, Sweden). Na kontrolnoj tabli selektovana je nominalna vrednost napona od 28 kVp, 100 mAs, Mo/Mo kombinaciju anoda/filter i selektovan je veliki fokus. Merenje je pet puta ponovljeno, a rezultati i kriterijumi su pokazani u tabeli 5. U ovoj tabeli su date srednje vrednosti od merenih, standardna devijacija i koeficijent varijacije (odnos standardne devijacije i srednje vrednosti).

**Tabela 5. Ponovljivost visokog napona, vremena ekspozicije i doze**

Broj merenja	kVp	t (ms)	Kair (mGy)
1	27,61	744	9,95
2	27,62	743	9,95
3	27,64	743	9,95
4	27,64	741	9,94
5	27,68	744	9,64
<b>Srednja vrednost</b>	<b>27,64</b>	<b>743</b>	<b>9,90</b>
<b>Standardna devijacija</b>	<b>0,03</b>	<b>1,22</b>	<b>0,14</b>
<b>Koeficijent varijacije (%)</b>	<b>0,10</b>	<b>0,16</b>	<b>1,4</b>
<b>kriterijum</b>	<b>&lt;2%</b>	<b>&lt;10%</b>	<b>&lt;10%</b>

Postupak, opisan gore je ponovljen za kombinaciju Mo/Rh, pri istoj vrednosti selektovanog napona, opterećenja cevi (mAs) i selektovanog fokusa. Rezultati su prikazani u tabeli 6:

**Tabela 6. Ponovljivost visokog napona, vremena ekspozicije i doze**

Broj merenja	kVp	t (ms)	Kair (mGy)
1	27,48	741	8,64
2	27,48	745	8,56
3	27,49	745	8,65
4	27,45	745	8,64
5	27,48	745	8,64
<b>Srednja vrednost</b>	<b>27,5</b>	<b>744</b>	<b>8,6</b>
<b>Standardna devijacija</b>	<b>0,02</b>	<b>1,79</b>	<b>0,04</b>
<b>Koeficijent varijacije (%)</b>	<b>0,06</b>	<b>0,24</b>	<b>0,43</b>
<b>kriterijum</b>	<b>&lt;2%</b>	<b>&lt;10%</b>	<b>&lt;10%</b>

## Tačnost viskog napona

Deo eksperimenta se odnosi na proveru tačnosti napona. Izvršeno je jedanaest provera za različite vrednosti napona, uz upotrebu uređaja: Barracuda sa poluprovodničkim detektorom MPD i ionizacionom komorom Magna 1 cm<sup>3</sup> (RTI Electronics, Molndal, Sweden). U isto vreme očitavane su vrednosti za vazdučnu kermu (mGy). Iste korake napona uzimane su za oba spektra, i Mo/Mo i Mo/Rh, a svi podaci su sumirani u tabelama 7 i 8, respektivno za oba spektra.

**Tabela 7.**

Broj merenja	Nominalna vrednost napona (kV)	Izmerena vrednost napona (kV)	odstupanje (%)	kriterijum	Kair (mGy)
1	25	24,95	0	<5%	6,82
2	26	25,77	1		7,84
3	27	26,72	1		8,84
4	28	27,69	1		9,95
5	29	28,65	1		11,13
6	30	29,67	1		12,56
7	31	30,68	1		13,58
8	32	34,65	-8		14,84
9	33	32,78	1		16,20
10	34	33,57	1		17,57
11	35	34,76	1		19,03

**Tabela 8.**

Broj merenja	Nominalna vrednost napona (kV)	Izmerena vrednost napona (kV)	odstupanje (%)	kriterijum	Kair (mGy)
1	25	24,57	2	<5%	5,81
2	26	25,78	1		
3	27	26,89	0		
4	28	27,48	2		8,64
5	29	28,56	2		
6	30	29,73	1		10,74
7	31	30,75	1		
8	32	31,68	1		
9	33	32,85	0		14,21
10	34	33,78	1		
11	35	34,79	1		16,74

## Debljina poluslabljenja (HVL)

Filtracija snopa je veoma važan parametar koji utiče na spektar, interakciju i na dozu. Ne možemo je meriti, ali je debljina poluslabljenja snopa dobra indikacija. Već je napomenuto da se HVL može odrediti dodavanjem tankih aluminijumskih filtera u snop X-zraka na osnovu merenja atenuacije. Postupak merenja za kombinacije Mo/Mo i Mo/Rh je isti, jedina razlika je u vrednosti selektovanog napona: 28 kVp i 27 kVp, respektivno. Ovde je takođe korišćen uređaj Barracuda sa poluprovodničkim detektorom MPD i ionizacionom komorom Magna 1 cm<sup>3</sup> (RTI Electronics, Molndal, Sweden). Svi podaci mogu se pogledati u tabelama 10 i 11. Na osnovu vrednosti debljine poluslabljenja moguće je odrediti  $g$  i  $c$  faktore koji su veoma bitni pri izračunavanju srednje glandularne doze.

Da bi se izračunala vrednost debljine poluslabljenja potrebna nam je formula 6:

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

gde je:  $Y_0$  je direktno dozimetarsko očitavanje bez filtera, a  $Y_1$  i  $Y_2$  dozimetarska očitavanja sa debljinom aluminijumskih filtera  $X_1$  i  $X_2$  respektivno.

Tabela 9.

Broj merenja	mm Al	Kair (mGy)	
1	0	10,70	
2	0,18	6,29	
3	0,36	4,75	
4	0,47	3,26	
Kriterijum			
Min HVL		0,31	Anoda/filter
Max HVL		0,40	Mo/Mo
		0,47	Mo/Rh
		0,50	Rh/Rh
		0,58	W/Rh

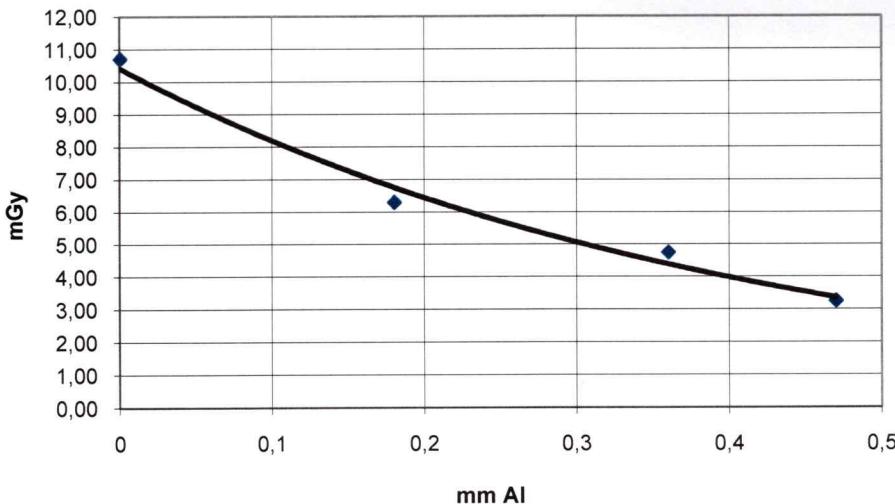
Upotrebom navedene formule 6, i ubacivanjem izmerenih vrednosti iz tabele 9:

- Vrednosti kada nema filtera:  $Y_0 = 10,70$  mGy
- Vrednosti dozimetarskog očitavanja pri debljini filtera 0,36 mm Al i 0,47 mm Al:  $Y_1=4,75$  mGy,  $Y_2=3,26$  mGy, respektivno

Dobijena vrednost je:

**HVL=0,33 mm Al**

Rezultati iz tabele 9, prikazani su i grafički što se može videti na slici 32.



Slika 32. Grafički prikaz rezultata iz tabele 10.

Vrednosti za kombinaciju Mo/Rh su porikazani u tabeli 10.

Tabela 10.		
N	mm Al	Kair (mGy)
1	0	9,25
2	0,18	5,79
3	0,36	5,74
4	0,47	4,94
Kriterijum		
Min HVL	0,31	Anoda/filtar
Max HVL	0,40	Mo/Mo
	0,47	Mo/Rh
	0,50	Rh/Rh
	0,58	W/Rh

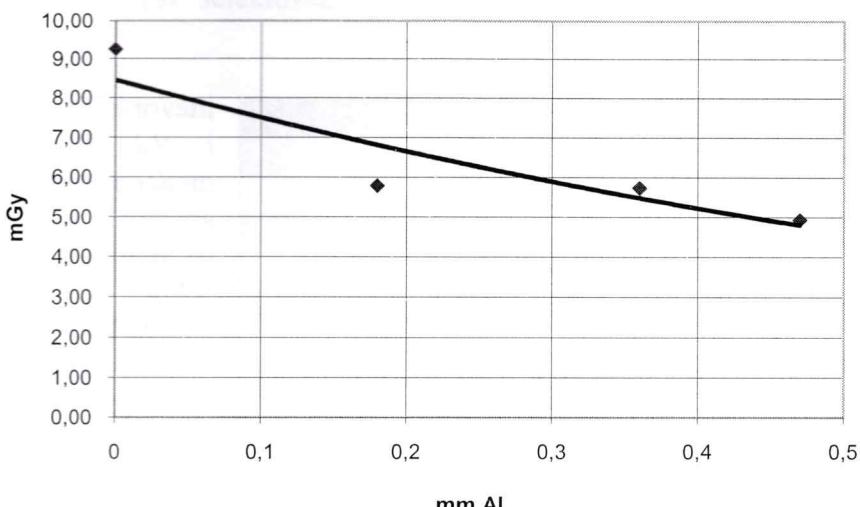
Upotrebom navedene formule 6, i ubacivanjem odgovarajućih vrednosti iz tabele 10:

- Vrednosti kada nema filtera:  $Y_0 = 9,25 \text{ mGy}$
- Vrednosti dozimetarskog očitavanja pri debljini filtera 0,36 mm Al i 0,47 mm Al:  $Y_1=5,74 \text{ mGy}$ ,  $Y_2=4,94 \text{ mGy}$ , respektivno,

Dobijena vrednost za debljinu poluslabljenja je:

$$\mathbf{HVL=0,52 \text{ mm Al}}$$

Rezultati iz tabele 10, prikazani su i grafički što se može videti na slici 33.



Slika 33. Grafički prikaz rezultata

### Određivanje srednje glandularne doze

Glandularno tkivo je najizloženije kancerogenzi, a time preferirani dozni indeks je srednja glandularna doza. Ova doza zavisi od dubine glandularnog tkiva, a određivanje nije jednostavno i nije je moguće direktno izmeriti.

Određivanje srednje glandularne doze se zasniva na merenju pomoću blokova fantoma (polymethylmethacrylate-PMMA), u ovom eksperimentu, debljine 45mm PMMA. Faktori koji omogućavaju izjednačavanje atenuacije fantoma i dojke su  $g$ ,  $s$  i  $c$  faktor. Treba napomenuti da je PMMA gušći od tkiva dojke, pa svaka automatska selekcija kV-a, mete ili filtera može uticati na neznatnu razliku od realne dojke. Ovo možemo popraviti dodavanjem polystirene blokova PMMA kao razmaka koji će omogućiti da totalna debljina bude ekvivalentna kao i realna dojka. Srednja glandularna doza,  $\bar{D}_G$ , je izvedena iz upadne površinske air-kerme,  $K_{a,i}$  (merena bez backscatter-zračenja) za fantom PMMA, po formuli 3:

$$\bar{D}_G = K_{a,i} gcs$$

Upadna air-kerma na kompresovanoj dojci, pri poznatoj vrednsoti razdaljine fokusa i površine dojke, i razdaljine fokusa idetektora izračunati preko sledeće formule:

$$K_i = M_{auto} N_{K,Q_0} k_Q k_{TP} \frac{d_{fokus-detektor}^2}{d_{fokus-dojka}^2},$$

gde su:

$N_{K,Q_0}$  - kalibracioni koeficijent,

$k_Q, k_{TP}$  - korekcionii koeficijenti,

$d_{fokus-detektor}$  - udaljenost izmedu fokusa i detektora,

$d_{fokus-dojka}$  - udaljenost izmedu fokusa i dojke,

$M_{auto}$  - automatko dozimetarsko očitavanje koje se mora izračunati (mGy)

Da bi se došlo do vrednosti za automatsko dozimetarsko očitavanje, prvo treba odrediti opterećenost cevi (mAs) pri selektovanom naponu i selektovanom spektru, odn. određenoj kombinaciji meta/filter.

Prvo su selektovani sledeći parametri: 28 kV i Mo/Mo pod automaskom kontrolom ekspozicije. Izvršena su četiri merenja i dobijeni su sledeći rezultati u mAs: 61,20; 61,00; 61,75; 61,00, a srednja vrednost je:

$$P_{auto} = 61,23 \text{ mAs}$$

Selektovanjem istog napona i iste kombinacije meta/filer, izvršena su četiri dozimetarska očitavanja pod selekcijom  $P_{it} = 100$  mAs, i dobijeni su sledeći rezultati u mGy: 11,44; 11,44; 11,53; 11,55 (tabela 12.). Srednja vrednost dozimetarskog očitavanja je:

$$\bar{M} = 11,49 \text{ mGy}$$

Na osnovu svih ovih podataka možemo izračunati automatsko dozimetarsko očitavanje pomoću sledeće formule:

$$M_{auto} = \frac{P_{auto}}{P_{it}} \bar{M} = 7,04 \text{ mGy}$$

Na osnovu podataka datih u tabeli 11, gore navedenih podataka, formule za ulaznu vazdušnu kermu, dobinamo i njenu vrednost:

$$K_{air,auto} = 6,80 \text{ mGy}$$

Srednja glandularna doza, sada može biti izračunata po gore navedenoj formuli, a korekcionii faktori su dati u tabeli 11. Dobijena vrednost je:

**Dg = 1,26 mGy**, a kriterijum po Evropskom protokolu je da bude **<2,5 mGy**, i to je zadovoljeno.

Tabela 11.

Dozimetar	Barracuda Magna 1 cc		
Nominalna vrednost kVp	28		
fokus (S/L)	veliki		
mAs	auto		
anoda/filter	Mo/Mo		
phantom	45 mm PMMA		
T (oC)	21		
P (Pa)	101,325		
ktp	1,003		
restojanje fokus-nosac (cm)	65		
rastojanje fokus detektor (cm)	60,5		
rastojanje fokus-povrsina dojke (cm)	61,5		
mAs u slučaju AEC	61		
mAs podešeno ručno	100		
HVL (mm Al)	0,33		
g	0,167		
c	1,107		
s	1		
Nk	1		
Broj merenja	Kair (mGy)	Kair cor(mGy)	Kair auto (mGy)
1	11,44	11,48	
2	11,44	11,48	
3	11,53	11,57	
4	11,55	11,59	
mean	11,49	11,53	6,80

Za kombinaciju Mo/Rh, selektovana je vrednost napona od 27 kV pod automaskom kontrolom ekspozicije. Izvršena su četiri merenja i dobijeni su sledeći rezultati u mAs: 60,40; 60,40; 60,50; 60,80, a srednja vrednost je:

$$P_{auto} = 60,53 \text{ mAs}$$

Selektovanjem istog napona i iste kombinacije meta/filer, izvršena su četiri dozimetarska očitavanja pod selekcijom  $P_{it} = 100$  mAs, i dobijeni su sledeći rezultati u mGy: 8,74; 8,78; 8,74; 8,78 (tabela 12.). Srednja vrednost dozimetarskog očitavanja je:

$$\bar{M} = 8,76 \text{ mGy}$$

Na osnovu svih ovih podataka možemo izračunati automatsko dozimetarsko očitavanje pomoću sledeće formule:

$$M_{auto} = \frac{P_{auto}}{P_{it}} \bar{M} = 5,30 \text{ mGy}$$

Na osnovu podataka datih u tabeli 12, gore navedenih podataka, formule za ulaznu vazdušnu kermu, dobinamo i njenu vrednost:

$$K_{air,auto} = 5,19 \text{ mGy}$$

Srednja glandularna doza, sada može biti izračunata po gore navedenoj formuli, a korekcioni faktori su dati u tabeli 12. Dobijena vrednost je:

**Dg = 1,48 mGy**, a kriterijum po Evropskom protokolu je da bude <2,5 mGy, i to je zadovoljeno.

*Npomena:* Merna nesigurnost merenja napona MPD-om bila je  $\pm 1\%$ , kerme Magna komorom  $\pm 1\%$ , a MPD-om  $\pm 5\%$ .

Tabela 12			
Dozimetar		Barracuda Magna 1 cc	
Nominalna vrednost kVp		27	
fokus (S/L)		L	
mAs		auto	
anoda/filter		Mo/Rh	
fantom		45 mm PMMA	
T (oC)		21	
P (Pa)		101,325	
ktp		1,003	
restojanje fokus-nosac (cm)		65	
rastojanje fokus detektor (cm)		60,5	
rastojanje fokus-povrsina dojke (cm)		61,5	
mAs u slučaju AEC		61	
mAs podešeno ručno		100	
HVL (mm Al)		0,52	
g		0,256	
c		1,094	
s		1,017	
Nk		1	
Broj merenja	Kair (mGy)	Kair cor(mGy)	Kair auto (mGy)
1	8,74	8,77	
2	8,78	8,81	
3	8,74	8,77	
4	8,78	8,81	
mean	8,76	8,79	5,19

Tabelarni prikaz korekcionih g, c i s faktora koji su nam neophodni za izračunavanje srednje glandularne doze: (1)

g factors										
PMMA (mm)	ET* (mm)				HVL (mmAl)					
		<b>0,25</b>	<b>0,3</b>	<b>0,35</b>	<b>0,4</b>	<b>0,45</b>	<b>0,5</b>	<b>0,55</b>	<b>0,6</b>	
<b>20</b>	21	0,329	0,378	0,421	0,46	0,496	0,529	0,559	0,585	
<b>30</b>	32	0,222	0,261	0,294	0,326	0,357	0,388	0,419	0,448	
<b>40</b>	45	0,155	0,183	0,208	0,232	0,258	0,285	0,311	0,339	
<b>45</b>	53	0,13	0,155	0,177	0,198	0,22	0,245	0,272	0,295	
<b>50</b>	60	0,112	0,135	0,154	0,172	0,192	0,214	0,236	0,261	
<b>60</b>	75	0,088	0,106	0,121	0,136	0,152	0,166	0,189	0,21	
<b>70</b>	90		<b>0,086</b>	<b>0,098</b>	<b>0,111</b>	<b>0,123</b>	<b>0,136</b>	<b>0,154</b>	<b>0,172</b>	
<b>80</b>	103		0,074	0,085	0,096	0,106	0,117	0,133	0,149	

Na osnovu naših podataka i koristeći gore navedenu tabelu dobili smo g faktor:

45 mm PMMA	
Actual HVL	<b>0,52</b>
g-factor	<b>0,256</b>

c factors										
PMMA (mm)	ET* (mm)	glandularity (%)			HVL (mmAl)					
			<b>0,3</b>	<b>0,35</b>	<b>0,4</b>	<b>0,45</b>	<b>0,5</b>	<b>0,55</b>	<b>0,6</b>	
<b>20</b>	21	97	0,889	0,895	0,903	0,908	0,912	0,917	0,921	
<b>30</b>	32	67	0,94	0,943	0,945	0,946	0,949	0,952	0,953	
<b>40</b>	45	41	1,043	1,041	1,04	1,039	1,037	1,035	1,034	
<b>45</b>	53	29	1,109	1,105	1,102	1,099	1,096	1,091	1,088	
<b>50</b>	60	20	1,164	1,16	1,151	1,15	1,144	1,139	1,134	
<b>60</b>	75	9	1,254	1,245	1,235	1,231	1,225	1,217	1,207	
<b>70</b>	90	4	1,299	1,292	1,282	1,275	1,27	1,26	1,249	
<b>80</b>	103	3	1,307	1,299	1,292	1,287	1,283	1,273	1,262	

Na osnovu naših podataka koristeći gore navedenu tabelu dobili smo c faktor:

45 mm PMMA	
Actual HVL	<b>0,52</b>
c-factor	<b>1,094</b>

Faktor s određujemo na osnovu spektra koji je korišćen u eksperimentu:

s-factor	
Spectrum	s-factor
<b>Mo/MO</b>	1
<b>Mo/Rh</b>	1,017
<b>Rh/Rh</b>	1,061
<b>Rh/Al</b>	1,044
<b>W/Rh</b>	1,042

## 13.Zaključak

Poređenjem rezultata dobijenih u eksperimentu sa kriterijumima izvedenih iz Evropskog protokola možemo zaključiti da se oni nalaze u dozvoljenim granicama, tj. da je korišćeni mamograf ispravan.

Ponovljivost visokog napona, vremena ekspozicije i doze su zadovoljeni i odstupanja od srednje vrednosti su u skladu sa propisanim kriterijumima. Što se tiče tačnosti napona cevi i ona je u okviru propisanih kriterijuma.

Poređenjem vrednosti debljine poluslabljenja (HVL) za dva spektra (Mo/Mo, Mo/Rh), pri različitim vrednostima napona (28 kVp, 27 kVp, respektivno), možemo izvesti zaključak da ova veličina zavisi od rednog broja materijala koji se koristi za metu i filter i od vrednosti napona cevi, tj. sa većim naponom imamo veću vrednost HVL. Vrednost za HVL je potrebna da bi odredili  $g$  i  $c$  faktore neophodne za izračunavanje srednje glandularne doze.

Srednja glandularna doza ima veću vrednost pri upotrebi kombinacije Mo/Rh nego kada se koristi kombinacija Mo/Mo, tako da je prednost korišćenja Mo/Rh spektra u čuvanju doze. Mana korišćenja ovog spektra je lošiji kontrast dijagnostičke slike. Pri nižim energijama veća je doza, a može se primetiti da je površinska vazdušna kerma veća u slučaju korišćenja Mo/Mo spektra, nego pri upotrebi Mo/Rh kombinacije. Važno je napraviti dobru optimizaciju u smislu doze i kvaliteta slike i imati na umu da su glandularne ćelije najosetljivije na zračenje.

U radu su prikazani rezultati primene protokola za kontrolu kvaliteta u odabranoj mamografskoj jedinici. Rezultati ukazuju na potrebu za redovnom primenom ovog protokola, evaluacijom kvaliteta slike i merenjem doze za pacijente. Ovaj aspekt mamografske prakse postaje posebno zančajan imajući u vidu veoma brz razvoj tehnologije. Sistematicna implementacija QA/QC protokola na nacionalnoj skali obezbedila bi pouzadno i kvalitetno funkcionisanje mamografskih jedinica, visok kvalitet dijagnostičke informacije i minimalan rizik za pacijente.

## 14. LITERATURA

1. European Commission. European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis. Fourth edition. European Communities, Luxembourg, 2006, <http://euref.org>.
2. Jerrold T. Bushberg, PhD; J. Antony Seibert, PhD; Edwin M. Leidholdt, JR., PhD; John M. Boone, PhD; *The Essential Physics of Medical Imaging*, second edition.
3. Van Steen, R. Van Tiggelen , *Short history of mammography*: a Belgian perspective, JBR–BTR, 2007, 90: 151-153.
4. N. Perry, M. Broeders, C. de Wolf, S. Törnberg, R. Holland, L. von Karsa, Technical editor, E. Puthaar, *European guidelines for quality assurance in breast, cancer screening and diagnosis, Fourth Edition*, <http://euref.org>.
5. Prof. Dr Marija Mihalj, Anatomija čoveka, Novi Sad, 2005.
6. Mohammad Zeidan, Assessment of Mean Glandular Dose in Mammography, A thesis submitted in partial fulfilment of the requirements for the Degree of Master of Science in Medical Physics, Department of Physics and Astronomy University of Canterbury Christchurch, New Zealand, 2009.
7. K J Robson, BSc , *A parametric method for determining mammographic X-ray tube output and half value layer*, Regional Medical Physics Department, Newcastle General Hospital, Westgate Road, Newcastle upon Tyne NE4 6BE, UK *British Journal of Radiology* 74 (2001),335-340 © 2001 The British Institute of Radiology,
8. Ervin B. Podgorsak, Ph.D., *Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, VIENNA, AUSTRIA, July 2005.
9. Perry Sprawls, Jr., PhD, FACR, *Physical principles of medical imaging*, second edition, 1993.
10. <http://tomographyblog.com/2008/02/>
11. J T M Jansen<sup>1</sup>,W J H Veldkamp<sup>2</sup>, M A O Thijssen<sup>3</sup>, S van Woudenberg<sup>3</sup> and J Zoetelief, *Method for determination of the mean fraction of glandular tissue in individual female breasts using mammography*, Department of Radiation, Radionuclides and Reactors, Faculty of Applied Sciences, Delft University of Technology, Mekelweg 15, 2629 JB Delft, The Netherlands; Department of Radiology, Leiden University Medical Center, Albinusdreef 2, 2300 RC Leiden, The Netherlands; National Expert and Training Centre for Breast Cancer Screening, Radboud University Nijmegen Medical Centre, Geert Grooteplein-Zuid 10, 6525 GA Nijmegen, The Netherlands, Received 23 August 2005, in final form 24 October 2005, Published 7 December 2005, online at [stacks.iop.org/PMB/50/5953](http://stacks.iop.org/PMB/50/5953)
12. <http://www.cspmedicalstore.com/Barracuda-X-ray-Multimeter-Professional-Kit>
13. [http://www.cancercare.mb.ca/home/cancer\\_research/medical\\_physics/imaging\\_physics](http://www.cancercare.mb.ca/home/cancer_research/medical_physics/imaging_physics)
14. <http://pnwx.biz/Accessories/Phantoms/Mammography/CIRS/Accreditation/>

## **15. BIOGRAFIJA**

Biljana Stojković rođena 17.07.1987 u Somboru, u Republici Srbiji. Završila osnovnu školu "Avram Mrazović" i gimnaziju "Veljko Petrović" u Somboru. Godine 2006 upisala Prirodno-matematički fakultet, odsek za fiziku, smer medicinska fizika, u Novom Sadu. Stipendista "Fonda za mlade talente". U drugoj godini studija obišla CERN u Švajcarskoj. Učestvovala na Internacionalnoj konferenciji za studente fizike u Budimpešti. Diplomirala 01.09.2011. godine.



UNIVERZITET U NOVOM SADU  
PRIRODNO-MATEMATIČKI FAKULTET  
KLJUČNA DOKUMENTACIJSKA INFORMACIJA

*Redni broj:*

**RBR**

*Identifikacioni broj:*

**IBR**

*Tip dokumentacije:*

**TD**

*Tip zapisa:*

**TZ**

*Vrsta rada:*

**VR**

*Autor:*

**AU**

*Mentor:*

**MN**

*Naslov rada:*

**NR**

*Jezik publikacije:*

**JP**

*Jezik izvoda:*

**JI**

*Zemlja publikovanja:*

**ZP**

*Uže geografsko područje:*

**UGP**

*Godina:*

**GO**

*Izdavač:*

**IZ**

*Mesto i adresa:*

**MA**

*Fizički opis rada:*

**FO**

*Naučna oblast:*

**NO**

*Naučna disciplina:*

**ND**

*Predmetna odrednica/ ključne reči:*

**PO**

**UDK**

*Čuva se:*

**ČU**

*Važna napomena:*

**VN**

*Izvod:*

**IZ**

*Datum prihvatanja teme od NN veća:*

**DP**

*Datum odbrane:*

**DO**

*Članovi komisije:*

**KO**

*Predsednik:*

*član:*

*član:*

Monografska dokumentacija

Tekstualni štampani materijal

Master rad

Biljana Stojković

Dr Olivera Ciraj-Bjelac

Fizičko-tehnički aspekti kontrole kvaliteta u mamografiji

srpski (latinica)

srpski/engleski

Republika Srbija

Vojvodina

2011

Autorski reprint

Prirodno-matematički fakultet, Trg Dositeja Obradovića 4, Novi Sad

Fizika

Medicinska fizika

Mamografija, Evropski protokol, kontrola kvaliteta

Biblioteka departmana za fiziku, PMF-a u Novom Sadu

nema

Cilj istraživanja je ispitivanje rendgen aparata za mamografiju i određivanje vrednosti srednje glandularne doze. Za potrebe testiranja protokola izmereni su sledeći parametri mamografske jedinice: napon, vreme ekspozicije i debljina poluslabljenja.

01.09.2011.

Dr Olivera Klisurić

Dr Olivera Ciraj-Bjelac

Dr Nataša Todorović

UNIVERSITY OF NOVI SAD  
FACULTY OF SCIENCE AND MATHEMATICS  
KEY WORDS DOCUMENTATION

*Accession number:*

**ANO**

*Identification number:*

**INO**

*Document type:*

**DT**

Monograph publication

*Type of record:*

**TR**

Textual printed material

*Content code:*

**CC**

Final paper

*Author:*

**AU**

Biljana Stojković

*Mentor/comentor:*

**MN**

Dr Olivera Ciraj-Bjelac

*Title:*

**TI**

Physical-technical aspect of quality control in mammography

*Language of text:*

**LT**

Serbian (Latin)

*Language of abstract:*

**LA**

English

*Country of publication:*

**CP**

Republic of Serbia

*Locality of publication:*

**LP**

Vojvodina

*Publication year:*

**PY**

2011

*Publisher:*

**PU**

Author's reprint

*Publication place:*

**PP**

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

*Physical description:*

**PD**

5/182/32/0/71/0/3

*Scientific field:*

**SF**

Physics

*Scientific discipline:*

**SD**

Medical Physics

*Subject/ Key words:*

**SKW**

Mammography, European protocol, quality control

**UC**

*Holding data:*

**HD**

Library of Department of Physics, Trg Dositeja Obradovića 4

*Note:*

**N**

none

*Abstract:*

**AB**

Aim of this study was to investigate the X-ray machine for mammography and to determine mean glandular dose values. For the purposes of testing the protocol, following parameters were measured: tube voltage, exposure time and half value layer.

*Accepted by the Scientific Board:*

**ASB**

*Defended on:*

**DE**

1.09.2011.

*Thesis defend board:*

**DB**

Dr Olivera Klisurić

*President:*

Dr Olivera Ciraj-Bjelac

*Member:*

Dr Nataša Todorović

*Member:*