



Univerzitet u Novom Sadu  
Prirodno-matematički fakultet  
Departman za fiziku



## Optimizacija zaštite u mamografiji

### Master rad

Autor:

Ina Kovač

Mentor:

Dr Nataša Todorović

Novi Sad, 12.jul 2017.godine

***Ovim putem želim da se zahvalim:***

- Mentoru dr Nataši Todorović na sugestijama i pomoći tokom izrade master rada. Takođe, dugujem joj veliku zahvalnost za ustupanje „ Izveštaja o dozimetrijskoj kontroli i merenju apsorbovanih doza oko rendgen aparata“.
- Članovima komisije Doc. Dr Jovani Nikolov i Prof. Dr Maji Stojanović za ocenu master rada
- Porodici i prijateljima za nesebičnu podršku, motivaciju i podstrek pri izradi master rada.

## Sadržaj

1	Uvod .....	5
1.1	Istorijat .....	5
2	Anatomija dojke .....	6
3	Mamografija (definicija i primena) .....	8
5	Interakcija zračenja sa tkivom dojke .....	11
5.1	Fotoelektrični efekat.....	13
5.2	Komptonov efekat.....	15
5.3	Koherentno (Rayleigh) rasejanje.....	17
6	Radiološka oprema za mamografiju .....	18
6.1	Analogna mamografija.....	18
6.2	Rendgenska cev.....	19
6.2.1	Spektar molibdena .....	20
6.2.2	Spektar rodijuma.....	20
6.2.3	Hilov efekat.....	21
6.3	Napon rendgenske cevi .....	24
6.4	Kompresija .....	24
6.5	Rešetke ( antirasejavajuće mreže) .....	26
6.6	Prozor rendgenske cevi .....	27
6.7	Kolimacija zračenja i kontrola rasejanog zračenja.....	27
6.8	AEC .....	27
7	Mamografija sa uvećanjem .....	30
8	Receptori slike .....	31
8.1	Receptori slike u analognoj mamografiji-ekran/film sistem .....	31
8.2	Uslovi posmatranja filma .....	34
8.3	Digitalna mamografija.....	35
9	Klinički kvalitet slike.....	37
9.1	Kontrast slike.....	38
9.2	Šum.....	41
9.3	Rezolucija.....	41
9.4	Specifičnost i senzitivnost.....	44

10	Doze zračenja u analognoj i digitalnoj mamografiji .....	47
10.1	Osiguranje i kontrola kvaliteta u mamografiji .....	48
11	NCRP 147 .....	51
11.1	Mamografske instalacije .....	52
11.1.1	Mamografija -opšte postavke.....	52
11.2	Računanje kerme u vazduhu .....	53
	Tabela 9.1 .....	54
11.3	Sekundarno zračenje .....	55
11.4	Debljine zaštitnih barijera-primarni snop.....	56
11.5	Debljina zaštitnih barijera –sekundarno zračenje.....	58
11.6	Udaljenost od okupacione zone d.....	60
11.7	Okupacioni faktor T .....	60
11.8	Klasifikacija prostora sa adekvatnim oznakama na mestima pristupa tim zonama: .....	61
11.8.1	Kontrolisana zona .....	61
11.8.2	Nadzirana zona.....	61
11.9	Klasifikacija profesionalno izloženih lica: .....	61
11.10	Radno opterećenje .....	62
12	Račun .....	65
12.1	Prvi primer.....	65
12.2	Drugi primer.....	66
12.3	Treći primer.....	69
13	Tumačenje rezultata ambijentalnog ekvivalenta doze oko mamografa i analiza izveštaja o dozimetrijskoj kontroli.....	72
14	Literatura:.....	80

## *Prvi deo*

---

### **1 Uvod**

#### **1.1 Istorijat**

Začetnik istraživanja na polju radiografskog snimanja dojke je nemački hirurg jevrejskog porekla Albert Salomon . Od objavljanja Salomonovog istraživanja 1913.godine , ni jedan rad ne spominje radiografske metode snimanja dojke, sve do 1927. kada je hirurg Otto Kleinschmidt u knjizi „O dojci“ objavljenoj u Nemačkoj odao priznanje svom učitelju , poznatom plastičnom hirurgu Erwinu Payr-u, za sugerisanje da upotrebi radiografske metode snimanja dojke. Godine 1960. Robert L.Egan opisuje posebnu mamografsku tehniku koja je koristila industrijske filmove i objavljuje rezultate mamografskog snimanja dojki kod 1000 pacijenata, te se njemu pripisuje zasluga za masovno širenje mamografije.Osamdesetih i devedesetih godina 20.veka razvijeni su namenski prijemnici slike i rendgen aparati za mamografiju kakvi se i danas koriste.

## 2 Anatomija dojke

Dojka je modifikovana znojna žlezda čiji se začeci javljaju u šestoj nedelji fetalnog razvoja iz zadebljanja epiderma na ventralnoj strani tela. Posle rođenja kod muškaraca ostaje rudimentiran oragan, a kod žena se progresivno razvija u pubertetu, da bi u trudnoći dospila svoju punu morfološku zrelost i funkcionalnu aktivnost. U menopauzi dolazi do njene involucije i atrofije.

Makroanatomski dojku čine:

- Koža dojke koja je identične građe kao i koža ostatka tela , izuzev što je od nje nešto tanja,te sadrži znojne,lojne žlezde i folikule dlaka.
- Potkožno/površinsko masno – vezivno tkivo- odgovorno je za položaj dojke i ujedno određuje njenu površinu i oblik.
- Žlezdani parenhim- odgovoran je za osnovnu funkciju dojke u sekreciji i lučenju mleka.
- Duboko masno-vezivno tkivo-obavija žlezdani parenhim i odvaja ga od velikog grudnog mišića.
- Površna fascije- sastoji se iz dva sloja površnog koji odvaja žlezdani parenhim od subkutanog masno-vezivnog tkiva i dubokog,koje odvaja retroglandularno masno tkivo od pektoralnog mišića.

Dojka se nalazi na srednjoj tečini prednjeg zida grudnog koša, nekoliko centimetara u stranu od medialne linije, između II i V rebra.Na sredini prednje površine dojke nalazi se bradavica na kojoj se otvaraju 15-25 duktusa laktiferusa . Bradavica je okružena areolom , na kojoj se nalazi više malih krvica, nazvanih Montgomerijevim tuberkulumima. To su lojne žlezde sposobne da luče mleko , a predstavljaju itermedijarni stadijum između lojnih i znojnih žlezda. Dojka je obavijena fascijom.Površna pektoralna- fascija obavija dojke i u kontinuitetu je sa površinom abdominalnom fascijom. Donja strana dojke leži na dubokoj pektoralnoj fasciji. Spoj ovih dveju fascija čine fibrozne trake nazvane Kuperovi ligamenti.

Ispod areole nalazi se areolarni mišić koji se sastoji od cirkularnih i radijalnih vlakana. Ova vlakna se pripajaju na bazi dermisa i funkcija im je da kontrahuju areolu i bazu bradavice.

Masno tkivo okružuje žlezdu sa prednje i zadnje strane. Sama žlezda se sastoji od sekretnog i eksekretognog dela. Zadnja površina joj je glatka i ravna, a prednja nepravilna. Oblik odgovara konusu sa vrhom koji formiraju duktusi laktiferusi. Medijalni deo dojke vaskularizuje unutrašnja torakalna arterija , a lateralni i donji deo spoljašnja torakalna arterija, gornja torakalna arterija i torakoakromijalna arterija.

Površne i duboke vene dojke ulivaju se u spoljašnje i unutrašnje vene, kao i u interkostalne vene. Limfni sudovi oko duktusa laktiferusa i alveola kao i kožni limfni sudovi sakupljaju se u areoralni pleksus od koga polaze tri grupe limfatika: lateralni,medijali i donji. Lateralni limfatici

se slivaju u par velikih stabala koji vode do limfnih čvorova oko lateralne torakalne arterije i vene. Ovi nodusi komuniciraju sa aksijalnim limfnim žlezdama. Medijalni limfatici , koji polaze od medijalnog dela areolarnog pleksusa završavaju se u parasternalnim i supraklavikularnim limfnim čvorovima.

Submamilarni limfatici potiču iz dubine žlezde i dreniraju se u intraklavikuarne limfne čvorove i u suprotnu dojku.

Inervaciju dojke obezbeđuju cervikalni pleksus , brahijalni pleksus i interkostalni nervi.

Za razumevanje nastanka i tipova karcinoma dojke kao i fizičkih principa momografije , važno je upoznati se sa tkivom dojke. Razlikujemo lobuluse (mlečne žlezde), duktusi ( kanalići koji povezuju lobule i bradavicu), stroma (masno tkivo i ligamenti koji pokrivaju duktuse, krvne i limfne sudove).

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

Dojke su po pravilu nesimetrične, desna dojka je nešto manja od leve. Oblik i veličina dojke su promenljivi i individualni, a zavise od oblika i razvijenosti mlečne žlezde i masnog tkiva, na šta imaju uticaj hormoni estrogen i progesteron.

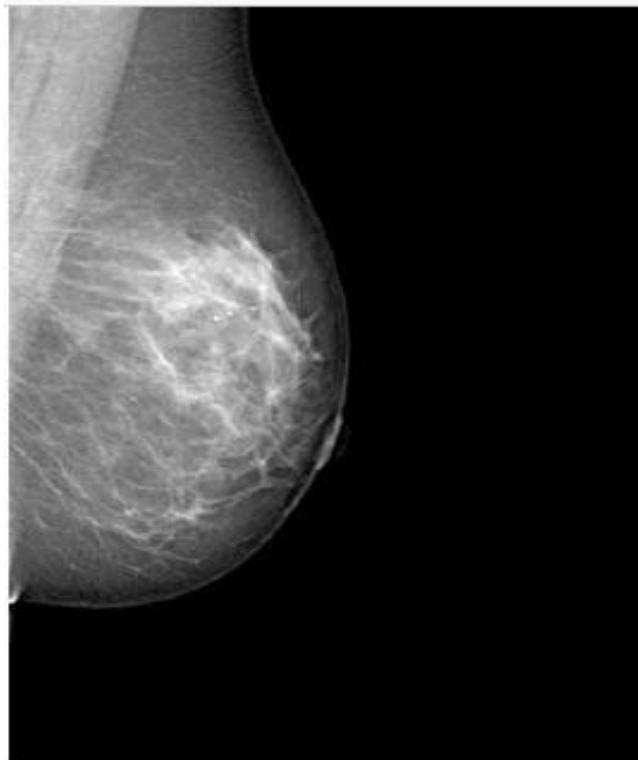
U mamografiji , rendgenskom prikazivanju unutrašnje strukture dojke, male varijacije u gustini tkiva dojke zahtevaju primenu visokokontrasnih metoda sa niskim energijama x-zračenja ( $E < 35 \text{ keV}$ )



Slika 2.1 Anatomija dojke

### 3 Mamografija (definicija i primena)

Mamografija je radiološka procedura optimizovana za pregled dojke. Tipičan skrining dojke se sastoji od jedne ili dve projekcije svake dojke . Tipične projekcije su kranijo-kaudalni i kosi medijsko-lateralni. Primer je prikazan na slici 1. Mamografija se primarno upotrebljava za detektovanje i dijagnozu kancera dojke, ali se može koristiti i za predoperativnu lokalizaciju i navođenje biopsije.



**Slika 1 Kosi mediolateralni mamogram** U ovoj projekciji pektoralni mišić je prikazan u nivou bradavice. Na ovom mamogramu vide se karakteristične benigne kalcifikacije.

Kancer dojke se detektuje na osnovu četiri znaka na mamografu:

1. Karakterističnu morfologiju tumorne mase što uključuje nepravilne margine i oštре bodlje.
2. Prisustvo mineralnih depozita koji se prikazuju kao mrlje i nazivaju se mikrokalcifikacije,
3. Arhitekturno izobličenje normalnog tkiva uzrokovanih bolešću,
4. Asimetrije između određenih regiona leve i desne dojke.

U praksi mamografiju možemo podeliti u tri kategorije:

1. Klinička mamografija;
2. Dijagnostička mamografija;
3. Mamografija koja se koristi za praćenje simptoma.

Skrining predstavlja pregled žena koje nemaju simptome oboljenja u želji da se detektuje rak dojke pre pojave lezije koja je opipljiva. Dijagnostička mamografija se primenjuje kod žena koje imaju simptome i fizičke nalaze koji nas mogu naterati da posumnjamo na rak dojke. Mamografiju koju koristimo u praćenju simptoma se koristi kod dojke koja je pod tretmanom lečenja raka.

Mamografija se koristi za rano otkrivanje raka dojke, ona konkretno ukazuje na veličinu, lokaciju i obim tumora. Vemoma važnačinjenica je da se mamografija pokazala kao značajna metoda za otkrivanje nepalpatibilnih kancerogenih promena.

Mamografija se dugo izbegavala zbog razloga kao što su zabrinutost zbog radova u kojima je objavljeno da je mamografija štetna po zdravlje (odnos koristi i rizika), zabrinutost zbog izloženosti ionizujućem zračenju, troškovi za mamografske preglede i troškovi za biopsiju takođe su smatrane manama ove metode.

Međutim, mamografija koristi vrlo niske doze x-zraka, snimaju se obe dojke iz dva pravca. U našoj sredini nažalost pojavio se veliki rast broja obolelih od malignih oboljenja dojke. Prema dostupnim podacima za zaštitu zdravlja Batut i Centralnog registra za rak Instituta za onkologiju Vojvodine, karcinom dojke učestvuje sa 26 odsto u ukupnom broju žena obolelih od malignih bolesti. Godišnje se u Srbiji registruje 4000 žena obolelih od raka dojke. Zbog toga je pažnja javnosti okrenuta prema dijagnostičkim procedurama za otkrivanje bolesti. Iz ovih razloga se mnogo pažnje posvećuje mamografiji. Najčešće pitanje kada se govori o mamografiji je, da li je ona rizična. Upoređujući podatke o ionizujućim dozama pri snimanju pluća i dojki, mamografija posebno na digitalnim aparatima, ima najmanje dvostruko niže doze od klasične radiografije pluća i srca, najmanje četvorostruku dozu niže u odnosu na snimanje slabinskog dela kičme i tako dalje.

U Srbiji se mamografija sprovodi isključivo klinički, iako postoje ozbiljne namere za uvođenje mamografije kao skrining metode. Trenutno je u upotrebi preko 60 mamografskih rendgen-aparata, pomoću kojih se proizvede preko 70000 mamografskih slika godišnje. Na globalnoj skali, broj mamografa veoma varira u zavisnosti od nivoa zdravstvene zaštite i kreće se od 24 mamografa na milion stanovnika u razvijenim zemljama, a od 0.45 i 0.18 mamografa na milion stanovnika u srednje i nisko razvijenim zemljama, respektivno.

## 5 Interakcija zračenja sa tkivom dojke

Osnovni mehanizam interakcije elektromagnetskog zračenja sa tkivom dojke može se opisati jedino pomoću kvantne elektrodinamike i bitno su složeniji procesi od onih putem kojih interaguju nanelektrisane čestice. Razlog tome je da, foton nemaju nanelektrisanje tako da ne mogu delovati na elektrone putem električnog polja na veća rastojanja kao što je to slučaj sa alfa i beta česticama. Do interakcije između fotona i elektrona, i fotona i jezgra dolazi samo u uskoj oblasti veličine takozvane Komptonove talasne dužine koja je za elektrone reda  $10^{-12}$ m, dok je za nukleone više od dva reda veličine manja.

Za razliku od nanelektrisanih čestica, foton mogu u potpunosti da nestanu, ukoliko u interakciji predaju svoju kompletну energiju elektronu, ili stvore par elektron-pozitron. Osim toga, prilikom interakcije foton mogu predati elektronu samo deo svoje energije, nakon čega nastavljaju da se kreću u manjenom energijom, ali uz obavezno skretanje sa svog prvobitnog pravca kretanja. Nemoguće im je odrediti domet ili dužinu putanje, što možemo učiniti kod alfa i beta čestica. Fotoni ne doživljavaju kontinuiran gubitak energije, tako da im se energija između dve interakcije ne smanjuje. Dakle, ne može im se odrediti ni gubitak energije tokom puta kao što smo to radili kod nanelektrisanih čestica.

Fotoni tokom svog puta skreću sa svog prvobitnog pravca prostiranja, ili u potpunosti nestaju. Ako ovo činjenicu znamo, možemo je iskoristiti da objasnimo kako to fotoni interaguju s materijom

Ukoliko posmatramo uzak snop fotona njihov broj će se smanjivati sa porastom debljine tkiva, odnosno materije. Ostaje samo oni fotoni koji nisu doživeni nikakvu interakciju.

Ako svi fotoni imaju jednake energije i prolaze kroz tkivo debljine  $dx$ , broj fotona  $dN$  koji nestaje iz snopa prilikom prolaska kroz apsorber, srazmeran je broju upadnih fotona  $N$ , broju atoma po jedinici zapremine materijala  $n$ , i debljini materijala.  $\sigma$  predstavlja efikasni presek kao mera verovatnoće da foton bude uklonjen iz snopa.

$$dN = \sigma \times N \times n \times dx \quad (3.1)$$

Ako snop x-zraka prolazi kroz tkivo debljine  $x$ , dolazi do slabljenja intenziteta x-zraka, koje zavisi od intenziteta x-zraka, prirode i debljine tkiva i kvaliteta x-zračenja. Slablenje je prilično eksponencijalno jer x-zraci nisu monoenergetski u opštem slučaju. Za monohromatsko (monoenergetsko) x-zračenje predpostavljamo eksponencijalno slabljenje. Smatra se da intenzitet snopa x-zraka opada na vrednost  $I$  nakon prolaska kroz tkivo debljine  $x$ .

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (3.2)$$

$\mu$  predstavlja linearni atenuacioni koeficijent.

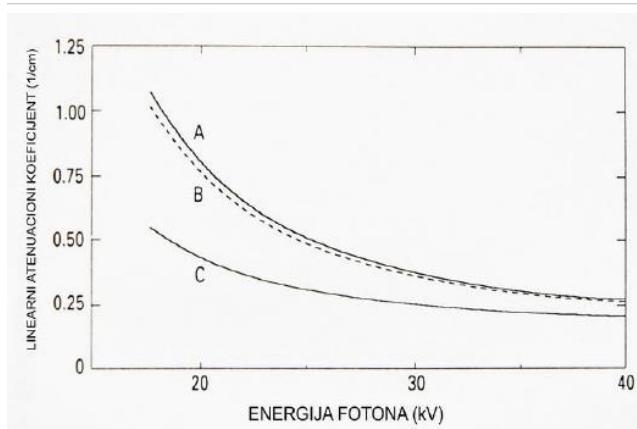
Vrsta tkiva	Gustina [kg/m <sup>3</sup> ]	Linearni atenuacioni koeficijent na 20keV [1/cm <sup>3</sup> ]
Masno tkivo	$0.930 \cdot 10^3$	0.45
Fibroglandularno	$1.035 \cdot 10^3$	0.80
Koža	$1.09 \cdot 10^3$	0.80
Karcinom	$1.045 \cdot 10^3$	0.85
Kalcifikacija	$2.2 \cdot 10^3$	12.2

Tabela 1 Data je zavisnost linearog atenuacionog koeficijenta do vrste tkiva dojke.

Možemo zaključiti da je teško razlikovati kancerogene promene od fibroznog tkiva. Takođe je poremećaj mekog tkiva teže razlikovati u mamografski gušćim dojkama.

Slika 3.1 prikazuje promenu linearog atenuacionog koeficijenta sa energijom fotona za masna, fibrozna tkiva i za invazivni duktalni karcinom. Ona prikazuje da je visok kontrast moguće postići koristeći niske energije x-zračenja kao i malu razliku između interakcije fotona sa tkivom karcinoma i fibroznim tkivom.

U mamoografskom pregledu najčešći tip interakcije x-zračenja s materijom je fotoelektrični efekat i rasejanje fotona. Posledica toga je slabljenje snopa. Usled interakcije sa tkivom snop x-zraka slabi.



Slika 3.1 Zavisnost linearog atenuacionog koeficijenta od energije

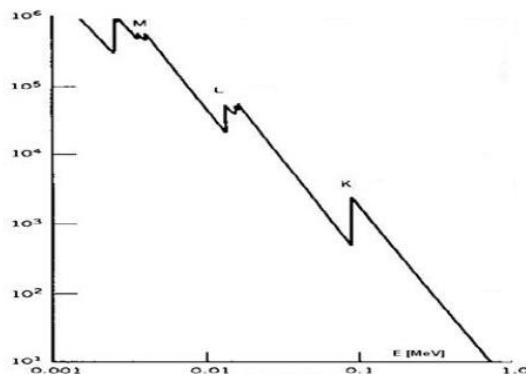
## 5.1 Fotoelektrični efekat

U fotoelektričnom efekat naziva se i fotoefekat, foton interaguje sa čvrstovezanim elektronom atenuatora i nestaje, dok orbitalni elektron izbačen iz atoma kao fotoelektron sa kinetičkom energijom Ek datom sa:

$$E_k = h\nu - E_v \quad (3.3)$$

Gde je  $h\nu$  energija fotona,  $E_v$  energija veze elektrona.

Energija fotona se utroši na rad koji je potreban da se elektron izbaci iz atoma, kao i na njegovu kinetičku energiju. Ovaj efekat je moguć samo na vezanom elektronu. Zakon održanja impulsa ovo uslovljava. Telo koje će na sebe da preuzme deo impulsa fotona je atom. Energija se u ovim situacijama deli u obrnutoj srazmeri sa njihovim masama, jasno je da će energija uzmaka fotona biti zanemarljivo mala u odnosu na energiju koju dobije elektron. Pošto je energija uzmaka jezgra nekoliko redova veličina manja od energije uzmaka elektrona u predhodnoj relaciji smo je zanemarili.



Slika 3.2 Efikasni presek za fotoefekat

Iz slike 3.2 možemo zaključiti da verovatnoća dešavanja fotoefekta opada sa porastom energije. Oštri pikovi odgovaraju energijama veze orbitalnih elektrona. Ako foton ima energiju veću od energije veze K elektrona verovatnoća za fotoefekat je mala. Ona se mora smanjiti da bi se povećala verovatnoća za odigravanje fotoefekta. Maksimalna verovatnoća je upravo za energije fotona koje odgovaraju vezivnoj energiji elektrona. Ukoliko je energija fotona neznatno niža od energije veze K elektrona, foton nema mogućnost da ga izbaci, pa se verovatnoća fotoefektne naglo smanjuje. Na tim energijama je moguć fotoefekat samo na L i M elektronima. Kako se energija fotona sve više približava energiji veze L elektrona, vrednost efikasnog preseka raste. Situacija se na isti način ponavlja i sa M-elektronima. Dakle, verovatnoća za odvijanje fotoefekta je veća što elektron ima višu vezivnu energiju (K-ljuska). Način interakcije zavisi od

energije fotona ,ali od atomskog sastava tkiva.Fotoefekat je dominantan za fotone koji imaju energiju manju od 80 keV, a verovatniji je za teške atome koji se nalaze u kostima (Ca).

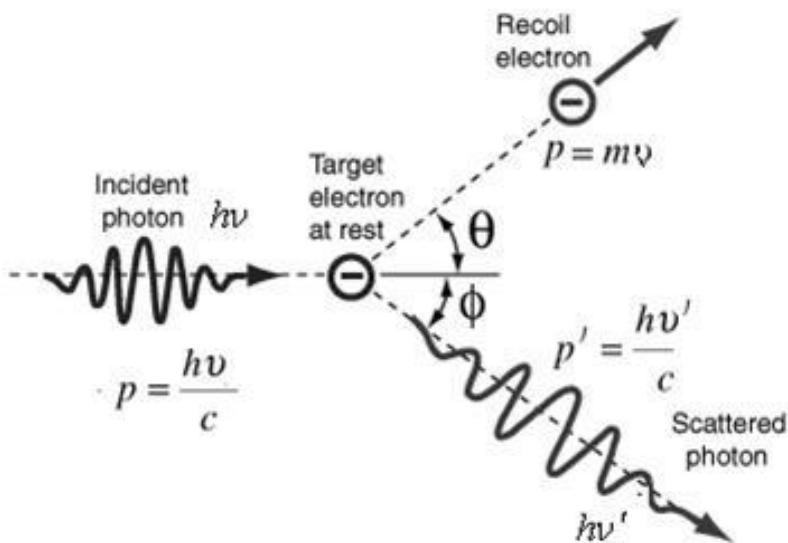
Zavisnost efikasnog preseka fotoefekta od energije i rednog broja materijala je:

$$\boxed{\begin{aligned}\sigma_{fe} &\sim \frac{Z^5}{E^{7/2}} & \text{za} && E_f > E_v^K \\ \sigma_{fe} &\sim \frac{Z^5}{E} & \text{za} && E_f \gg E_v^K\end{aligned}}$$

Slika 3.3 Zavisnost efikasnog preseka fotoefekta od energije i rednog broja

## 5.2 Komptonov efekat

Neelastično rasejanje (Komptonov efekat) foton x-zraka gubi deo svoje energije koja se troši na izbacivanje elektrona atoma tkiva , a sam foton menja pravac kretanja. Foton interaguje sa orbitalnim elektronom. Upadna energija fotona je mnogo veća od energije orbitalnog elektrona. Foton gubi deo svoje energije i rasejava se kao foton sa energijom  $h\nu'$  i skreće za ugao  $\phi$  kao što je šemacki prikazano na slici. Ugao  $\phi$  predstavlja ugao između pravca upadnog fotona i pravca odbijenog elektrona.



Slika 3.4 Šemacki prikaz Komptonovog rasejanja

Promena talasne dužie  $\Delta\lambda$ , je data sa dobro poznatom Komptonovskom relacijom:

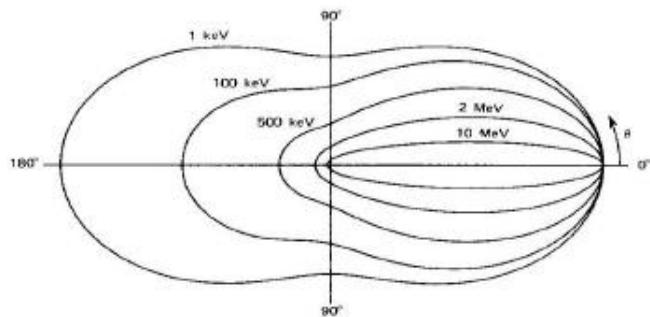
$$\Delta\lambda = \lambda_c(1 - \cos\Theta) \quad (3.4)$$

Gde je  $\lambda_c$  komptonovska talasna dužina elektrona izražena kao :  $\lambda_c = h/m_e c = 0.0024\text{nm}$

Energija rasejanog fotona i kineička energija komptonovskog elektrona date su sledećim relacijama:

$$E = \frac{E_{f0}}{1 + \frac{E_{f0}}{mc^2}(1 - \cos\theta)} \quad E_e = E_{f0} \frac{\frac{E_{f0}}{m_e c^2}(1 - \cos\theta)}{1 + \frac{E_{f0}}{m_e c^2}(1 - \cos\theta)} \quad (3.5)$$

Diferencijalni efikasni presek, odnosno verovatnoću skretanja pod određenim uglom za rasejanje fotona na elektronu, ispitivali su Klajn i Nišin. Na osnovu njega moguće je odrediti verovatnoću rasejanja fotona pod određenim uglom i intenzitet zračenja koje će se rasejati pod datim uglom u zavisnosti od energije upadnog fotona. Ova ugaona zavisnost biće prikazana na slici 3.4. Za male energije verovatnoća rasejanja fotona je simetrična odnosno foton sa jednakom verovatnoćom može biti rasejan unapred i u nazad. Kako energija fotona raste ova distribucija je pomerena u napred (u pravcu i smeru kretanja upadnog fotona), da bismo za visoke energije imali slučaj da su skoro svi elektroni usmereni u napred.



**Slika 3.4 Ugaona distribucija rasejanog Komptonovog zračenja za različite energije upadnih fotona**

Klajn-Nišinina formula nam daje ukupni efikasni presek za Komptonovo rasejanje, integracijom po svim mogućim uglovima rasejanja. Dobija se relativno kompleksna relacija, koja se uprošćava na taj način što se odvojeno posmatraju različite energijske oblasti. Dobija se da je totalni efikasni presek za rasejanje fotona na jednom elektronu obrnuto proporcionalan njegovoj energiji. Ako se uzme u obzir da atom ima Z elektrona, konačno se dobija da je :

$$\sigma_{Com} \sim \frac{Z}{E} \quad (3.6)$$

Verovatnoća Komptonovog efekta se smanjuje sa porastom energije fotona u mnogo manjoj meri nego što je to slučaj kod fotoefekta. Takođe, verovatnoća fotoefekta mnogo manje zavisi od rednog broja materijala, u odnosu na fotoelektrični efekat.

### 5.3 Koherentno (Rayleigh) rasejanje

Kod koherentnog rasejanja foton interaguje sa vezanim orbitalnim elektronom. Ovaj događaj je elastičan u smislu da foton ne gubi energiju i rasejan je pod malim uglom. Rejljevo rasejanje nema udela u koeficijntu energijskog prenosa , međutim doprinosi atenuacionom koeficijentu.

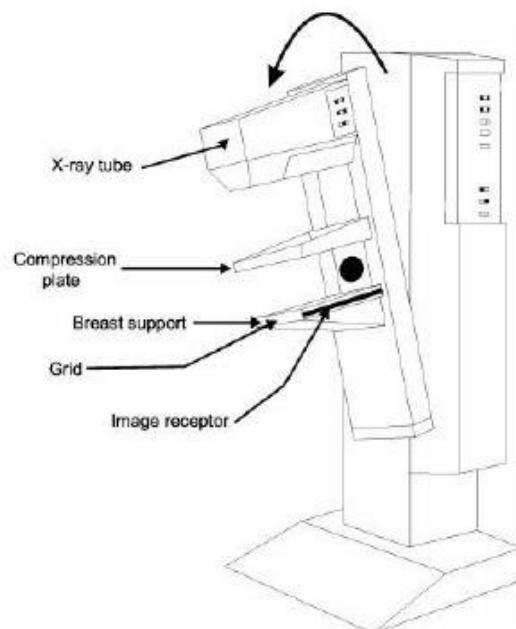
## 6 Radiološka oprema za mamografiju

### 6.1 Analogna mamografija

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

Rendgen aparat za mamografiju (slika 4) čine:

1. Rendgenska cev;
2. Uredaj za kompresiju ;
3. Rešetka za sprečavanje rasejanog zračenja;
4. AEC (automatska kontrola ekspozicije)
5. Prijemnik slike.



Slika 4 Šemacki prikaz sistema za mamografiju

## 6.2 Rendgenska cev

Rendgenska cev je izvor x-zraka u mamografiji. Ona prima električnu energiju i konvertuje je u x-zračenje i toplotu. Toplota predstavlja nepoželjan produkt. Rendgenska cev se sastoji iz staklene cevi u kojoj je visok vakuum (pritisak gasa je reda veličine  $1.3 \times 10^{-4}$  Pa do  $1.3 \times 10^{-5}$ ) i dve elektrode ,katoda i anoda. Katoda je u obliku spirale zagreva se i emituje elektrone.U blizini katode je još jedna elektroda koja je na negativnom potencijalu i odbija elektrone ka anodi. Anoda je u obliku cilindra koji rotira,najčešće je od molibdена. Deo površine anode koja se naziva fokus rendgenske cevi je pod uglom u odnosu na snop elektrona i nju pogadjaju elektroni. Energija elektronskog snopa na anodi malim delom prelazi u zračenje ,svega 1% , a ostatak se troši na zagrevanje.

Cev za x-zračenje prikazana je na slici 4.1.



**Slika 4.1 Rendgenska cev**

Cev je montirana na nosaču sa držačem kasete i nosačem za dojku.Celokupna konstrukcija se može podizati i rotirati oko horizontalne ose kako bi ostvarili odabranu radiografsku projekciju.Kolimacija polja zračenja je tako podešena da je ivica polja zračenja najbliža pacijentu u vertikalnoj ravni.

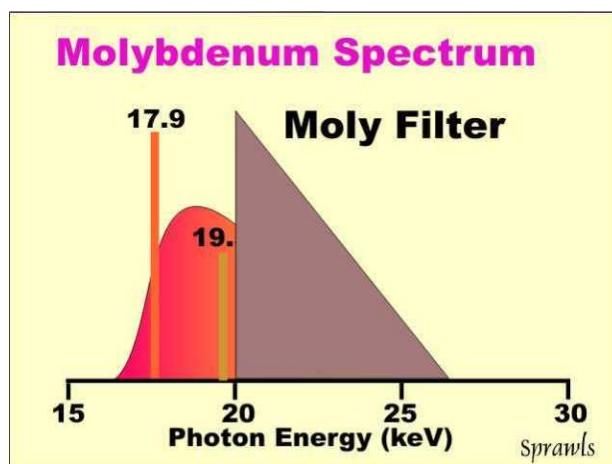
Rendgenska cev koristi dva filimenta koji proizvode fokalne tačke od 0.3 i 0.1mm . Mala fokalna tačka omogućava dobru prostornu rezoluciju, neophodnu za detekciju mikrokalcifikacija. Koriste se mali naponi ispod 35 kVp-a. Struja koja se koristi je različita za različite veličine fokalne tačke. Struja je 100mA za velike fokalne tačke (0.3)mm , a za male fokalne tačke (0.1mm) struja je 25mA.

Kao što je već rečeno, u mamografskoj rendgen dijagnostici koristi se rotirajuća anoda. Materijali od kojih se anoda najčešće pravi su molibden ,rodijum i volfram. O njima će biti reči u daljem tekstu.

## 6.2.1 Spektar molibdена

Cevi sa anodom od molibdена koje se koriste u mamografiji dovode do stvaranja dve karakteristične linije, to jest, imamo dve karakteristične energije 17,9 i 19,5 keV-a.

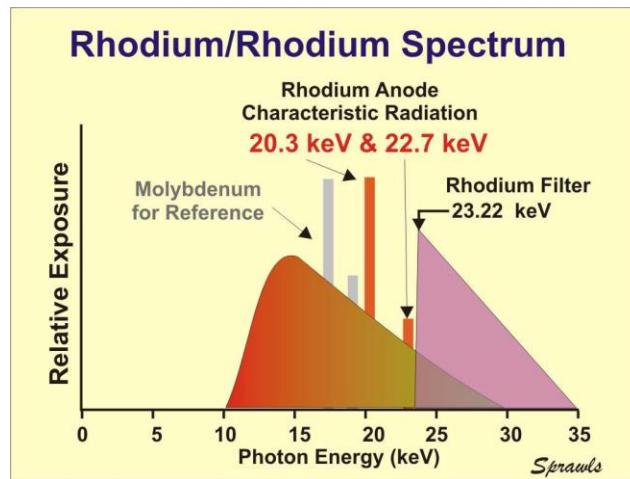
Optimalni kontrast proizvodi najbolje slaganje između osetljivosti i radijacione doze za dojku srednje veličine i predstavlja spektar sa fotonima energije nešto malo niže od 20 keV. Međutim postoji značajan bremsstrahlung iznad ove energije. Mamografski elementi podrazumevaju filtere koji uklanjaju neželjene delove spektra. To je primena filtera koji radi na principu K-ivice. On apsorbuje zračenje koje prelazi energiju K-ivice koja odgovara energiji vezivanja elektrona u K-ljusci atoma molibdена.



Slika 4.2 Spektar molibdена

## 6.2.2 Spektar rodijuma

Rodijum ima atomski broj Z=45, a molibden 42. Zbog toga će karakteristično x-zračenje rodijumske anode imati energiju koja je isključivo veća od one koju proizvodi molibdenska anoda, takođe će ovo zračenje imati veću prodornost. Ovo je od velikog značaja za snimanje gustine dojke. Anode koje imaju dvojnu površinu, molibden i rodijum, omogućavaju operateru da izabere spektar koji je optimizovan za različite veličine i gustine dojke. Karakteristično zračenje rodijuma je na 20.2 keV i 22.7 keV. Anodni disk je montiran na molibdenski nosač, koji je povezan sa rotorom i eksternim statorom, a rotacija se vrši magnetnom indukcijom.



Slika 4.3 Spektar rodijuma

Filtracija utiče na dozu i kontrast. U mamografiji se koriste filteri od molibdена и rodijuma za anode jer proizvode karakteristične spekture x-zračenja koje je blizu optimalnog x-zračenja za snimanje dojke. Smanjuje dozu ekspozicije i količinu doze x-zračenja koju primi dojka. Sa većom filtracijom, kontrast slike je smanjen, ali snop dobija na prodornosti, ima manje rasejanog zračenja, pa je rezultat dobar kvalitet slike. Filtracija se ne može meriti, već se predstavlja veličinom koja se naziva poludebljina apsorpcije (HVL). Prilikom interakcije x-zračenja sa filterom, fotoni koji imaju energiju veću od energije veze elektrona koji se nalaze na unutrašnjim K-ljuskama atoma materijala filtera, usled fotoefekta nestaju iz snopa x-zračenja. Dakle, filteri se koriste da oslabe ili blokiraju deo kontinualnog spektra x-zračenja energija većih od veze K elektrona atoma materijala filtera.

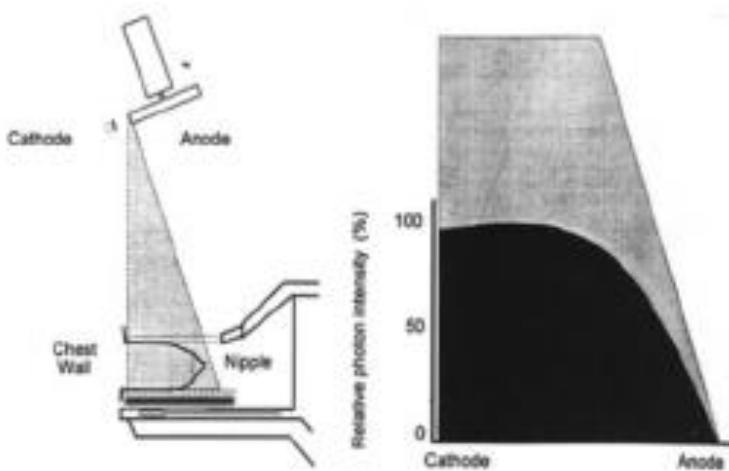
HVL (half value layer), je debljina materijala, tkiva dojke, za koju se intenzitet snopa x zračenja smanji na polovinu prilikom prodiranja. To je mera sposobnosti prodiranja x-zračenja. Zavisnost od vrste tkiva dojke (koeficijenta atenuacije) i od energije fotona x-zraka, na koju utiče material mete, material filtera i njegova debljina, napon i prozor rendgenske cevi, uređaj za kompresiju, starost rendgenske cevi. HVL u mamografiji za meka tkiva je prosečno 1-2 cm (dodata debljina 4 cm smanjuje intenzitet snopa x-zračenja 75 %)

HVL se obično izražava u milimetrima aluminijuma (mm Al).

### 6.2.3 Hilov efekat

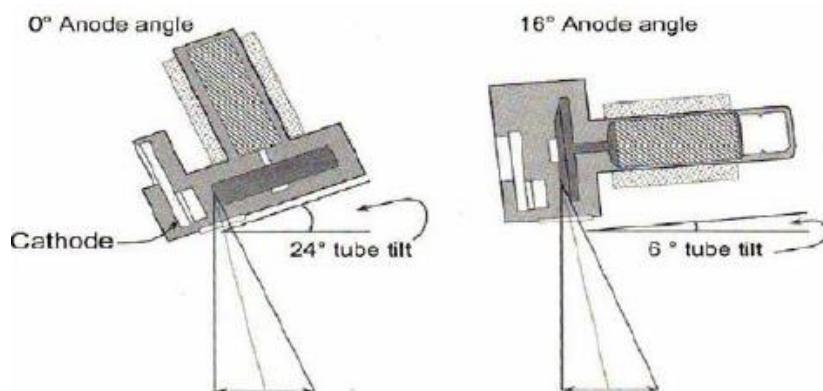
Hilov efekat (Heel effect) je pojava da u zavisnosti od ugla anode neki od x-zraka koji su proizvedeni bivaju ponovo apsorbovani od strane anode. Starost anode povećava ovaj efekat. Takođe Hilov efekat je izraženiji za manji ugao anode jer rendgenska cev može podneti više

toplite. Usled ovog efekta javiće se smanjen intenzitet x-zračenja na anodnoj strani, posebno na kraćim rastojanjima između izvora i slike (Source to Image Distance-SID).



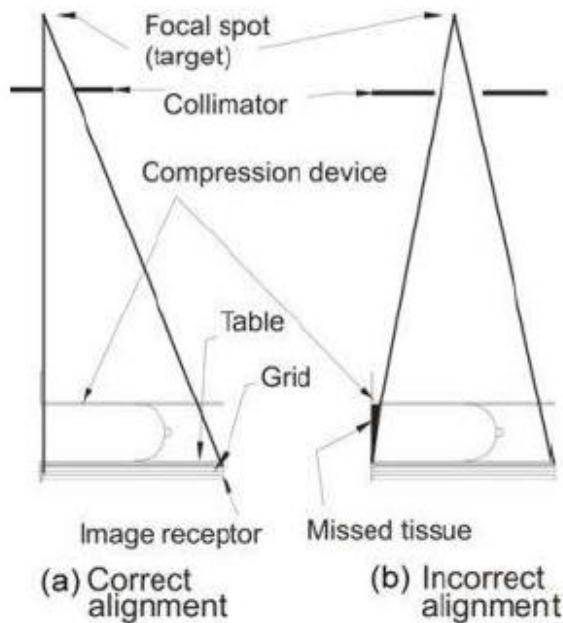
Slika 4.4 Hilov efekat

Efektivni ugao anode je ugao između anode i horizontalno postavljene cevi. Sa anodnim uglom od  $0^\circ$  i nagibom cevi od  $24^\circ$  imamo efektivni ugao za velike fokalne tačke od  $24^\circ$ , a za male fokalne tačke od  $15^\circ$ . Za anodni ugao od  $16^\circ$  i nagib cevi od  $6^\circ$  imamo odgovarajući efektivni ugao od  $22^\circ$ . Mali anodni ugao omogućava povećanje struje bez zagravanja cevi jer je veličina stvarne fokalne tačke mnogo veća od njene projekcije (efektivna fokalna tačka). Kako bi se postigla uniformnost transmitovanog zračenja pozicioniranje pacijenata se vrši tako da se katoda nalazi na strani grudnog koša, a anoda na strani bradavice.



Slika 4.5 Efektivni ugao

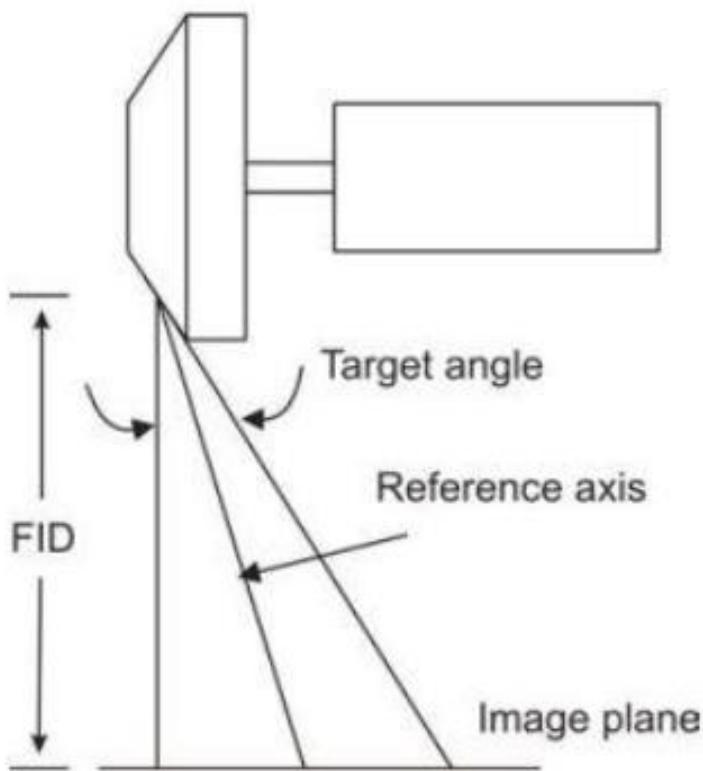
Kod modernih sistema za mamografiju , napajanje je obično visokofrekventno i obezbeđuje konstantni talasni potencijal tokom ekspozicije. Rendgenska cev koristi rotirajuću anodu gde elektroni udaraju u anodu pod malim uglom što vidimo na slici 4.5.



**Slika 4.6 Geometrija sistema za akviziciju slike.a) Korektno poravnjanje ; b) Loše poravnjanje.**

Tipična normalna veličina fokalne tačke za kontaktnu mamografiju je oko 0.3 mm. Manja fokalna tačka oko 0.1 mm se koristi primarno za uvećano snimanje. Nominalna veličina fokalne tačke je definisana relativno u odnosu na efektivnu veličinu fokalne tačke na referentnoj osi. Kao što je prikazano na slici 4.7. ova referentna osa, koja se može razlikovati od proizviđača do proizvođača, je obično određena na sredini slike. Kod mamografije, rendgenska cev je postavljena tako da je katodna strana cevi bliža grudnom košu pacijenta, jer je najveći intenzitet zračenja sa katodne strane, a i atenuacija x-zračenja od strane pacijenta je najveća sa strane gudnog koša. Često se kod oslikavanja dojke mogu koristiti različiti uglovi u zavisnosti od veličine fokalne tačke. Pored toga ugao rendgenske cevi se može menjati prema izboru fokalne tačke i materijala mete.

Većina cevi koristi berilijumke prozore, a ne koristi ulja za hlađenje. Ulje, staklo ili drugi metali stvarali bi dodatnu atenuaciju na energiji korisnoj za mamografiju.



Slika 4.7 Geometrija rendgenske cevi (FID- focus to image distance). Normalna linija predstavlja zid grudnog koša. Referentnu osu za određeni sistem određuje proizvodač.

### 6.3 Napon rendgenske cevi

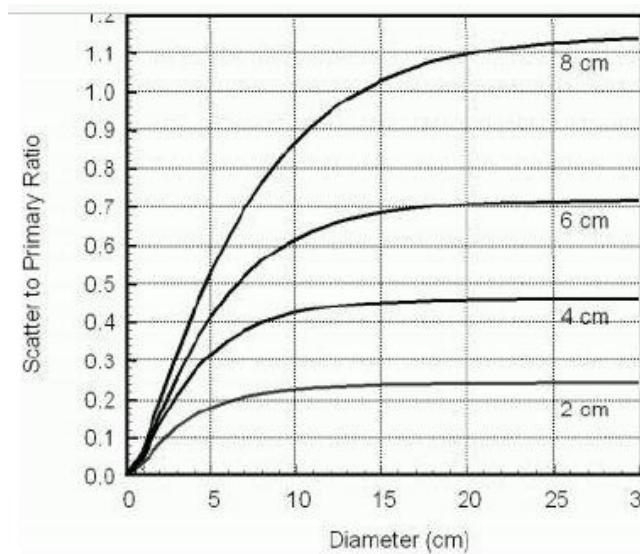
Napon rendgenske cevi se bira u opsegu od 24kV do 32kV. To su relativno niske vrednosti napona koje se koriste da povećaju razlike atenuacionih karakteristika različitih tipova tkiva dojke. Debljina doke prilikom kompresije je osnovni faktor koji određuje optimalni napon rendgenske cevi. Za snimanje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

### 6.4 Kompresija

Postoji nekoliko razloga da se primeni jaka kompresija na dojku tokom mamografskog pregleda. Kompresija uzrokuje širenje tkiva dojke što smanjuje superpoziciju u različitim ravnima i povećava vidljivost struktura. Ovaj efekat se može naglasiti činjenicom da različita tkiva imaju različite elastičnosti što znači da će se ona različito raširiti i omogućiti lakše uočavanje kancera. Kao i u drugim oblastima radiografije, rasejano zračenje smanjuje kontrast slike u mamografiji, upotreba kompresije smanjuje odnos rasejanog i direktno transmitovanog zračenja koje stiže na receptor slike. Na slici 4.9. kvantifikovan je uticaj debljine dojke na

rasejano zračenje . Kompresija takođe smanjuje , rastojanje bilo koje ravni u dojci od receptora slike, i na taj način smanjuje geometrijsku neoštrinu. Kompresovana dojka obezbeđuje manju atenuaciju snopa x-zračenja, što smanjuje radijacionu dozu.Kompresovana dojka obezbeđuje uniformnu atenuaciju preko cele slike.Ovo smanjuje opseg ekspozicije koju sistem za oslikavanje mora da snimi, i kod mamografije sa slikom omogućava korišćenje filma sa većim gradijentom . Takođe kompresija radkuje anatomske pokrete tokom ekspozicije na taj način smanjuje smanjuje neoštrinu na slici.

Veoma je bitno da je dojka što uniformije kompresovana i da je ivica ploče za kompresiju na strani grudnog koša prava i poravnata s fokalnom tačkom i receptorom slike kako bi se povećala količina tkiva koja će se videti na slici 4.7.Mehaničke osobine dojke nisu linearne , nakon određene redukcije debljine primena dodatnog pritiska minimalno utiče na poboljšanje kvaliteta slike,ali prilično povećava nelagodnost pacijenta. Uvedeni su specijalni mehanizmi koji postižu bolju kompresiju ,a smanjuju rizik od prekompresije.



**Slika 4.9 Efekat debljine dojke i dijametra snopa x-zračenja na SPR bez upotrebe rešetke**

Kompresija dojke je neophodna da bi se obezbedila podjednaka debljina dojke i da bi se tkivo manje ozračavalo jer je nakon kompresije manja debljina, a samim tim i neophodna doza za ozračavanje. Ona je na žalost često bolna za pacijentkinju, ali ima mnogo prednosti.

Kao što smo iz predhodno izloženog mogli da zaključimo , kompresija dojke je jedna od osnovnih stavki u mamografiji. Uređaj za kompresiju treba da bude ravnih ivica, a kompresiju treba vršiti pod pravim uglom kako bi se cela dojka obuhvatila i kako ni jedan delić dojke ne bi bio izostavljen tokom snimanja. Postoje i posebni uređaji koji se koriste za kompresiju dojke kada se snimaju njeni pojedini delovi.

## 6.5 Rešetke ( antirasejavajuće mreže)

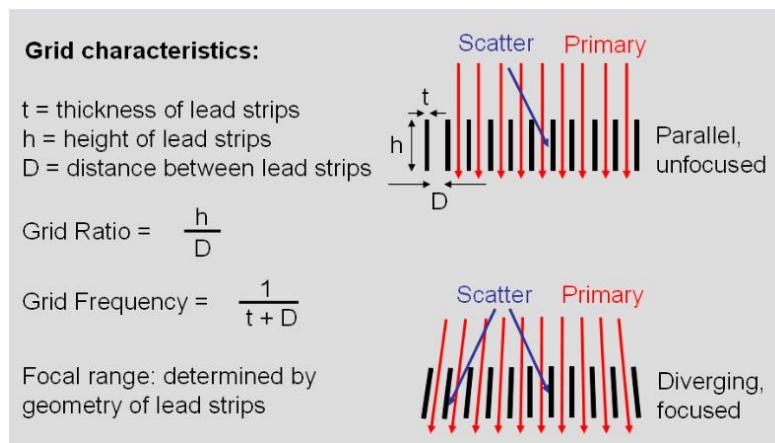
Primarno zračenje je ono koje sadrži informacije o atenuacionim karakteristikama tkiva dojke i ima maksimalan kontrast. Rasejano zračenje utiče na degradaciju kontrasta . Ako je  $C_0$  maksimalan kontrast bez rasejanja ,onda je maksimalan kontrast sa rasejanjem:

$$C_s = C_0 \left( 1 + \frac{S}{P} \right)^{-1} \quad (4.3)$$

Gde je S količina rasejanja, P količina primarnog zračenja. Izraz u zagradi je kontrastni redukcioni faktor.

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

Antirasejavajuće mreže se sastoje od olovnih folija i aluminijuma koji se koristi da razdvoji trake kao što je prikazano na slici 4.8. Kako snop x-zraka lagano divergira i antirasejavajuće mreže moraju biti tako napravljene da prate ovaj divergentni snop sa fokalom na tačkom na približno 180 cm od mreže. Koliko će rasejanog komptonskog zračenja biti redukovano i zadržano na mreži zavisi od debeline (t), visine (h) i separacije (d) olovnih traka. U mamografiji se koriste linearne rešetke , koje se pomeraju prilikom izlaganja snopu x- zraka čime se smanjuje traka rešetka na slici, i celularne rešetke koje su fiksirane i smanjuju intenzitet rasejanog zračenja u dva pravca što omogućuje značajno poboljšanje kontrasta. U tehnici uvećanja se ne koristi rešetka već vazdušni procep između dojke i prijemnika slike koji smanjuje količinu rasejanog zračenja koje se snima. Antirasejavajuća mreža je okarakterisana sa dva parametra : mrežnim odnosom i mrežnom frekvencijom. Tipične vrednosti mrežnog odnosa su 4:1 i 16:1, a mrežne frekvencije 5 do 7 linija po milimetru.



Slika 4.8 Karakteristike rešetke (antirasejavajuće mreže)

## 6.6 Prozor rendgenske cevi

Maksimalno zračenje na izlazu dobijamo korišćenjam prozora od berilijuma, koji smanjuje atenuaciju x-zračenja. To je veoma važno jer manji autputi x-zračenja zahtevaju duže vreme izlaganja dojke x-zračenju, što povećava dozu i artefakte usled pomeranja žene. Vreme ekspozicije ne bi trebalo da bude duže od dve sekunde.

## 6.7 Kolimacija zračenja i kontrola rasejanog zračenja

Snop x-zraka u mamografiji se sužava korišćenjem kolimatora, a intenzitet rasejanog zračenja se smanjuje pravilnom kompresijom dojke, upotrebom rešetke ili vazdušnog procepa u tehnici uvećanja. Kolimatori sužavaju snop x-zračenja kako bi bio u okviru fokusa i obezbeđuju pravilnu kolimaciju snopa x-zračenja na prijemnik slike kako bi se koristio primarni snop zračenja, više nego rasuto zračenje. Kolimacija ograničava snop x-zračenja koji pada na prijemnik slike, na bočnoj, prednjoj i srednjoj strani dojke. Deo snopa x-zračenja koji je najbliži grudnom košu žene , nije kolimisan. Deo prijemnika slike iznad koga se ne nalazi dojka bi trebao biti izložen x- zračenju kako bi film bio crn na periferiji.

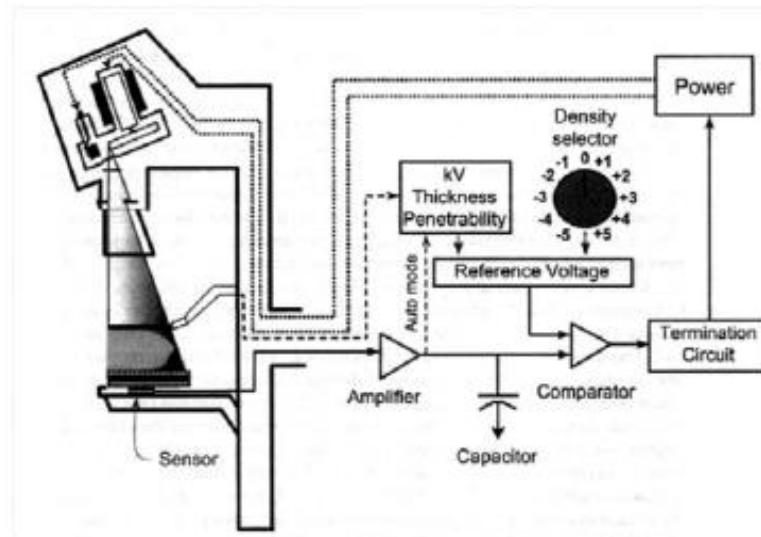
## 6.8 AEC

Veoma je teško proceniti atenuaciju dojke vizuelno. Moderni automatski mamografi su opremljeni sa AEC (Automatic Exposour Control). Kod mamografije sa filmom bitno je da i osvetljenje i kontrast postignu željenu optičku gustinu (OD) na slici , dok je kod digitalne mamografije korisnije da se dostigne SNR ili SDNR. AEC senzori su smešteni iza receptora kako bi se sprečila pojava njihovih senki na slici. Senzor meri fluks x-zračenja koji prođe kroz dojku i receptor slike kada se postigne željena količina radijacije AEC prekida ekspoziciju. Pozicija senzora se može menjati tako što se može postaviti iza odgovarajuće regije dojke kako bi se dobila odgovarajuća ekspozicija.

Rad AEC ne sme zavisiti od varijacije atenuacije dojke ,napona cevi,veličine polja i filtracije. AEC bira odgovarajući kvalitet snopa x-zračenja : anoda-filter kombinaciju, kV na osnovu apsorpcionih karakteristika tkiva dojke, podešava struju rendgenske cevi (mAs), da obezbedi korektan nivo ekspozicije prijemnika slike, omogućava osiguranje odgovarajućeg kvaliteta slike ,za bilo koju apsorpcionu karakteristiku tkiva dojke ,kao i kontrolu pacijentne doze i izbegavanje oštećenja prijemnika slike.

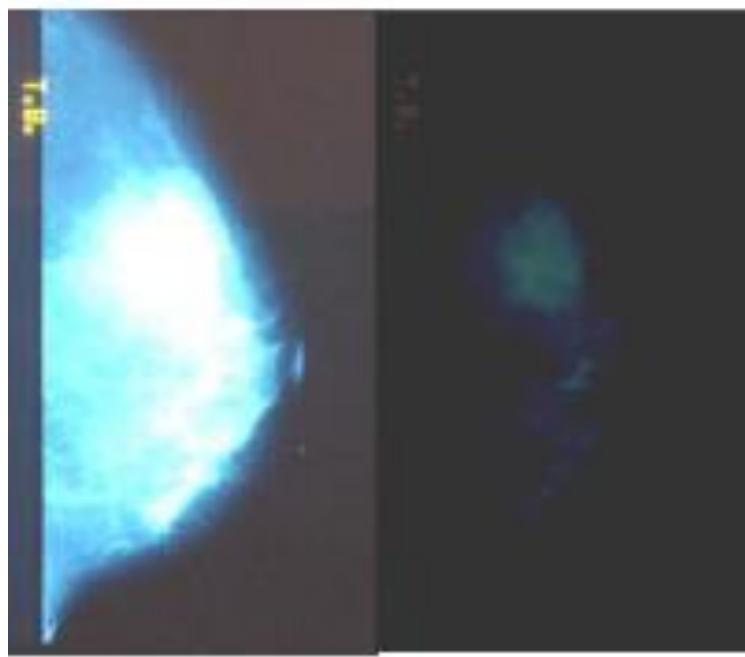
Delovi AEC sistema (fototajmera) su:

- Detektor-jedna ionizaciona komora ili niz od tri poluprovodničke diode.
- Pojačavač- pojačava struju koja dolazi od detektora , a nakon pojačavanja se koristi za punjenje kondenzatora.
- Kondenzator-kada se kondenzator napuni u njemu se stvara napon. Ovaj naponski signal ide do komparatora.
- Komparator-proizvodi izlazni signal kada napon kondenzatora dostigne vrednost odgovarajućeg referentnog napona.
- Izlazni signal komparatora dolazi do završnog kola, nakon čega se signal prenosi do izvora napajanja rendgenske cevi.



Slika 4.8 Delovi AEC sistema

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



Slika 4.9 Premalo i previše eksponiran film

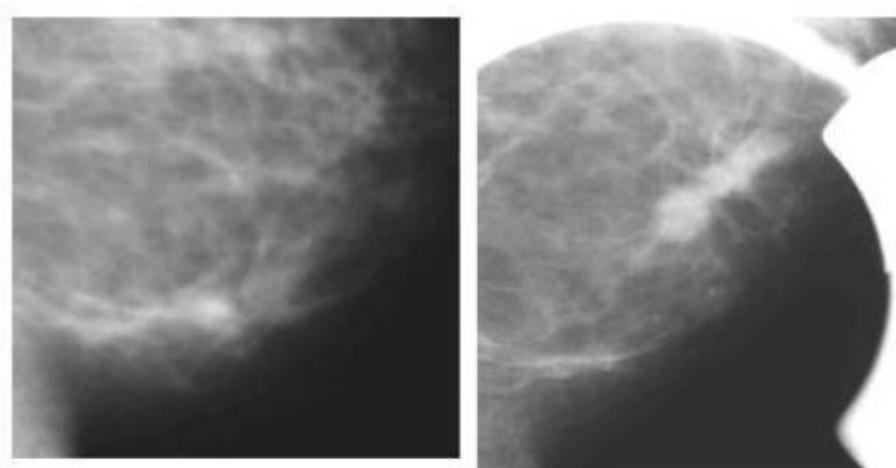
## 7 Mamografija sa uvećanjem

Uvećanje se postiže podizanjem dojke iznad receptora slike, sa ciljem smanjenja udaljenosti objekta od fokusa i povećanja udaljenosti objekta od receptora, da bi se poboljšao dijagnostički kvalitet slike.

Uvećanjem se postižu tri velike prednosti:

- Povećanje SNR,
- Poboljšanje prostorne rezolucije,
- Smanjenje rasejanog zračenja.

Ove prednosti su prikazane na slici 5.1.1 Uvećanje uzrokuje da se strukture poromene uvećano projektuju na receptor slike.



Slika 5.1.1 Sumnjiv region je vidljiv na donjem delu mamograma (levo).

Uvećana slika tog regiona dobijena fokalnom kompresijom jasno ukazuje na sumnjivu masu (desno).

Prostorna rezolucija uvećanja je ograničena veličinom fokalne tačke. Pomeranjem dojke bliže izvoru x-zraka, kod mamografije sa uvećanjem, povećava se doza koju primi dojka u odnosu na kontaktnu mamografiju. Povećani prostor između dojke i receptora slike smanjuje rasejano zračenje s toga nisu potrebne antirasejavajuće mreže. Ovo delimično smanjuje povećanje doze i vremena ekspozicije zbog upotrebe male fokalne tačke.

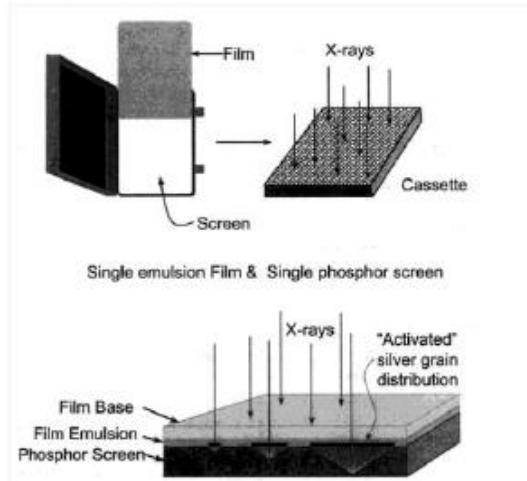
## 8 Receptori slike

### 8.1 Receptori slike u analognoj mamografiji-ekran/film sistem

Funkcija filma je da prenese kontrast koji je nastao prolaskom x-zraka kroz dojku u vidljiv kontrast slike na displeju. Dizajn filma,nivo i domet ekspozicije prenesen na film ,kvalitet hemijske obrade filma su glavni faktori koji utiču na prenošenje kontrasta.

Kod ove vrste mamografije koristi se pojačavački ekran visoke rezolucije za apsorpciju x-zraka i za konverziju transmitovanog x-zračenja u vidljivu sliku. Ovi ekrani se koriste zajedno sa radiografskim filmom sa jednim slojem emulzije , koji su zatvoreni u kasete koje ne propuštaju svetlost. Filmovi su obično dostupni u dve veličine 18cm x24 cm i 24cm x 30 cm. Obično se koristi najmanja veličina koja omogućuje kompletno prekrivanje dojki.

Ekran i film su postavljeni tako da x-zraci moraju da prođu kroz poklopac kasete da bi stigli do ekrana ( slika 6.1.1). Apsorpcija je eksponencijalna tako da je većina x-zraka apsorbovana i konvertovana u svetlost blizu ulazne površine ekrana. Lateralno širenje svetlosti raste sa distancicom koju kvant svetlosti prelazi u fosforu. Smanjenjem udaljenosti koju svetlost prelazi pre sakupljanja, smanjuje se zamućenje usled lateralnog širenja i obezbeđuje maksimalna prostorna rezolucija. Da bi eliminisali gama kvante koji prelaze kose putanje, fosforni materijal ekrana može se tretirati bojama koje eliminišu većinu ove svetlosti ,što povećava oštrinu slike.



Slika 6.1 Konfiguracija receptora kod mamografije sa filmom i ekranom. Radiografski film sa jednim slojem emulzije nalazi se u kontaktu sa fluoroscentnim ekranom u kaseti koja ne propušta svetlost.

Tipičan materijal koji se koristi za mamografiju sa filmom je godolinijum oksisulfid , iako se godolinijumova apsorpciona K ivica nalazi znatno iznad energije koja se koristi u mamografiji, fosforni materijal je veoma gust, tako da je kvantna efikasnost detekcije ( deo x-zraka koji interaguju sa ekranom) veoma visoka aproksimativno 60% za tipičnu debljinu ekrana i spektar x-zračenja), a K fluorescencija , potencijalni izvor šuma, se izbegava. Količina svetlosti koju emituje fluoroscentni ekran linearno zavisi od ukupne količine deponovane energije u ekranu.

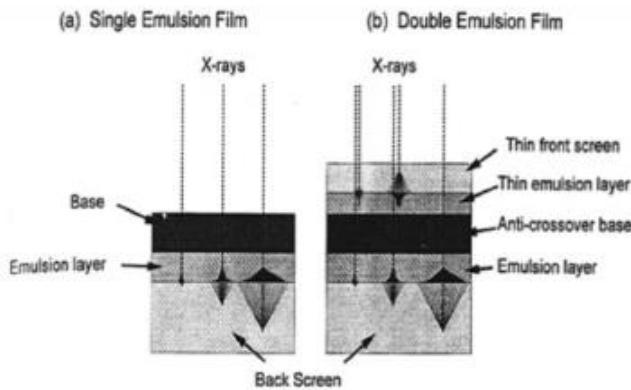
Emulzija fotografiskog filma treba da je osjetljiva na spektar emitovane svetlosti određenog fosfornog ekrana i na opseg fluksa x-zračenja koje napušta dojku. S toga je veoma bitno ispitati karakteristike ekrana i filma zajedno.

Postoji nekoliko tehničkih faktora koji ograničavaju mogućnost da se prikažu najfiniji detelji i naprave slike sa najefikasnijim iskorišćenjem radijacije. Kod mamografije sa filmom ,film se ponaša kao uređaj za detekciju, skladištenje i prikaz slike. Ako je tumor lociran u regiji dojke koja je svetlija ili tamnija tada prikazani kontrast može biti neadekvatan zbog ograničenog gradijenta filma. Ovo je veliki problem ako dojke sadrže veliku količinu fibroglandularnog tkiva, to su takozvane „guste dojke“.

Drugo ograničenje kod mamografije sa filmom i ekranom je efekat fiksne šeme šuma usled glanuralnosti fosfornog ekrana i filmske emulzije koja se koristi za snimanje slike. Ovo smanjuje mogućnost otkrivanja mikrokalcifikacija i drugih struktura u dojci. Kod mamografije sa filmom i ekranom uvek postoji kompromis između prostorne rezolucije i kvantne efikasnosti detekcije.

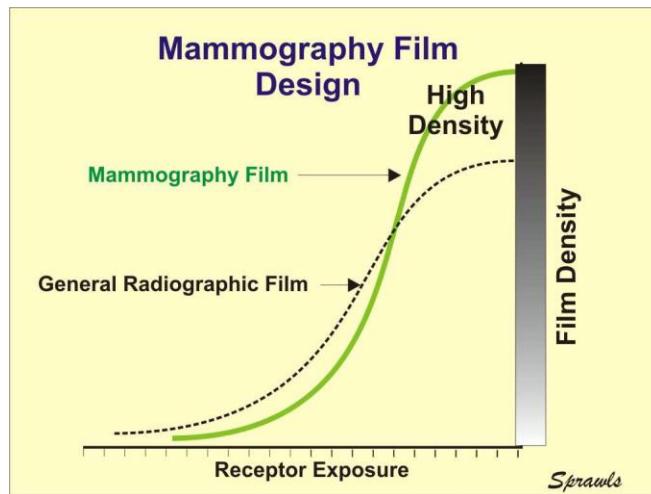
Formiranje rendgenske slike dojke (mamograma) bazirano je na činjenici da fluoroscentni ekran pretvara x-zrake u svetlost, procesom luminiscencije (x-zraci pobuđuju atome ekrana, a njihovom deekscitacijom se emituje svetlost). Fotoni svetlosti stupaju u interakciju sa halidima srebra u emulziji i tako se stvara latentna slika, film koji je bez vidljivih promena. Latentna slika se razvija hemijskim sredstvima.Usled interakcije hemijskih agensa i eksponiranih kristala aktivne emulzije filma, izdvajaju se atomi metalnog srebra, što se vizuelno opaža kao zacrnjenje filma. Gustina zacrnjenja naziva se optička gustina filma (njenu jedinicu označavamo sa OD), i proporcionalna je intenzitetu svetlosti koja interaguje sa emulzijom, a koji je proporcionalan intenzitetu x- zračenja koji je prošao kroz dojku i rešetku (ako se koristi). Različite gustine i atenuaciona svojstva dojke doprinose različitom zacrnjenju filma. Na filmu ćemo videti različite nijanse sive boje koje predstavljaju unutrašnju strukturu dojke. Godolinijum oksisulfid se koristi kao materijal za fluoroscentni ekran jer emituje zelenu svetlost na koju je visokoosetljiv film mamografskog sistema.

Dvostruki film/ekran sistemi u mamografiji se konstruišu tako da im je debljina donjeg ekrana ista kao kod jednostrukog ekran/film sistema, a debljina gornjeg ekrana je dva puta manja. Oba ekrana koriste istu količinu svetlosti koja dolazi do njihovih okolnih emulzija.



Slika 6.2 Dvostruka ekran/film konstrukcija

Za mamografiju su nam potrebne dve karakteristike filma koje se sukobljavaju jedna s drugom. Potrebna nam je strma karakteristična kriva jer ona predstavlja transfer sa visokim kontrastom i visokom osetljivošću kontrasta. Strma kriva dovodi do smanjenja širine. Velika širina nam je potrebna da bi se slikao prilično širok opseg eksploracija dojke. Karakteristike kontrasta za mamografski film razlikuju se od karakteristika kod drugih radiografskih filmova (slika 6.3).



Slika 6.3 Karakteristike kontrasta za mamografski film i druge radiografske filmove

## 8.2 Uslovi posmatranja filma

Prikaz i gledanje filma su poslednji korak u ukupnom procesu vizualizacije anatomije i patologije dojke. Postoje tri specifična faktora povezana sa pregledanjem filma.

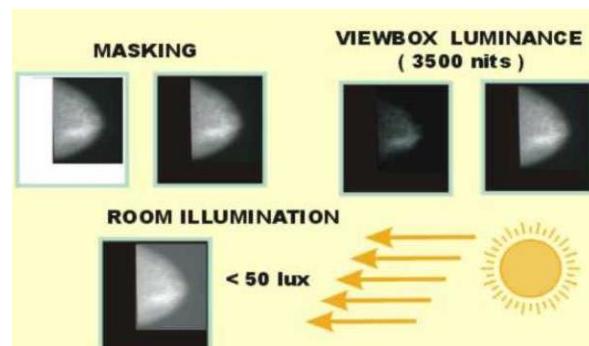
*Osvetljenost snimka:* Pravilno eksponiran film u mamografiji je relativno taman ( velike gustine) i mora se pregledati na specijalno dizajniranom svetlom ekranu (2 do 4 puta svetlijem od onog koji se koristi u konvencionalnoj radiologiji).

*Maskiranje:* Ako postoje nepokriveni delovi ekrana oko filma oni se moraju prekriti (maskirati) kako ne bi svetlo sijalno pravo posmatraču u oči.. Za posmatranje sitnih detalja, kao što su mikrokalcifikacije ,koriste se lupe.



Slika 6.4 Posmatranje mamograma

*Osvetljenje prostorije:* Osvetljenje niskog nivoa u prostoriji za posmatranje snimka povećava osetljivost vizuelnog kontrasta dok se oči prilagođavaju tamnjem okruženju.



Slika 6.5 Faktori koji utiču na posmatranje mamograma

## 8.3 Digitalna mamografija

Delovi dijagnostičkog lanca digitalne mamografije su :

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



**Slika 6.6. Delovi sistema digitalne mamografije : 1) rendgen aparat, 2) konzola-upravljački sto, 3)radna stanica**

Digitalna mamografija prevazilazi veliki broj tehničkih ograničenja mamografije sa filmom. Kod digitalne mamografije, akvizicija slike, obrada, prikazivanje i skladištenje se izvodi nezavisno, što omogućava optimizaciju svakog koraka. Akvizicija se vrši detektorima x-zračenja širokog dinamičkog opsega i niskog šuma.

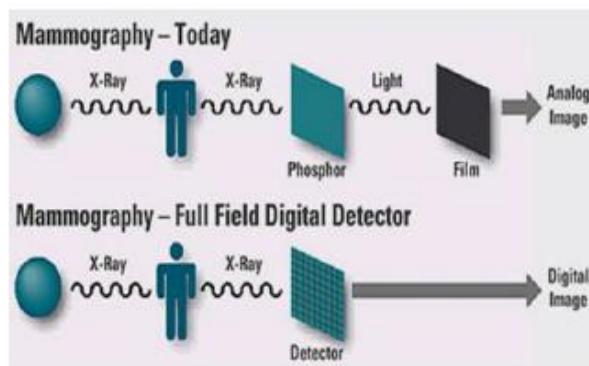
Tehnike obrade slike su veoma korisne i kreću se od jednotavnog pojačanja kontrasta preko modifikacije histograma i filtracije prostorne frekvencije i mogu se koristiti pre prikazivanja slike.

Izvori pri kreiranju digitalnog mamografskog sistema sa unapređenim performansama uglavnom su vezani za detektor x-zračenja u uređaje za prikaz slike.

Detektor treba dapo seduje sledeće osobine:

- Efikasnu apsorpciju inicijalnog zračenja,
- Linearni i logaritamski odgovor u širokom opsegu intenziteta inicijalnog zračenja,
- Nizak unutrašnji šum,
- Ograničena prostorna rezolucija,
- Mogućnost prilagođavanja veličine polja na najmanje 18cm x 24cm,
- Mogućnost snimanja neposredno do grudnog koša,
- Prihvatljivo vreme snimanja i topotno opterećenje rendgenske cevi.

Dva glavna pravca u razvoju detektora su : detektori za površinu i detektori za skeniranje. Kod prvog se cela slika stvara simultano, dok se kod drugog samo deo slike stvara u datom trenutku , a kompletna slika se dobija skeniranjem cele dojke. Detektori za površinu omogućuju brže skeniranje. Sistemi za skeniranje zahtevaju duže vreme akvizicije i mehanički su znatno kompleksniji, ali koriste jednostavne detektore i smanjuju rasejano zračenje.



**Slika 6.7 U digitalnoj mamografiji , film-ekran je zamjenjen detektorom , a dobijena slika unutrašnje strukture dojke je digitalna**

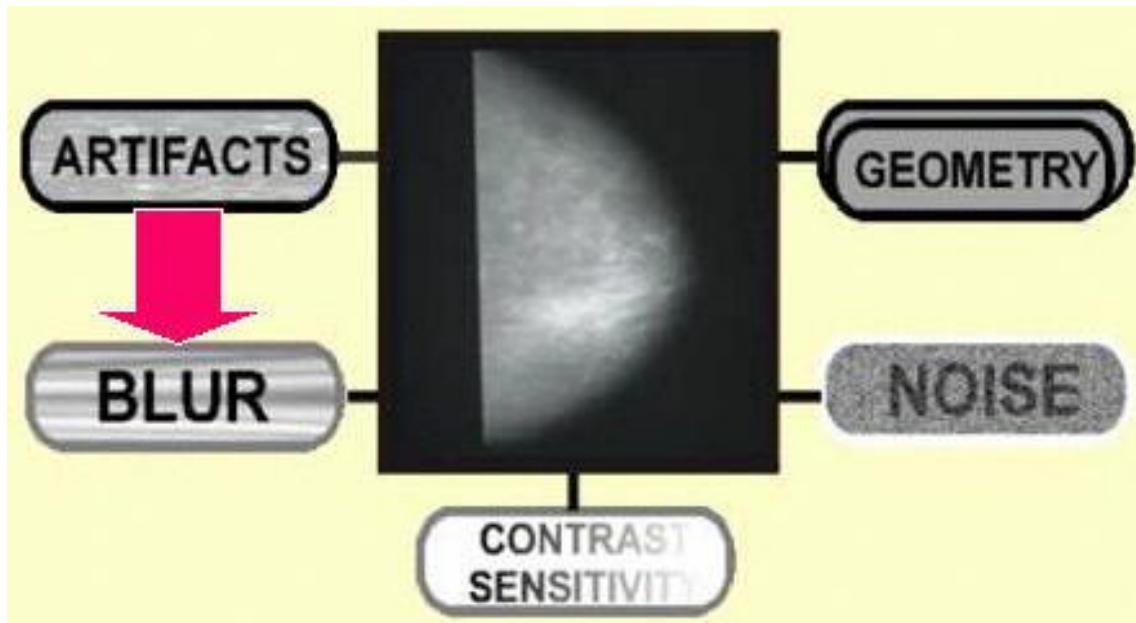
Digitalni detektori pretvaraju upadno X-zračenje u analogni signal određenog nivoa, koji se digitalizuje pomoću analogno-digitalnog konvertora.U tom obliku signal se šalje i obrađuje na pripadajućim računarima. Tako dobijena slika,prikazana na monitoru služi za dijagnostičke svrhe. Ona može biti sačuvana,razmenjena sa drugim računarima u mreži ili štampana na posebnom štampaču.

## 9 Klinički kvalitet slike

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

Prostorna distribucija x- zračenja nakon prolaska kroz dojku nosi informaciju do prijemnika slike o sastavu tkiva dojke. U kontaktu sa prijemnikom slike ,transformiše se u razlike u optičkoj gustini filma ( kontrast slike) ili stepen osetljivosti ekrana. Efikasnija apsorpcija fotona u prijemniku slike direktno znači i bolju iskorišćenost dijagnostičke informacije prostorne distribucije intenziteta koju odražava.

Kvalitet slike se može odrediti osnovnim fizičkim karakteristikama. To kontrast, prostorna rezolucija i šum,a tu su i artefakti i zamućenja.



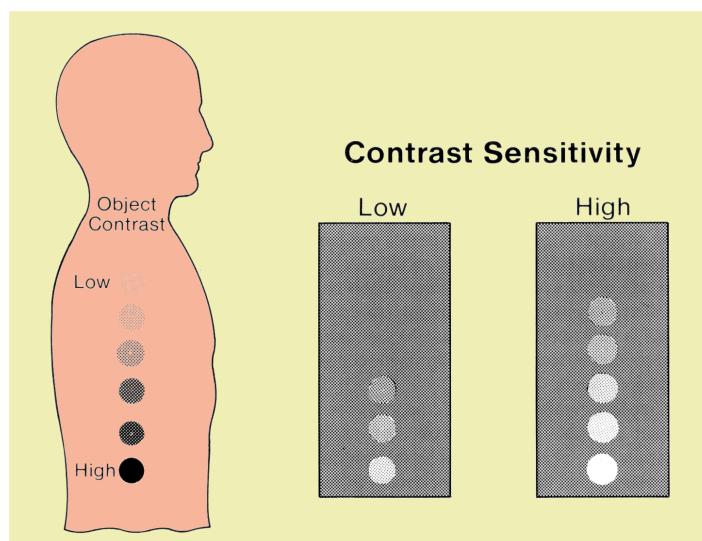
Slika 7 Karakteristike imidžing slike

Svaki predstavlja specifičnu karakteristiku sistema imidžinga i njihov ukupni uticaj na kvalitet slike se može opisati pomoću kvantne efikasnosti detektora ( DQE). DQE je osnovna veličina koja opisuje kvalitet slike. Odnosi se na efikasnost prijemnika slike da kvantifikuje upadni snop x-zračenja u signal slike uračunava šum i rezoluciju: predstavlja meru prenosa signala i nivoa šuma unutar mamografskog sistema. DQE je funkcija prostorne frekvencije jer su i izlazni šum i izlazni signal zavisni od prostorne frekvencije

Sposobnost dijagnostičkog sistema da transformiše razlike u gustini tkiva u kompaktnu dijagnostičku sliku naziva se kontrastna rezolucija.

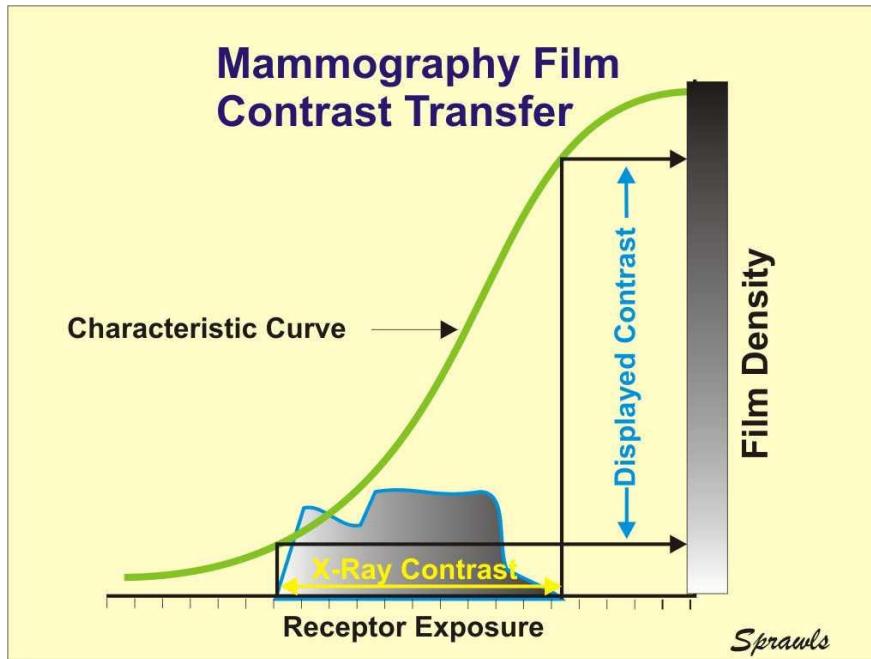
## 9.1 Kontrast slike

Dakle , kontrast slike nastaje usled različitog stepena apsorpcije x-zračenja u tkivu dojke. Direktno zavisi od spektra x-zračenja: koriste se niskoenergetski fotoni x-zračenja pri čemu treba napraviti kompromis između zahteva za niskom dozom zračenja i visokim kontrastom. Pa karakteristike spektra prilagodjavamo dojci koja se ispituje,podešavanjem anoda-filter kombinacija ,napona rendgenske cevi i odabirom materijala filtera. Kontrast je najosnovnija karakteristika slike.Objekat u telu će biti vidljiv na slici ako ima dovoljno fizičkog kontrasta u odnosu na okolno tkivo. Fizički kontrast mora predstavljati razliku u jednoj ili više karakteristika tkiva. On može biti predstavljen u obliku različitih nijansi sive , svetlog intenziteta ili u boji. Objekti u se mogu snimiti u odnosu na okolno tkivo ,ako postoji adekvatna razlika. Mi smo zainteresovani za razliku između objekta na slici i okolnog tkiva ili u njegovoј pozadini. Kontrast zavisi od same imidžing metode i veličina sistema za snimanja. Ako imidžing sistem ima veliku kontrasnu osetljivost i objekti sa nižim kontrastom će takođe biti vidljivi.



Slika 7. 1 Kontrasna osetljivost

U analognoj mamografiji kontrast na slici je određen u velikoj meri time kako određeni film pretvara vrednost ekspozicije u vrednost optičke gustine. Nije linearna, pravolinijska veza ovih vrednosti (slika 7.2.)



Slika 7.2 Kriva koja predstavlja kontrasnu osetljivost u mamografiji

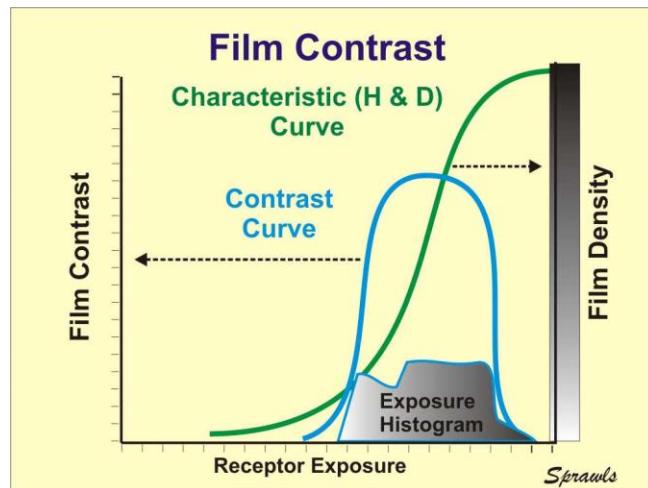
Gradijet krive se definiše kao nagiib krive optičke gustine u odnosu na ekspoziciju. Zavisi od tipa filma, uslova obrade, nivoa ekspozicije i optičke gustine eksponiranog filma. Opisuje kako nastaju promenom optičke gustine (OD) mamogramma usled varijacije intenziteta x-zračenja duž dojke i određuje nivo na kom je kontrast ekspozicije pretvoren u vidljiv kontrast. Kriva postaje manje strma na višim vrednostima ekspozicije što govori da je kontrast smanjen. Ovo predstavlja veće goraničenje na nivo ekspozicije koji može proizvesti kontrast i prihvatljivu sliku. Količina ekspozicije koja daje dobar kontrast slike se naziva dinamički opseg. Kontrast subjekta je veoma važan u mamografiji zbog suptilne razlike gustine u mekom tkivu normalne i patološke dojke i zbog važnosti otkrivanja sitnih detalja kao što su mikrokalcifikacije i marginalne strukturne karakteristike mekog tkiva. Kontrast subjekta je prouzrokovana u razlici atenuacije x-zraka lezije i okolnog tkiva. Ove razlike zavise od kompresije dojke, veličine lezije i gustine dojke, atomskog broja lezije i okolnog tkiva. Ove razlike, a prema tome, i kontrast zavise od energije x-zraka (spectra) koja se koristi za mamogram. Ovo se često naziva kavalitet zračenja i karakteriše se sa HVL. Spektar x-zraka određen je odabranim materijalom cevi, upravljačkim potencijalom i filterom.

.Kontrast subjekta se definiše kao :

$$C_s = \frac{nB - nL}{nB + nL} \quad (7.1)$$

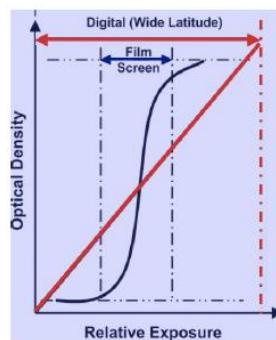
Gde je  $n_L$  broj kvanta u označenoj zapremini strukture od interesa,  $n_B$  broj kvanata iz susednog beckgrounda. Krive su određene pomoću monoenergetskih pikova.

Kontrast takođe zavisi i od broja rasejanih fotona koji su pali na receptor slike. Broj rasejanih fotona zavisi od debljine i sastava dojke, stepena kompresije, vidnog polja i prisustva rešetke



**Slika 7.3 Kako bi prenos kontrasta u mamografiji bio maksimalan histogram ekspozicije treba da se uklapa u opseg krive kontrasta sto je unutar širine dinamičkog opsega. U analognoj mamografiji to se može postići dizajniranjem filma specijalno za mamografiju koji ima visok prenos kontrasta i veliku širinu dinamičkog opsega. Smanjenjem opsega histograma ekspozicije i kontrolom ekspozicije kako bi se histogram ekspozicije postavio unutar opsega krive kontrasta odnosno unutar širine dinamičkog opsega**

U digitalnoj mamografiji dinamički opseg se može opisati kao mera odaziva detektora na signal proizveden x-zračenjem, zavisnost optičke gustine od relativne ekspozicije u digitalnoj mamografiji je linearна, a širina dinamičkog opsega je veća nego u analognoj mamografiji (slika 7.4). To su prednosti digitalne mamografije.

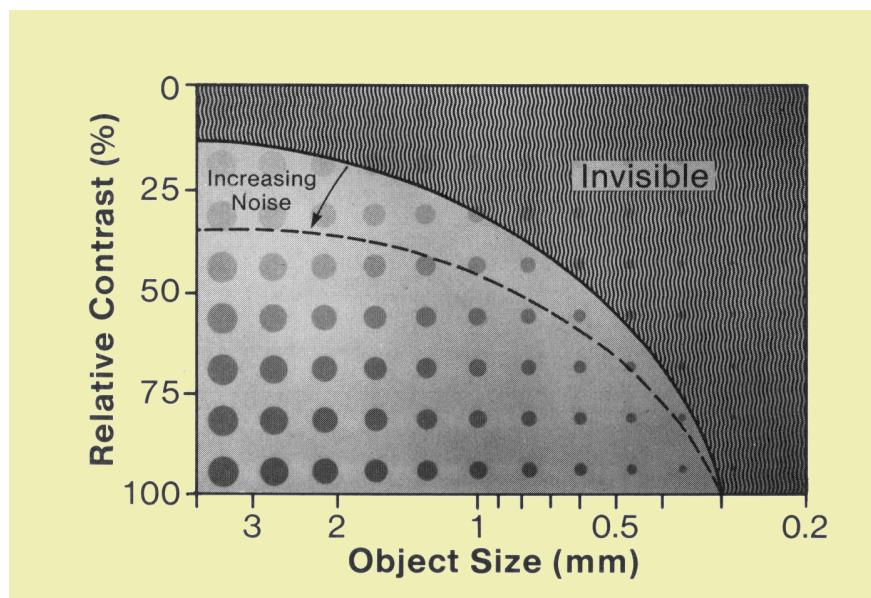


**Slika 7.4 Dinamički opseg**

## 9.2 Šum

Šum predstavlja dijagnostičku informaciju. Definiše se kao svaka slučajna varijacija signala oko srednje vrednosti predviđene odnosom ulaznog i izlaznog signala, a za homogena tkiva i objekte se može prepoznati kao fluktuacija u optičkoj gustini ili osvetljenosti ekrana. Formiranje dijagnostičke slike je posledica formiranja pojedinačnih fotona, a broj apsorbovanih fotona u prijemniku slike određuje kvantni šum. Broj apsorbovanih fotona i efikasnost transformacije apsorbovane energije x-zračenja u prijemniku slike (svetlost, parovi elektron-šupljina) simultano doprinose veličini šuma, ali to, na žalost znači i povišenje pacijentne doze.

Kvalitet slike, može se kvantifikovati preko odnosa signala i šuma (SNR). Razlika između signala i šuma treba da bude što veća. Ona bi trebala, prema teoretskim razmatranjima, da ima vrednost od 3 do 5, kako bi značajni detalji bili jasno uočljivi sa odgovarajućom pouzdanošću. Odnos signala i šuma uključuje izvore šuma kao što su kvantna šara, nesavršenosti statističkog detektora, varijacije električnog signala.

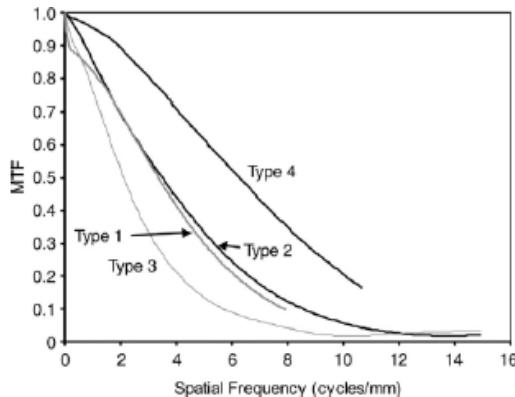


**Slika 7.5 Uticaj šuma na vidljivost detalja, šum spušta "zavesu" vidljivosti. Efekat šuma u medicinskom imidžingu značajan je, pre svega, za male objekte koji su već na pragu vidljivosti.**

## 9.3 Rezolucija

Rezolucija je sposobnost sistema da prenese fine detalje unutrašnje strukture dojke, prikaže razliku između dva susedna detalja i jasno ih izdvoji od pozadine. Nju kvantitativno opisujemo pomoću MTF krive (funkcije modulacijskog transfera) koja kvantificira karakteristike transfera prostorne rezolucije prijemnika slike kao funkciju prostorne frekvencije i predstavlja meru

oštine slike. Razlikuju se MTF krive kod različitih tipova detektora digitalne mamografije (slika 7.6), gde značajnu ulogu u rezoluciji ima veličina elemenata detektora (piksela). Na rezoluciju pored osobina prijemnika utiču i veličina fokusa i geometrija imidžinga ,kao i pomeranje pacijenata.



Slika 7.6 MTF krive kod različitih tipova detektora digitalne mamografije

U idealnim uslovima snimanja dobila bi se oštra kontura objekta koji se snima. Da bi se to postiglo izvor x-zraka mora biti tačkast. Izvor x-zraka je međutim pravougaonog oblika, sastavljen od velikog broja tačkastih izvora x-zračenja od kojih svaki formira svoju posebnu sliku objekta, kontura objekta na prijemniku slike je uvek iz tog razloga obuhvaćena polusenkom koja je slična oreolu. Ovaj fenomen nazivamo polusenkama (penumbra) ili često se naziva i ivični gradijent. On predstavlja region koji delimično okružuje snimani objekat ili potpune senke.

Rezoluciju možemo izmeriti i izraziti po jedinici linijskih parova po milimetru.



Slika 7.7. Uzorak testa za određivanje prostorne rezolucije kod mamografskih testova.

Važna razlika između analogne i digitalne mamografije je manja prostorna rezolucija u digitalnim mamografskim sistemima gde veličina piksela određuje prostornu rezoluciju. U analognoj mamografiji prostorna rezolucija zavisi od granularnosti filma, veličine fokusa i može biti veća od 20 lp/mm.

U analognoj mamografiji manja je kontrasna rezolucija nego u digitalnoj , u digitalnoj mamografiji je dakle bolja vidljivost detalja, struktura slabijeg fizičkog kontrasta i vrlo sitnih mikrokalcifikacija. Smanjivanjem stvarne veličine do efektivne veličine fokusa rendgenska slika postaje oštrega, ali je time smanjen efektivni broj emitovanih fotona pomoću kojih se stvara slika.

Vidljivost patologije zavisi od kvaliteta slike. Maksimalna vidljivost unutrašnje structure dojke, posebno znakova patologije postiže se korišćenjem odgovarajuće opreme i protokola imidžinga (tehničkih faktora, procesa slikanja...) koji optimizuju procedure i postavljaju ravnotežu između kvaliteta slike i primljene doze. Optimizacija zavisi od više faktora. Ona mora biti specifična za svakog pacijenta i aplikaciju, prilagođena veličini dojke, tipu pregleda i ostalim uslovima.

## BI-RADS KATEGORIJE U MAMOGRAFIJI

*BI-RADS 0* : Potrebna je dodatna evaluacija i poređenje sa starim mamografskim nalazima, jer konačna procena na osnovu aktuelne, standardne mamografije nije moguća. Preporuken za dodatna snimanja uključuju sledeće: specijalne projekcije, snimke sa kompresijom, mamografija sa uvećanjem, pregled ultrazvukom. Kad god je moguće potrebna je komparacija sa starim mamografijama, a radiolog procenjuje kada je kompresija neophodna. Nije neophodna u slučaju mamografski negativnog nalaza i visoke senzitivnosti mamografije u lipomatoznoj dojci.

Kategorija 0 se obično koristi u mamografskom skriningu , mada ovde ne postoji konsenzus. U dijagnostičkoj mamografiji može da se koristi samo izuzetno.

*BI-RADS 1* Negativan nalaz za malignitet. Ne vide se nikakve patološke promene koje treba komentarisati u nalazu. Dojke su simetrične, ne vide se tumorske senke, poremećaj structure ili suspektne kalcifikacije.

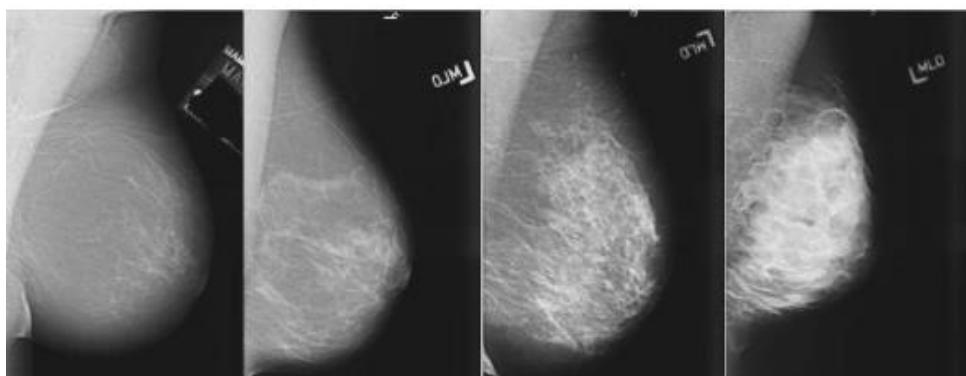
*BI-RADS 2* Nalaz benign promene. Označava uredan nalaz, ali se vide sigurno benign promene. Odluka je radiologa da li će te benign promene da pomene u nalazu ili ne. Kategorije 1 i 2 isključuju mamografski suspektnu malign bolest, s tom razlikom da se kategorija 2 koristi kada se u nalazu opisuje jedna ili više tijekih mamografskih benignih promena.

*BI-RADS 3* Nalaz koji predstavlja verovatno benign promena koja zahteva radiološko praćenje u kratkim intervalima. Ovde spadaju promene koje imaju rizik manji od 2% od maligniteta . Kod ove kategorije ne očekujemo promene broja ,morfologije promene,veličine u narednom period, ali je preporuka da se stabilnost utvrđi kontrolnim mamografijama na 6 meseci u toku bar dve godine, uz poređenje,kako bi se utvrdila stabilnost ,a time i definitivna benigna priroda promene. U slučaju promena osobine lezije u toku praćenja, indukovana je biopsija. Ne preporučuje se upotreba BI-RADS 3 kategorije nepalpatibilne lezije, gde je indikovana biopsija. Biopsija je indikovana u slučaju mamografske BI-RADS 3 kategorije nepalpatibilne lezije, ukoliko je to izričita želja pacijentkinje.

**BI-RADS 4 (A,B,C):** BI-RADS 4A promena niskog, BI-RADS 4B umerenog i BI-RADS 4C srednjeg rizika od maligniteta, potrebna biopsija. U ovoj kategoriji su promene koje nemaju tipične karakteristike maligniteta, ali maligni potencijal postoji. Nejveći broj preporuka je upravo kod BI-RADS 4. Podela je napravljena radi boljeg kvantifikovanja rizika od maligne bolesti i lakše zajedničke odluke lekara i pacijenta o daljem postupku.

**BI-RADS 5** Promena visokog rizika od maligniteta, potrebna je biopsija. Rizik u ovoj grupi za maligne lezije je  $> 95\%$ . Za lezije u ovoj grupi alternative je hiruški zahvat.

**BI-RADS 6** Patološki verifikovana maligna promena.

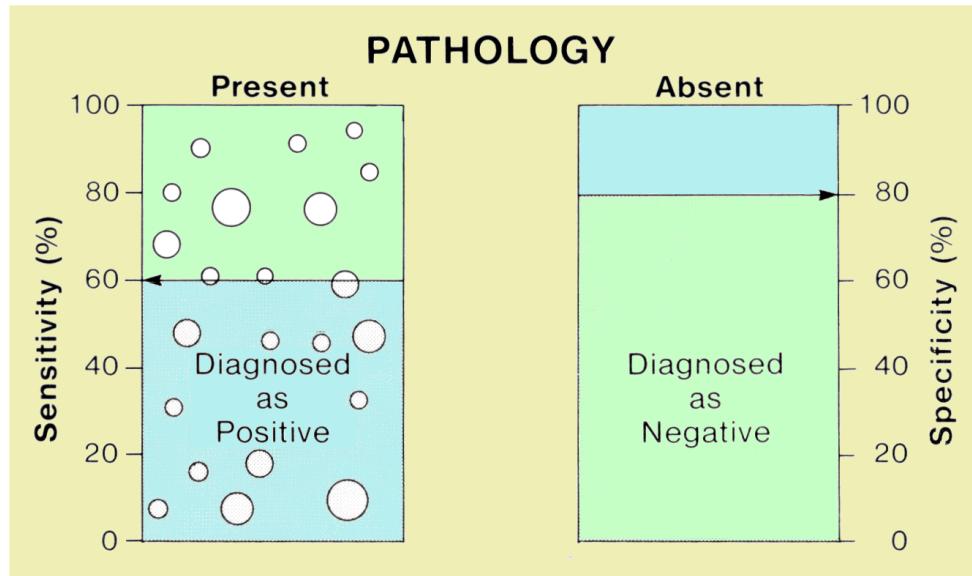


**Slika 7.8 Četiri osnovne BI-RADS kategorije dojki bez znakova bolesti**

## 9.4 Specifičnost i senzitivnost

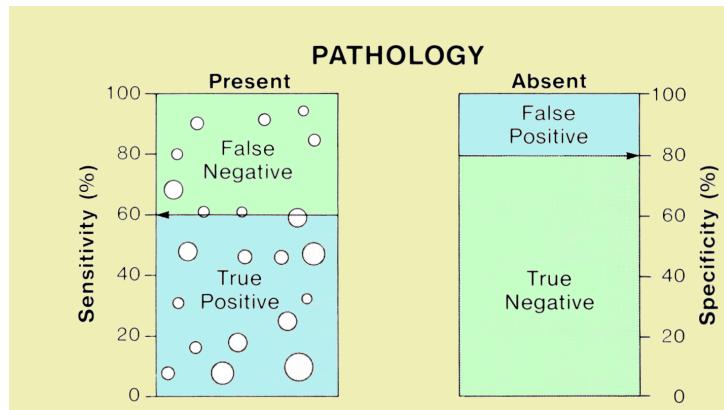
Standardna procedura za kontrolu kvaliteta za akreditaciju mamografskih centara koristi standardni fantom oimidžinga. Nakon ocenjivanja svakog pojedinačnog faktora kliničkog kvaliteta slike radiograf daje subjektivnu procenu kvaliteta slike.

U mnogim situacijama prisustvo specifičnog objekta ili znaka nije očigledno već je potrebno da posebno obučen profesionalac zaključi da je on prisutan. Kriterijumi koji se koriste za utvrđivanje da je takav znak prisutan nisu isti kod svih stručnjaka. Individualni posmatrači često koriste različite kriterijume.



Slika 7.9 Specifičnost i senzitivnost

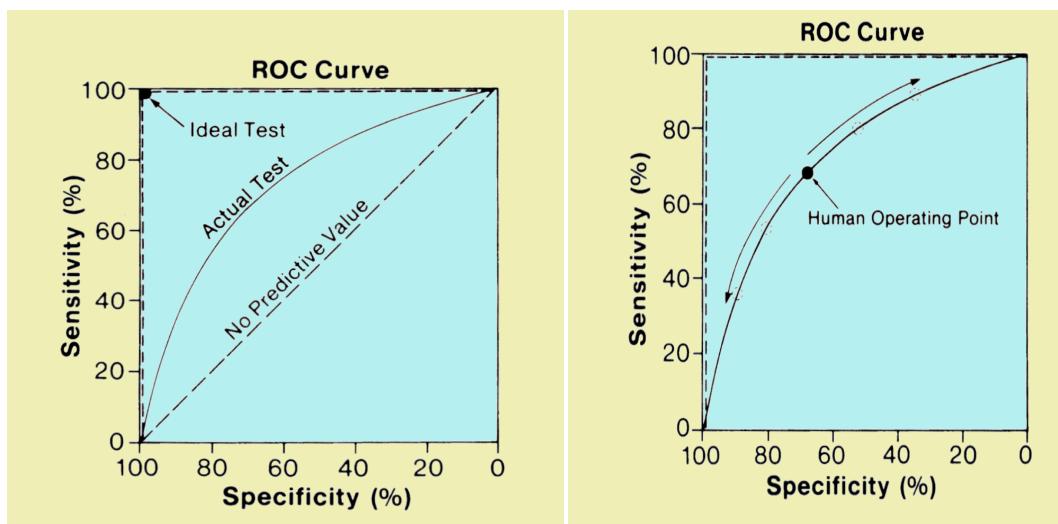
Predpostavimo da imamo relevantno velik broj pacijenata koje treba pregledati procedurom mamografije i da je specifično patološko stanje kod nekih pacijenata prisutno, dok kod drugih nije. Idealan slučaj bi bio kada bismo stanje nazvali pozitivnim ako je patološko stanje prisutno i negativnim ,ako patološko stanje nije prisutno. U stvarnim slučajevima do ovih zaključaka se ne dolazi tako lako. Realna situacija predstavljena je na slici 1. Ovde vidimo da je jedan deo patoloških stanja dijagnostikovan kao pozitivan.Ovaj deo predstavlja osetljivost specifične dijagnostičke procedure. Sa druge strane, viimo da stanje nije dijagnostikovano kao negativno svaki put kada je bilo odsutno. Procenat ovih slučajeva koji su dijagnostikovani kao negativni predstavlja specifičnost procedure.Dijagnoze izvedene iz procedure snimanja dele slučajeve u četiri kategorije, kao što je predstavljeno na slici 7.1.1. Te kategorije su : istinski pozitivni, istinski negativni, lažno pozitivni i lažno negativni rezultati. U idealnoj postojali bi samo istinski pozitivni i istinski negativni rezultati . To bi predstavljalo dijagnostički proces sa tačnošću od 100%, ali realni slučajevi imaju manju tačnost.



Slika 7.1.1 Istinski pozitivni,istinski negativni, lažno pozitivni i lažno negativni rezultati

Lažno pozitive i lažno negativne dijagnoze javljaju se usled velikog broja razloga, uključujući prirodna ograničenja određenog metoda, selekciju neadekvatnih faktora za snimanje, loše uslove posmatranja kao i sposobnosti posmatrača (radiologa).

Odnos između specifičnosti i senzitivnosti za određeni metod može biti predstavljen grafikom kao na slici 7.1.2. Ova kriva se naziva kriva operativnih karakteristika primaoca ROC-kriva. Idealni dijagnostički test daje senzitivnost i specifičnost 100 %. Ukoliko dijagnostička procedura nema predviđen ishod, a dijagnoza je predstavljena procesom nasumične selekcije, odnos specifičnosti i senzitivnosti je linearan. Posmatrač je taj koji određuje tačku na krivoj na kojoj se procedura izvodi.



Slika 7.1.2 Analiza ROC krive

Odnos specifičnosti i senzitivnosti je negde između idealnog i onog kada ne postoji predviđen ishod, za većinu metoda medicinskog imidžinga. ROC kriva je prikazana na slici tipična je za većinu metoda. Karakteristike određene metode i kvalitet konačne slike određuju oblik krive i odnos između specifičnosti i senzitivnosti za određeno patološko stanje. Kriterijum koji posmatrač koristi da uspostavi dijagnozu tačku na krivoj koja daje stvarnu specifičnost i senzitivnost.

## 10 Doze zračenja u analognoj i digitalnoj mamografiji

Kvalitet slike i doza za pacijenta u mamografiji zavise od karakteristika dijagnostičke opreme i veštine operatora. Iz ALARA principa sledi da adekvatan kvalitet slike mora biti dostignut korišćenjem doze koja je niska koliko je to moguće postići.

Karcinomi dojke najčešće nastaju u žlezdanom tkivu ,a ono je vrlo osetljivo na karcinogenezu prouzrokovano x-zračenjem. Zato je potrebno uvesti dozimetrijsku veličinu koju koristimo u mamografiji , a to je srednja žlezdana doza ( MGD – Mean Glandular Dose). Ona zavisi od veličine i sastava dojke, ove osobine variraju kod različitih žena, a zavise i od životne dobi žene.

MGD se određuje najčešće za grupu žena ili za “ standardne ” dojke, jer je za individualnu ženu nesigurno određivati ovu veličinu jer ne zavisi samo od kompozicije tkiva već i od distribucije tkiva unutar dojke. Standardne dojke se simuliraju najčešće polimetil metakrilatom ( PMMA). MGD procenjeno na grupi žena obezbeđuje realnije podatke o procenjenim rizicima, dok su vrednosti MGD za standardne dojke obično korisne za kontrolu kvaliteta (QC) i poređenje doza u vremenu i između mamografskih jedinica, centara,zemalja (European Guidelines for Quality Assurance in Mammography Screening,2006).

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

Novi standardni model dojke se simulira korišćenjem akrilnog fantoma debljine 4,5cm. Ovaj model dojke sadrži slojeve masnog tkiva debljine 0.5 cm na dnu i na vrhu.Ulazna vazdušna kerma za akrilni fantom debljine 4.5cm je ekvivalentna ulaznoj vazdušnoj kermi za dojku debljine 5.3cm prilikom kompresije sa zastupljenosću žlezdanog tkiva od 29 % u centralnom području, što je karakteristično za dojke žena starosti između 50 i 64 godine.

Procedure pri merenju MGD:

Prvo se odredi ulazna površinska kerma u vazduhu ( Entrance Surface Air Kerma-ESAK) za fantom koji simulira standardnu dojku. ESAK se meri direktno, ionizacionom komorom, u mernom opsegu 0.5 do 100 mGy i tako što se pomoću uniformnog fantoma specifične debljine određuje strujno poterećenje rendgenske cevi mAs neophodno da proizvede odgovarajuće

zacrnjenje filma, a kerma na površini kože ESAK po jedinici vrednosti mAs se meri u specifičnoj tačkим snopa x-zračenja pri određenom rastojanju focus-koža.

Srednja žlezdana doza MGD se ne može direktno meriti već se procenjuje iz ESAK u standardnom fantomu. Na osnovu izmerene vrednosti izmeri se srednja žlezdana doza za standardnu dojku. U skladu sa evropskim protokolom za dozimetriju u mamografiji određuje se pomoću formule:

$$MGD = ESAK \times g \times e \times s \quad (8.1)$$

Gde je g faktor koji odgovara žlezdanosti 50%, e korekcioni faktor u odnosu na žlezdanost od 50%, faktor s se odnosi na različite spekture x-zračenja. Konverzionalni faktori q,e i s se mogu odrediti pomoću termoluminiscentnih dozimetara TLD u fantomima koji simuliraju standardnu metodu i pomoću Monte Karlo metode. Q i e se prikazuju tabelarno kao funkcije debljine dojke i HVL-vrednosti vazdušne kerme snopa x-zraka, faktor s varira u zavisnosti od korišćenja anoda – filter kombinacije.

HVL,napon rendgenske cevi i anoda/filter kombinacija imaju ključnu ulogu kada govorimo o apsorbovanoj dozi za dojku. Na apsorbovanu dozu takođe utiču i količina žlezdanog tkiva i veličina dojke . Više energije ( visok kVp,Rh/Rh anoda/filter kombinacija, visok HVL) smanjuju pacijentnu dozu. Doza se brzo povećava sa smanjenjem energije fotona i povećanjem debljine dojke i opada sa dubinom tkiva pošto se koristi niskoenergetski spektar x-zraka. Doza se smanjuje i kompresijom dojke jer je tada debljina dojke smanjena, srednji put fotona x-zraka manji je od debljine dojke, a glavni način interakcije x.-zračenja i tkiva dojke je fotoelektični efekat.

## 10.1 Osiguranje i kontrola kvaliteta u mamografiji

Cilj mamografije je obezbeđenje kvalitetne dijagnostičke informacije uz minimalnu dozu za dojku. Program osiguranja i kontrole kvaliteta garantuje da će e mamografija odraditi unutar zacrtane granične doze. Osiguranje kvaliteta je širi pojam ( Quality Assurance QA) koji se postiže adekvatnim funkcionisanjem mamografskog sistema, dok je kontrola kvaliteta ( Quality control QC) skup skup testova koji se sprovode u određenim vremenskim intervalima i čiji je rezultat indikator performansi mamografskog sistema. QC ima za cilj da obezbedi da sve žene imaju pristup kvalitetnoj mamografiji radi otkrivanja raka dojke u najranijem stadijumu, uz optimalnu negu i praćenje bolesti.Osiguranje kvaliteta zahteva timski rad. Članovi mamografskog tima su radiolog,tehnolog i fizičar. Svako ko radi u objektima mamografije ima ključnu ulogu u QA programu, radiolog ima odgovornost da nadgleda da li se program sprovodi efikasno.

Kontrola kvaliteta se pre svega odnosi na tehničke aspekte ispitivanja . Skup frekvencija ispitivanja i referentne vrednosti parametara sadržane su u Protokolima za kontrolu kvaliteta.

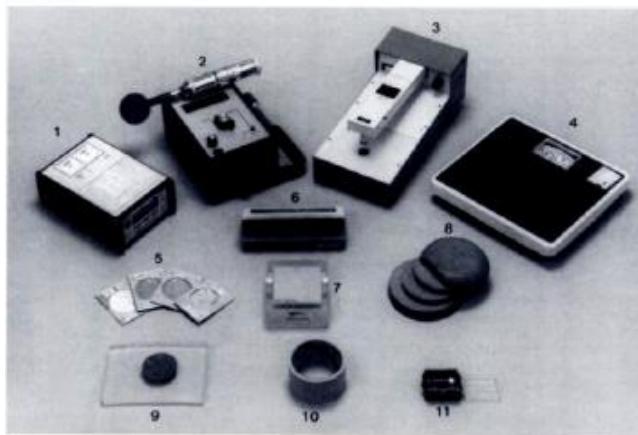
Postoji više protokola: EUREF (the European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic), ACR (American College of Radiology), IPEM (Institute of Physics and Engineering in Medicine) i drugi. ACR se odnosi isključivo na analogue mamografske aparate, dok EUREF sadrži smernice i za digitalne i za analogue mamografske aparate. Protokoli za kontrolu kvaliteta prate razvoj tehnologije i menjaju se s vremenom.

Program kontrole kvaliteta treba da obezbedi najbolji kvalitet slike s najmanjom dozom za dojku. Zbog toga je neophodna redovna provera parametara mamografskog sistema. Kontrola kvaliteta razmatra sledeće parametre:

Stvaranje x-zraka i kontrola snopa x-zraka: veličina fokusa, napon rendgenske cevi (reproducibilnost, preciznost, HVL), AEC sistem (kV i kompenzacija debljine objekta, kontrola OD, kratkoročna reproducibilnost), kompresija (sila kompresije, poravnanje uređajem za kompresiju), rešetka za smanjenje rasejanog zračenja (faktori rešetke), prijemnik slike (kontakt filma i ekrana u analognoj mamografiji)

Obrada filma: osnovna linija (temperatura, vreme obrade), film i procesor (senzitometri), mračna komora (sigurno svetlo, curenje svetlosti), negatoskop (osvetljenost, homogenost svetla..)

Osobine sistema: referentna doza (ulazna površinska doza), kvalitet slike (prostorna rezolucija i kontrast, šum, prag kontrasta za vidljivost, vreme ekspozicije).



**Slika 8 Oprema za kontrolu kvaliteta u mamografiji:** 1.voltmetar,2.jonizaciona komora,3.denzitometar,4.skala kompresije,5. Al filter debljine 0.1mm za procenu kvaliteta snopa,6.senzitometar,7.ACR fantom koji se koristi za procenu kvaliteta slike, procenu ulazne ekspozicije za dojku ili procenu doze), 8.ploče BR12 debljine 1cm i 2 cm za procenu performance automatske kontrole ekspozicije, 9. Disk za merenje veličine fokusa,10 . traka za merenje veličine fokusa, 11. Sa 0.1mm skalom za merenje veličine fokusa.

QC testovi se koriste i da bi se detektovao kvar sistema. Dnevni testovi koje obavljaju tehnolozi odnose se na kontrolu kvaliteta procesora i vrlo su značajni za praćenje performansi

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

Akreditacioni program mamografije ima za cilj da obezbedi visoke profesionalne i tehničke standarde i identifikovanje mesta koja ispunjavaju ove standarde. Insistira da lekari budu sertifikovani radiolozi sa nedavnim i kontinuiranim treninzima i praksom u analiziranju mamograma. Takođe naglašava i kontinuiranu edukaciju madicinski fizičara i tehnologa. U okviru akreditacionog programa mamografije su :

- Detaljan upitnik koji pokriva dostupne objekte i opremu, trening i iskustvo osoblja, QC praksi u mamografskoj jedinici,
- Evaluacija kvaliteta kliničkih slika ( ne evaluacije njihovih kliničkih interpretacija),
- Evaluacija kvaliteta slika standardnog fantoma,
- Merenje MGD dostavljene standardnom fantomu.

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

Mamografski fantom prihvaćen od strane ACR-a je test objekat koji imulira radiografske karakteristike komprimovanog tkiva dojke i sadrži komponente koje modeluju bolestm dojke i karcinom na slici fantoma. Želja je da dočaraju atenuacione karakteristike dojke (4.2 cm dojke sastavljen je od 50% masnog i 50% žlezdanog tkiva. U ACR fantomima su test objekti različitih veličina.

Tehnolog kontrole kvaliteta treba da izvrši mamografsko snimanje ACR-fantoma jednom mesečno i da utvrdi koliko objekata se može detektovati. Akoneki od objekata nisu vidljivi, a bili su predviđeni propisima da moraju biti uočljivi , mora se kontaktirati medicinskog fizičar koji će da spostavi specifične karakteristike fantoma za svaku mamografsku jedinicu.

Radiogrami fantoma se koriste za procenu gustine slike, kontrasta, i uniformnosti,procenu karakteristike kvaliteta slike. Debljina mase određuje fizički kontrast i količinu atenuacije x-zraka koju proizvodi.

**Drugi deo**

---

**11 NCRP 147**

**Osnovi zaštite za postrojenja sa izvorima X-zraka u medicini**

U medicinskom imidžingu , prilikom aplikacije x-zraka ,zračenje možemo podeliti na primarno i sekundarno.Primarno zračenje, koje se naziva još i korisni snop, je ono zračenje koje se emituje od strane rendgenske cevi. To zračenje se koristi za snimanje pacijenta. U primarne barijere možemo svrstati zid,pod,plafon ili ma koju drugu strukturu koja će presresti zračenje koje se emituje direktno iz rendgenske cevi.Ove prepreke umanjuju korisni snop do odgovarajućih zaštitnih meta.

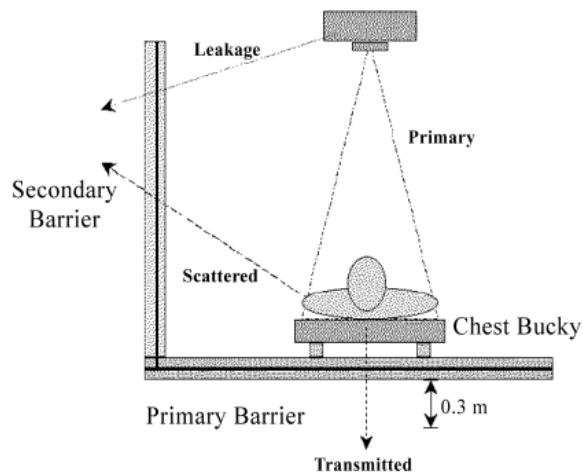
Sekundarno zračenje je zračenje rasejano od pacijenta i drugih objekata kao što je to hardver sistema za slikanje ili „cureće“ zračenje sa zaštitnog kućišta rendgenske cevi. Sekundarne barijere su zid, plafon,pod ili druga struktura koja će presresti sekundarno zračenje ,odnosno biće mu prepreka za dalje širenje prema odgovarajućem dizajnu. Slika 9. Prikazuje primarno ,rasejano i cureće zračenje i prenos zračenja u tipičnoj radiografskoj sobi.

Primarna i sekundarna izloženost zračenju prema pojedincima zavisi prvenstveno od:

- Količine zračenja proizvedene od strane izvora;
- Rastojanja osobe koja se snima od izvora;
- Vremena provedenog u području zračenja;
- Količine zaštitnih barijera između pojedinca i izvora zračenja.

Stopa izloženosti od strane izvora varira približno kao inverzni kvadrat udaljenosti od izvora. Da bi se procenilo rastojanje od izvora kada postoji barijera, obično se uzima da se pojedinac koji treba da bude zaštićen nalazi najmanje 0.3m dalje od zidova sobe u kojoj se nalazi izvor.

Vreme izlaganja pojedinca podrazumeva i vreme tokom kojeg je zračni snop uključen i frakciju vremena tokom kojeg je osoba u radijacionom polju. Izlaganje kroz barijeru u bilo kom vremenskom intervalu zavisi od integrisane struje cevi u tom intervalu, zapremine rasipanja izvora, curećeg zračenja kroz zaštitno kućište rendgenske cevi i energijskog spektra x-zraka.



**Slika 9** Slika ilustruje primarno ,rasuto, cureće i propušteno zračenje u radiografskoj sobi. Minimalno rastojanje od okupacionog područja do zaštitnog zida se predpostavlja da je 0.3m

## 11.1 Mamografske instalacije

Mamografija se obično izvodi pri niskim operativnim potencijalima u rasponu od 25 do 35 kVp. Jedinice proizvedene nakon 30.9.1999. godine moraju da imaju primarne snopove koji su presretnuti receptorom slike. Tako permanentne mamografske instalacije neće zahtevati dodatnu zaštitu osim one koja se pruža kroz tipičnu konstrukciju zidova gipsanim pločama. Odgovarajuće zaštitne barijere od olovnog akrila ili olovnog stakla služe da zaštite operatora na ovom uređaju. Iako prostorije za mamografiju ne zahtevaju zaštitu od olova, mora se konsultovati kvalifikovani stručnjak da li je predloženi dizajn adekvatan u pogledu zadovoljavanja ciljeva zaštitnog dizajna. Vrata na sabi za mamografiju treba da budu od drveta, jer dizajneri treba da budu svesni da mamografska ploča sadrži praznine i neuniformne oblasti ili treba uzeti u obzir upotrebu veće debljine gipsanih ploča od one koja je predviđena u rutinskim proračunima. Mobilne mamografske jedinice predstavljaju poseban problem u zaštiti pacijenata i osoblja. Kvalifikovani stručnjaci moraju proceniti moguće doze prve upotrebe ovih mamografa.

### 11.1.1 Mamografija -opšte postavke

Mamografske jedinice imaju C-arm konfiguraciju, a veličina receptora slike je 24x30cm. Udaljenost izvora do receptora slike obično ne prelazi 0.8 m. Mamografska procedura se, kao što smo već i spomenuli izvodi na radnom potencijalu od 35 kVp, čak je veliki broj mamografskih slika stvoren na naponu manjem od 30kVp. Rendgenski snop u mamografiji ima HVL manji od

1 cm u tkivu. Obično se za svakog pacijenta dobija četiri slike. I to, dve kraniokaudalne projekcije sa snopom usmerenim ka podu, dva mediolateralna sa snopom usmerenim pod uglom usmerenim prema suprotnim susednim zidovima. Potrebna je konfiguracija imidž-receptora koja će poslužiti kao primarna prepreka snopu za ogromnu većinu primarnog zračenja. Primarno zračenje je u mamografiji normalno na receptor slike pa on pruža prepreku snopu. Prema tome potrebno je razmotriti sekundarno zračenje za prostorije s mamografom. U kraniokaudalnom pravcu zračna kerma po pacijantu na 1m je utvrđena na  $2.6 \times 10^{-2}$  mGy, dok je kod pravca ka susednom zidu  $3.1 \times 10^{-2}$  mGy. Maksimalna vazdušna kerma od  $3.6 \times 10^{-2}$  mGy po pacijentu na 1m se može dobiti u pravcu suprotnom kraniokaudalnom (obično prema plafonu). Zbog toga je vazdušna kerma blizu mamografskih jedinica bliska izotropnoj distribuciji.

Možemo predpostaviti sa konzervativne strane da je vrednost kerme u vazduhu na 1m od izvora zračenja kada nemamo zaštitu:

$$K^1_{sec} = 3.6 \times 10^{-2} \text{ mGy patient}^{-1} \quad (9.1)$$

Iako je ova vrednost zasnovana na 100 mAs po izloženosti, to iziskuje najviše radno opterećenje od 30 do 35 kVp korišćenjem mete od molibdена i molibdenskog filtera. Novije mamografske jedinice obično koriste kVp vrednosti koje su niže od ovoga i stoga primenjuju veće vrednosti mAs. Kod grudi koje su deblje primenjuje se viši kVp i rodijumski filter se automatski ubacuje kako bi se smanjila ulazna izloženost i efekti rasejanog zračenja. Dakle  $3.6 \times 10^{-2}$  mGy po pacijentu je još uvek visok. To odgovara slučaju maksimalno rasejanog zračenja, sa ulaznom vazdušnom kermom od 17 mGy.

## 11.2 Računanje kerme u vazduhu

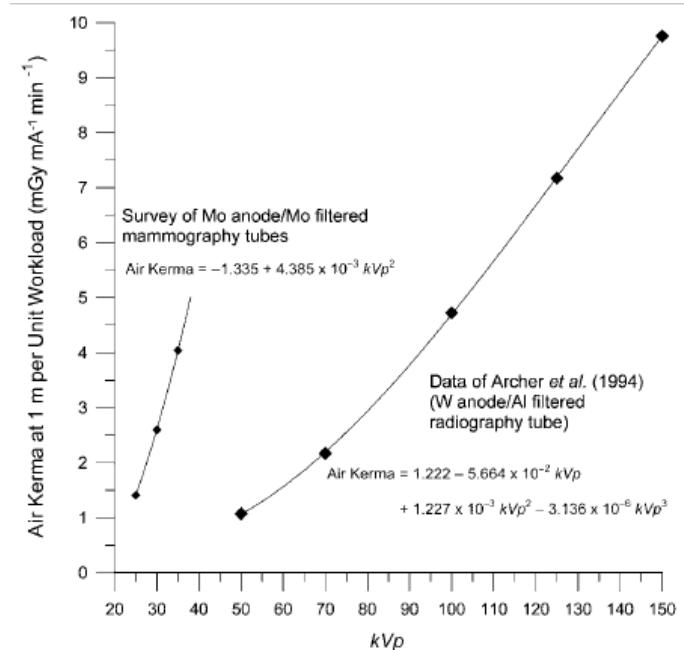
Označimo sa  $K^1_w$  kermu u vazduhu po jedinici radnog opterećenja ( $\frac{mGy}{mAmin}$ ), na udaljenosti od izvora 1m, koja potiče od primarnog snopa. Vrednosr  $K^1_w$  zavisiće od oblika napona generatora, materijala anode, filtracije i ugla anode. Grafik na slici 9.1 prikazuje zavisnost  $K^1_w$  (kVp), za molibdensku anodu i mamografskih snopova sa molibdenskom filtracijom u zavisnosti od napona, od napona gornje granične vrednosti 35 kVp. Na istom grafiku se nalazi i zavisnost  $K^1_w$  od napona trofaznog 12-pulsnog generatora iznad 40 kVp.

Predpostavimo da je radno opterećenje rendgenske cevi poznata funkcija napona W (kVp), neapsorbovana kerma u vazduhu na 1m udaljenosti od izvora je :

$$K^1_w = K^1_w(kVp) W(kVp) \quad (9.2)$$

Na udaljenosti  $d_p$  od fokusa rendgenske cevi kerma u vazduhu se računa prema formuli:

$$K_p(0, kVp) = K^1_w(kVp) W(kVp) / d_p^2 \quad (9.3)$$



**Slika 9.6 Kerma u vazduhu primarnog snopa po jedinici radnog opterećenja na 1m udaljenosti od izvora**

**Tabela 9.1**

Vrednosti kerme primarnog zračenja  $K_p^1$  za različite dijagnostičke procedure za kliničko radno opterećenje na rastojanju 1m date su u tabeli

TABLE 4.5—Unshielded primary air kerma per patient [ $K_p^1$  (in mGy patient $^{-1}$ )] for the indicated workload [ $W_{\text{norm}}$  (mA min patient $^{-1}$ )] and workload distribution, normalized to primary beam distance  $d_p = 1$  m.

Workload Distribution <sup>a</sup>	$W_{\text{norm}}$ (mA min patient $^{-1}$ ) <sup>b,c</sup>	$K_p^1$ (mGy patient $^{-1}$ ) <sup>d</sup>
<i>Rad Room (chest bucky)</i>	0.6	2.3
<i>Rad Room (floor or other barriers)</i>	1.9	5.2
<i>Rad Tube (R&amp;F Room)</i>	1.5	5.9
<i>Chest Room</i>	0.22	1.2

### 11.3 Sekundarno zračenje

U tabeli će biti date vrednosti kerme u vazduhu koja potiče od curećeg i rasejanog zračenja  $K_{sec}^1$ , za kliničko radno opterećenje na rastojanju od jednog metra. U mamografiji ovo zračenje predstavlja najveću opasnost. Ove distribucije su računate za distribuciju kliničkog radnog opterećenja i na rastojanju od 1m. Kermu sekundarnog zračenja u vazduhu na rastojanju  $d_{sec}$  u slučaju kada ne postoji zaštitna barijera, za N pacijenata, računamo po formuli:

$$K_{sec}(0) = K_{sec}^1 \frac{N}{d_{sec}^2} \quad (9.4)$$

Neophodna debljina barijera ja ona pri kojoj transmitovana kerma u vazduhu ne prelazi zakonom predviđene vrednosti.

**Tbela 9.6 Vrednosti kerme u vazduhu koja potiče od curećeg i rasejanog zračenja**

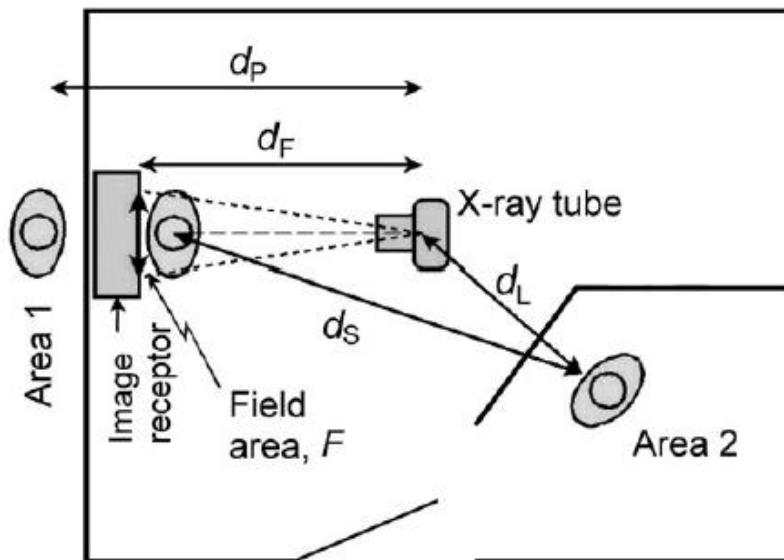
Workload Distribution	$W_{norm}$ (mA min patient <sup>-1</sup> )	$F$ (cm <sup>2</sup> ) at $d_F$ (m)	Unshielded Air Kerma (mGy patient <sup>-1</sup> ) at 1 m					
			Leakage	Side-Scatter	Leakage and Side-Scatter ( $K_{sec}^1$ ) <sup>b</sup>	Forward/Backscatter	Leakage and Forward/Backscatter ( $K_{sec}^1$ ) <sup>c</sup>	
Rad Room (all barriers)	2.5	1,000	1.00	$5.3 \times 10^{-4}$	$3.4 \times 10^{-2}$	$3.4 \times 10^{-2}$	$4.8 \times 10^{-2}$	$4.9 \times 10^{-2}$
Rad Room (chest bucky)	0.60	1,535 <sup>d</sup>	1.83	$3.9 \times 10^{-4}$	$4.9 \times 10^{-3}$	$5.3 \times 10^{-3}$	$6.9 \times 10^{-3}$	$7.3 \times 10^{-3}$
Rad Room (floor or other barriers)	1.9	1,000	1.00	$1.4 \times 10^{-4}$	$2.3 \times 10^{-2}$	$2.3 \times 10^{-2}$	$3.3 \times 10^{-2}$	$3.3 \times 10^{-2}$
Fluoroscopy Tube (R&F room)	13	730 <sup>e</sup>	0.80	$1.2 \times 10^{-2}$	$3.1 \times 10^{-1}$	$3.2 \times 10^{-1}$	$4.4 \times 10^{-1}$	$4.6 \times 10^{-1}$
Rad Tube (R&F room)	1.5	1,000	1.00	$9.4 \times 10^{-4}$	$2.8 \times 10^{-2}$	$2.9 \times 10^{-2}$	$3.9 \times 10^{-2}$	$4.0 \times 10^{-2}$
Chest Room	0.22	1,535 <sup>d</sup>	2.00	$3.8 \times 10^{-4}$	$2.3 \times 10^{-3}$	$2.7 \times 10^{-3}$	$3.2 \times 10^{-3}$	$3.6 \times 10^{-3}$
Mammography Room <sup>f</sup>	6.7	720 <sup>g</sup>	0.58	$1.1 \times 10^{-5}$	$1.1 \times 10^{-2}$	$1.1 \times 10^{-2}$	$4.9 \times 10^{-2}$	$4.9 \times 10^{-2}$
Cardiac Angiography	160	730 <sup>e</sup>	0.90	$8.8 \times 10^{-2}$	2.6	2.7	3.7	3.8
Peripheral Angiography <sup>h</sup>	64	730 <sup>e</sup>	0.90	$3.4 \times 10^{-3}$	$6.6 \times 10^{-1}$	$6.6 \times 10^{-1}$	$9.5 \times 10^{-1}$	$9.5 \times 10^{-1}$

Za sekundarne barijere na rastojanju  $d_l$  od izvora zračenja od izvora zračenja ( za cureće zračenje) i na rastojanju  $d_s$  od pacijenta (rasejano zračenje), kerma se izračunava kao :

$$K_{sec} = K_{sec}^1 \times T \times N / d^2$$

Gde se  $K_{sec}$ <sup>1</sup> uzima kao rasejano i cureće zračenje za određenu dijagnostičku proceduru.

Razlika između  $d_l$  i  $d_s$  u odnosu na mesto koje se štiti data je na slici.



## 11.4 Debljine zaštitnih barijera-primarni snop

Razlozi zbog kojih se računa debljina zaštitnih barijera je da bi se redukovana vrednost kerme u vazduhu u prostorijama koje se štite na vrednost manju od P/T. Transmisiona funkcija  $B(x)$  se definiše kao vrednost kerme u vazduhu iza barijere debljine  $x$  i vrednosti kerme u vazduhu na istoj lokaciji bez zaštitne barijere. Prihvatljiva vrednost zaštitne barijere je ona za koju je vrednost transmisionog faktora :

$$B(x_{barrier}) = \frac{P}{T} \times (d^2 \div KN) \quad (9.5)$$

Gde je  $d$  daljina između izvora zračenja i pojedinca koji se nalazi iza zaštitne barijere,  $K$  je srednja vrednost kerme u vazduhu za nezaštićenog pacijenta koji se nalazi na 1m rastojanja od izvora zračenja,  $N$  je očekivani broj pacijenata koji se ispituju u prostoriji tokom jedne nedelje.

Debljina zaštitne barijere će se odrediti na sledeći način:

$$x_{barrier} = \frac{1}{\alpha\gamma} \ln \left[ \frac{\left( \frac{NTK}{Pd^2} \right)^\gamma + \frac{\beta}{\alpha}}{1 + \frac{\beta}{\alpha}} \right] = \frac{1}{\alpha\gamma} \ln \left[ \frac{(B)^{-\gamma} + \frac{\beta}{\alpha}}{1 + \frac{\beta}{\alpha}} \right] \quad (9.6)$$

Tabela 9.1 Transmisioni parametri  $\alpha, \beta$  i  $\gamma$  su funkcije materijala od kojeg je zaštita napravljena kao i od napona kVp. Vrednosti transmisionih faktora predstavljeni su u tabeli 9.1

**Tabela 9.1 Vrednosti transmisionih parametara**

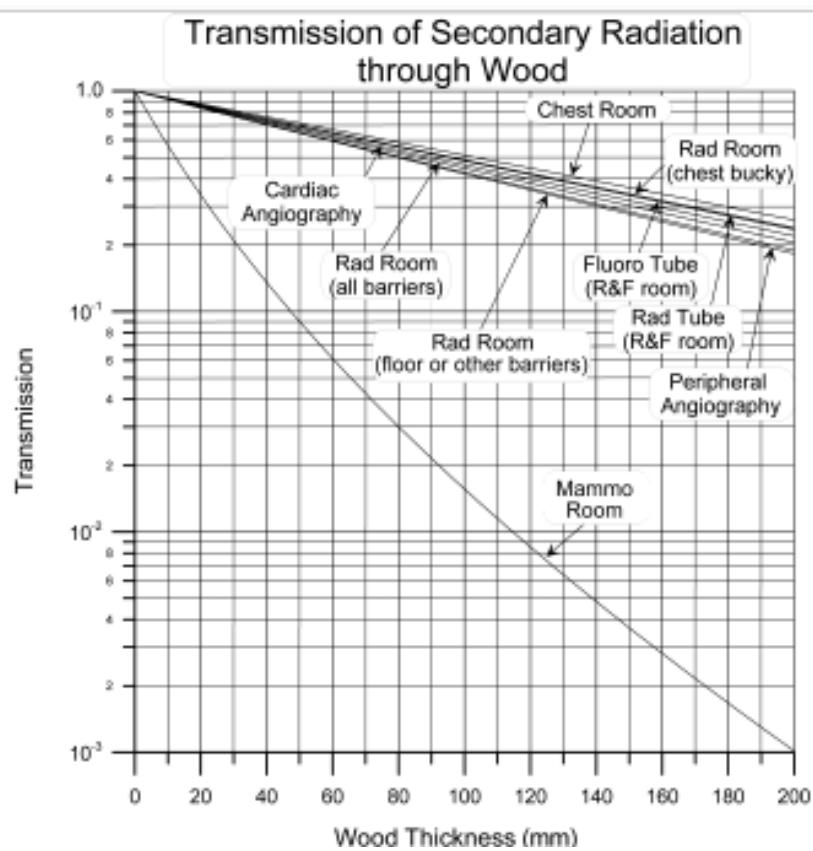
$kVp^b$	Lead			Concrete <sup>a</sup>			Gypsum Wallboard		
	$\alpha(\text{mm}^{-1})$	$\beta(\text{mm}^{-1})$	$\gamma$	$\alpha(\text{mm}^{-1})$	$\beta(\text{mm}^{-1})$	$\gamma$	$\alpha(\text{mm}^{-1})$	$\beta(\text{mm}^{-1})$	$\gamma$
25	$4.952 \times 10^1$	$1.940 \times 10^2$	$3.037 \times 10^{-1}$	$3.904 \times 10^{-1}$	1.645	$2.757 \times 10^{-1}$	$1.576 \times 10^{-1}$	$7.175 \times 10^{-1}$	$3.048 \times 10^{-1}$
30	$3.880 \times 10^1$	$1.780 \times 10^2$	$3.473 \times 10^{-1}$	$3.173 \times 10^{-1}$	1.698	$3.593 \times 10^{-1}$	$1.208 \times 10^{-1}$	$7.043 \times 10^{-1}$	$3.613 \times 10^{-1}$
35	$2.955 \times 10^1$	$1.647 \times 10^2$	$3.948 \times 10^{-1}$	$2.528 \times 10^{-1}$	1.807	$4.648 \times 10^{-1}$	$8.878 \times 10^{-2}$	$6.988 \times 10^{-1}$	$4.245 \times 10^{-1}$
40				$1.297 \times 10^{-1}$	$1.780 \times 10^{-1}$	$2.189 \times 10^{-1}$			
45				$1.095 \times 10^{-1}$	$1.741 \times 10^{-1}$	$2.269 \times 10^{-1}$			
50	8.801	$2.728 \times 10^1$	$2.957 \times 10^{-1}$	$9.032 \times 10^{-2}$	$1.712 \times 10^{-1}$	$2.324 \times 10^{-1}$	$3.883 \times 10^{-2}$	$8.730 \times 10^{-2}$	$5.105 \times 10^{-1}$
55	7.839	$2.592 \times 10^1$	$3.499 \times 10^{-1}$	$7.422 \times 10^{-2}$	$1.697 \times 10^{-1}$	$2.454 \times 10^{-1}$	$3.419 \times 10^{-2}$	$8.315 \times 10^{-2}$	$5.606 \times 10^{-1}$
60	6.951	$2.489 \times 10^1$	$4.198 \times 10^{-1}$	$6.251 \times 10^{-2}$	$1.692 \times 10^{-1}$	$2.733 \times 10^{-1}$	$2.985 \times 10^{-2}$	$7.961 \times 10^{-2}$	$6.169 \times 10^{-1}$
65	6.130	$2.409 \times 10^1$	$5.019 \times 10^{-1}$	$5.528 \times 10^{-2}$	$1.696 \times 10^{-1}$	$3.217 \times 10^{-1}$	$2.609 \times 10^{-2}$	$7.597 \times 10^{-2}$	$6.756 \times 10^{-1}$
70	5.369	$2.349 \times 10^1$	$5.881 \times 10^{-1}$	$5.087 \times 10^{-2}$	$1.696 \times 10^{-1}$	$3.847 \times 10^{-1}$	$2.302 \times 10^{-2}$	$7.163 \times 10^{-2}$	$7.299 \times 10^{-1}$
75	4.666	$2.269 \times 10^1$	$6.618 \times 10^{-1}$	$4.797 \times 10^{-2}$	$1.663 \times 10^{-1}$	$4.492 \times 10^{-1}$	$2.066 \times 10^{-2}$	$6.649 \times 10^{-2}$	$7.750 \times 10^{-1}$
80	4.040	$2.169 \times 10^1$	$7.187 \times 10^{-1}$	$4.583 \times 10^{-2}$	$1.549 \times 10^{-1}$	$4.926 \times 10^{-1}$	$1.886 \times 10^{-2}$	$6.093 \times 10^{-2}$	$8.103 \times 10^{-1}$
85	3.504	$2.037 \times 10^1$	$7.550 \times 10^{-1}$	$4.398 \times 10^{-2}$	$1.348 \times 10^{-1}$	$4.943 \times 10^{-1}$	$1.746 \times 10^{-2}$	$5.558 \times 10^{-2}$	$8.392 \times 10^{-1}$
$kVp^b$	Steel			Plate Glass			Wood		
	$\alpha(\text{mm}^{-1})$	$\beta(\text{mm}^{-1})$	$\gamma$	$\alpha(\text{mm}^{-1})$	$\beta(\text{mm}^{-1})$	$\gamma$	$\alpha(\text{mm}^{-1})$	$\beta(\text{mm}^{-1})$	$\gamma$
25	9.364	$4.125 \times 10^1$	$3.202 \times 10^{-1}$	$3.804 \times 10^{-1}$	1.543	$2.869 \times 10^{-1}$	$2.230 \times 10^{-2}$	$4.340 \times 10^{-2}$	$1.937 \times 10^{-1}$
30	7.406	$4.193 \times 10^1$	$3.959 \times 10^{-1}$	$3.061 \times 10^{-1}$	1.599	$3.693 \times 10^{-1}$	$2.166 \times 10^{-2}$	$3.966 \times 10^{-2}$	$2.843 \times 10^{-1}$
35	5.716	$4.341 \times 10^1$	$4.857 \times 10^{-1}$	$2.396 \times 10^{-1}$	1.694	$4.683 \times 10^{-1}$	$1.901 \times 10^{-2}$	$3.873 \times 10^{-2}$	$3.732 \times 10^{-1}$
50	1.817	4.840	$4.021 \times 10^{-1}$	$9.721 \times 10^{-2}$	$1.799 \times 10^{-1}$	$4.912 \times 10^{-1}$	$1.076 \times 10^{-2}$	$1.862 \times 10^{-3}$	1.170
55	1.493	4.515	$4.293 \times 10^{-1}$	$8.552 \times 10^{-2}$	$1.661 \times 10^{-1}$	$5.112 \times 10^{-1}$	$1.012 \times 10^{-2}$	$1.404 \times 10^{-3}$	1.269
60	1.183	4.219	$4.571 \times 10^{-1}$	$7.452 \times 10^{-2}$	$1.539 \times 10^{-1}$	$5.304 \times 10^{-1}$	$9.512 \times 10^{-3}$	$9.672 \times 10^{-4}$	1.333
65	$9.172 \times 10^{-1}$	3.982	$4.922 \times 10^{-1}$	$6.514 \times 10^{-2}$	$1.443 \times 10^{-1}$	$5.582 \times 10^{-1}$	$8.990 \times 10^{-3}$	$6.470 \times 10^{-4}$	1.353
70	$7.149 \times 10^{-1}$	3.798	$5.378 \times 10^{-1}$	$5.791 \times 10^{-2}$	$1.357 \times 10^{-1}$	$5.967 \times 10^{-1}$	$8.550 \times 10^{-3}$	$5.390 \times 10^{-4}$	1.194
75	$5.793 \times 10^{-1}$	3.629	$5.908 \times 10^{-1}$	$5.291 \times 10^{-2}$	$1.280 \times 10^{-1}$	$6.478 \times 10^{-1}$	$8.203 \times 10^{-3}$	$6.421 \times 10^{-4}$	1.062
80	$4.921 \times 10^{-1}$	3.428	$6.427 \times 10^{-1}$	$4.955 \times 10^{-2}$	$1.208 \times 10^{-1}$	$7.097 \times 10^{-1}$	$7.903 \times 10^{-3}$	$8.640 \times 10^{-4}$	$9.703 \times 10^{-1}$
85	$4.355 \times 10^{-1}$	3.178	$6.861 \times 10^{-1}$	$4.721 \times 10^{-2}$	$1.140 \times 10^{-1}$	$7.786 \times 10^{-1}$	$7.686 \times 10^{-3}$	$1.056 \times 10^{-3}$	1.015
90	$3.971 \times 10^{-1}$	2.913	$7.204 \times 10^{-1}$	$4.550 \times 10^{-2}$	$1.077 \times 10^{-1}$	$8.522 \times 10^{-1}$	$7.511 \times 10^{-3}$	$1.159 \times 10^{-3}$	1.081
95	$3.681 \times 10^{-1}$	2.654	$7.461 \times 10^{-1}$	$4.410 \times 10^{-2}$	$1.013 \times 10^{-1}$	$9.222 \times 10^{-1}$	$7.345 \times 10^{-3}$	$1.133 \times 10^{-3}$	1.116
100	$3.415 \times 10^{-1}$	2.420	$7.645 \times 10^{-1}$	$4.278 \times 10^{-2}$	$9.466 \times 10^{-2}$	$9.791 \times 10^{-1}$	$7.230 \times 10^{-3}$	$9.343 \times 10^{-4}$	1.309
105	$3.135 \times 10^{-1}$	2.227	$7.788 \times 10^{-1}$	$4.143 \times 10^{-2}$	$8.751 \times 10^{-2}$	1.014	$7.050 \times 10^{-3}$	$6.199 \times 10^{-4}$	1.365

## 11.5 Debljina zaštitnih barijera -sekundarno zračenje

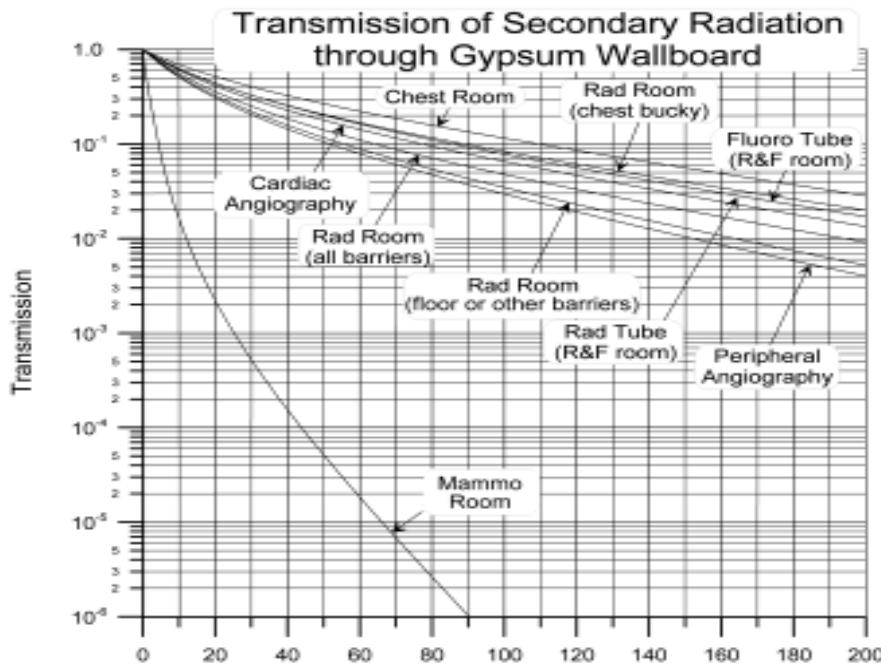
Trensmisiona funkcija  $B(x)$  definiše se kao odnos kerme u vazduhu iza barijere debljine  $x$  i vrednosti kerme na istoj lokaciji bez zaštitne barijere. Prihvatljiva debljina zaštitne barijere ( $x_{\text{barrier}}$ ) je ona za koju je vrednost transmisionog faktora :

$$B_{\text{sec}}(x_{\text{barrier}}) = \frac{P}{K} \quad (9.7)$$

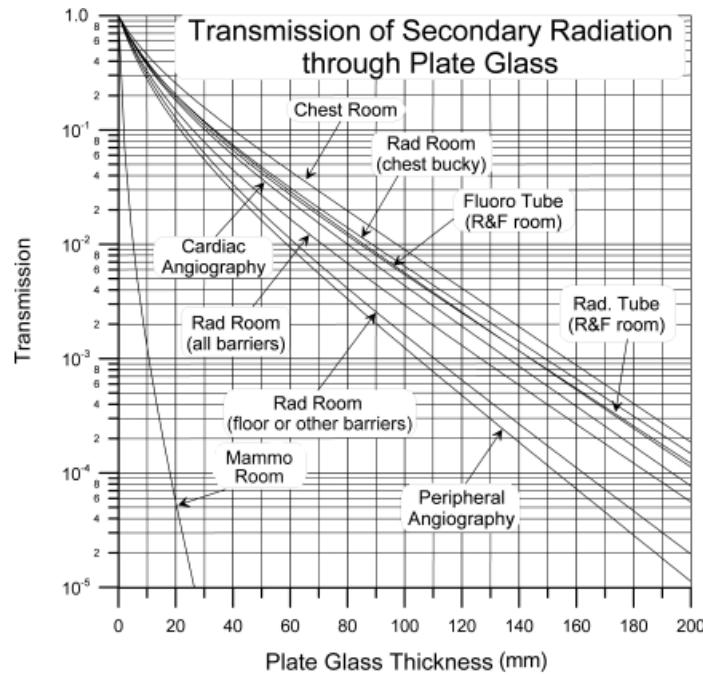
Na osnovu koeficijenta transmisije možemo da odredimo debljinu zaštitnih barijera, što je prikazano na slikama ispod.



Slika 9.2 Debljina sekundarne zaštitne barijere u funkciji od transmisije za drvo



Slika 9.3 Debljina sekundarne zaštitne barijere u funkciji od transmisije za gipsanu ploču



Slika 9.4 Debljina sekundarne zaštitne barijere u funkciji od transmisije za ploču stakla

Ovi grafici nam omogućavaju da odredimo potrebne debljine zaštitnih barijera u prostoriji u kojoj se nalazi mamograf, ako uzmemo u obzir da se primarni snop apsorbovao na receptoru slike, a da nampreostaje rasuto zračenje.

## 11.6 Udaljenost od okupacione zone d

Za rastojanje d od okupacione zone se uzima rastojanje od izvora zračenja do najbližeg pojedinca. Zaštitni zid se nalazi na rastojanju koje nije manje od 0.3m od zračne cevi. Za izvor koji se nalazi iynad potencijalno okupiranog područja, predpostavlja se da pojedinci u prostoriji neće biti na rastojanju većem od 1.7m od poda , dok se za transmisiju od plafona uzima rastojanje najmanje 0.5m iznad poda prostorije.

## 11.7 Okupacioni faktor T

Okupacioni faktor se definiše kao prosečno vreme u toku kojeg je pojedinac izložen maksimalnoj vrednosti ekspozicije X zraka. Vrednosti za okupacione faktore dati su u tabeli 9.2.

Tabela 9.4 Okupacioni faktor

Location	Occupancy Factor (T)
Administrative or clerical offices; laboratories, pharmacies and other work areas fully occupied by an individual; receptionist areas, attended waiting rooms, children's indoor play areas, adjacent x-ray rooms, film reading areas, nurse's stations, x-ray control rooms	1
Rooms used for patient examinations and treatments	1/2
Corridors, patient rooms, employee lounges, staff rest rooms	1/5
Corridor doors <sup>b</sup>	1/8
Public toilets, unattended vending areas, storage rooms, outdoor areas with seating, unattended waiting rooms, patient holding areas	1/20
Outdoor areas with only transient pedestrian or vehicular traffic, unattended parking lots, vehicular drop off areas (unattended), attics, stairways, unattended elevators, janitor's closets	1/40

Vrednost P je vrednost kerme u vazduhu koja se koristi pri računanju zaštitnih barijera.NCRP predlaže daza izlaganje za profesionalno osoblje bude  $P = 0.02 \text{ mGy nedeljno}$  (godišnje 5 mGy). Dok se za sva ostala lica predlaže da ova vrednost bude 1 mSv.

## 11.8 Klasifikacija prostora sa adekvatnim oznakama na mestima pristupa tim zonama:

### 11.8.1 Kontrolisana zona

Kontrolisana zona je ona u kojoj normalni radni uslovi zahtevaju od radnika da prate ustanovljene procedure i sprovode ciljane specificirane kontrole izloženosti zračenju;

Kontrolisana zona je označena, u konsultaciji sa licem odgovornim za zaštitu od ionizujućih zračenja, kao zona u kojoj granična godišnja doza profesionalno izloženih radnika može preći 3/10 ma koje godišnje profesionalne granice doze;

Kod fiksnih instalacija, npr. rendgen aparata cela prostorija je označena kao kontrolisana zona i ako je oprema izolovana od napajanja;

Pristup kontrolisanoj zoni je zabranjen licima neobučenim u oblasti zaštite od zračenja i on je pod strogim nadzorom;

### 11.8.2 Nadzirana zona

Nadzirana zona je ona u kojoj se radna praksa drži pod prismotrom ali nisu neophodne nikakve specijalne procedure;

Linija razgraničenja između kontrolisane i nadzirane zone je postavljena na osnovu 3/10 godišnje profesionalne granice doze.

## 11.9 Klasifikacija profesionalno izloženih lica:

**Kategorija A:** Lica koja profesionalno rade u kontrolisanoj zoni i ona koja mogu da prime efektivnu dozu veću od 6mSv godišnje ili ekvivalentne doze veće od 3/10 propisanih granica za pojedine organe kod profesionalno izloženih lica.

**Kategorija B:** Lica koja profesionalno ili povremeno rade u nadgledanoj zoni ili povremeno u kontrolisanoj zoni.

## Granice izlaganja

Godišnja granica za profesionalno izložena lica kategorije A je 20 mSv, s drugim da u toku od 5 uzastopnih godina ne pređe vrednost od 100 mSv, a ni u jednoj od tih godina 50 mSv.

Godišnja granica za efektivne doze profesionalno izloženih lica kategorije B iznosi 6 mSv.

Godišnja granica efektivne doze za sva ostala lica iznosi 1mSv.

## 11.10 Radno opterećenje

Polazni podatak u proračunu debljina zaštitnih barijera jeste informacija o nameni rendgen aparata i očekivanom broju pacijenata. Najbolje procene radnog opterećenja oslanjaju se na lokalnu praksu. U slučaju nedostupnosti ovih podataka, alternativna rešenja baziraju se na generalnim procenama. Nedeljno radno opterećenje se izražava proizvodom struje rendgenske cevi i vremena njenog korišćenja (mAs). Za potrebe izračunavanja potrebnih debljina zaštitnih barijera i paravana polazi se od predpostavke da rendgenska cev radi sa nazivnim naponom.

Korisno je definisati normalizovano radno opterećenje ( $W_{norm}$ ) što predstavlja prosečno radno opterećenje po pacijentu. Tako da, za ukupno radno opterećenje nedeljno dobijamo:

$$W_{tot} = N W_{norm} \quad (9.8)$$

Gde  $N$  predstavlja broj pacijenata nedeljno. U slučaju da je broj pacijenata nedostupna informacija one su date tabelarno za određene prostorije.

**Tabela 9.5 Prikazuje radnog opterećenje u zavisnosti od tipa rendgen aparata i prosečnog broja pacijenata nedeljno**

Room Type	Total Workload per Patient <sup>a</sup> ( $W_{norm}$ ) (mA min patient <sup>-1</sup> )	Typical Number of Patients ( $N$ ) (per 40 h week)		Total Workload per Week ( $W_{tot}$ ) (mA min week <sup>-1</sup> )	
		Average	Busy	Average	Busy
<i>Rad Room (chest bucky)</i>	0.6	120	160	75	100
<i>Rad Room (floor or other barriers)</i>	1.9	120	160	240	320
<i>Chest Room</i>	0.22	200	400	50	100
<i>Fluoroscopy Tube (R&amp;F room)</i>	13	20	30	260	400
<i>Rad Tube (R&amp;F room)</i>	1.5	25	40	40	60
<i>Mammography Room</i>	6.7	80	160	550	1,075
<i>Cardiac Angiography</i>	160	20	30	3,200	4,800
<i>Peripheral Angiography<sup>b</sup></i>	64	20	30	1,300	2,000

Za određeni radni napon rendgenske cevi i datu razdaljinu, kerma u vazduhu je direktno proporcionalna radnom opterećenju u dатој referentnoј tački od primarnog snopa.

Tradicionalne metode računanja zaštitnih barijera predpostavljaju da visoko ukupno radno opterećenje potiče od jednog visokog radnog napona, na primer 1000 mA min nedeljno na 100 kVp.

Kod projektovanja zaštitnih barijera distribucija radnog opterećenja u zavisnosti od kVp-a je mnogo bitnija informacija od samih vrednosti radnog opterećenja obzirom da atenuaciona svojstva snopa ispoljavaju jaku zavisnost od kVp. Naprimer, zračenje na zaštićenoj strni olovne barijere dvojnog 1mm eksponencijalno zavisi od kVp (desi se promena od tri reda veličine pri porastu napona od 60 do 100kVp), dok je zavisnost zračenja od radnog opterećenja samo linearna. Dok cureće zračenje same cevi opadne za više od osam reda veličine kada se napon smanji sa 150 na 50 kVp.

**Tabela 9.6 Vrednosti za radno opterećenje u zavisnosti od kVp u intervalima od 5 kVp za sve vrste rendgen aparata**

kVp <sup>a</sup>	Radiography Room <sup>b</sup>						Mamma. Room	Cardiac Angiography	Peripheral Angiography <sup>d</sup>
	Rad Room (all barriers)	Rad Room (chest bucky)	Rad Room (floor or other barriers)	Fluora. Tube (R&F room) <sup>c</sup>	Rad Tube (R&F room) <sup>c</sup>	Chest Room			
25	0	0	0	0	0	0	$9.25 \times 10^{-1}$	0	0
30	0	0	0	0	0	0	4.67	0	0
35	0	0	0	0	0	0	1.10	0	0
40	$1.38 \times 10^{-4}$	0	$1.38 \times 10^{-4}$	0	0	0	0	0	0
45	$7.10 \times 10^{-4}$	0	$7.10 \times 10^{-4}$	0	$5.78 \times 10^{-4}$	0	0	0	0
50	$8.48 \times 10^{-3}$	$6.78 \times 10^{-3}$	$1.70 \times 10^{-3}$	0	$7.65 \times 10^{-4}$	0	0	$3.40 \times 10^{-1}$	$8.94 \times 10^{-2}$
55	$1.09 \times 10^{-2}$	$4.56 \times 10^{-4}$	$1.04 \times 10^{-2}$	$7.02 \times 10^{-2}$	$7.26 \times 10^{-4}$	0	0	$4.20 \times 10^{-1}$	$3.98 \times 10^{-2}$
60	$9.81 \times 10^{-2}$	$8.96 \times 10^{-3}$	$8.91 \times 10^{-2}$	$1.13 \times 10^{-1}$	$1.52 \times 10^{-2}$	0	0	1.96	$6.99 \times 10^{-1}$
65	$1.04 \times 10^{-1}$	$3.42 \times 10^{-2}$	$7.00 \times 10^{-2}$	$1.87 \times 10^{-1}$	$2.52 \times 10^{-2}$	0	0	4.55	$1.50 \times 10^1$
70	$4.58 \times 10^{-1}$	$7.25 \times 10^{-2}$	$3.85 \times 10^{-1}$	$1.45 \times 10^{-1}$	$8.89 \times 10^{-2}$	$2.02 \times 10^{-2}$	0	6.03	$1.22 \times 10^1$
75	$5.01 \times 10^{-1}$	$9.53 \times 10^{-2}$	$4.05 \times 10^{-1}$	$1.94 \times 10^{-1}$	$2.24 \times 10^{-1}$	$2.36 \times 10^{-3}$	0	8.02	$1.53 \times 10^1$
80	$5.60 \times 10^{-1}$	$1.40 \times 10^{-1}$	$4.20 \times 10^{-1}$	1.72	$4.28 \times 10^{-1}$	0	0	$2.54 \times 10^1$	$1.10 \times 10^1$
85	$3.15 \times 10^{-1}$	$6.62 \times 10^{-2}$	$2.49 \times 10^{-1}$	2.19	$2.18 \times 10^{-1}$	$7.83 \times 10^{-4}$	0	$4.03 \times 10^1$	4.09
90	$1.76 \times 10^{-1}$	$1.41 \times 10^{-2}$	$1.62 \times 10^{-1}$	1.46	$5.33 \times 10^{-2}$	0	0	$2.10 \times 10^1$	3.43
95	$2.18 \times 10^{-2}$	$3.51 \times 10^{-3}$	$1.82 \times 10^{-2}$	1.15	$4.89 \times 10^{-2}$	0	0	$1.06 \times 10^1$	$6.73 \times 10^{-1}$

kVp <sup>a</sup>	Radiography Room <sup>b</sup>						Mammo. Room	Cardiac Angiography	Peripheral Angiography <sup>d</sup>
	Rad Room (all barriers)	Rad Room (chest bucky)	Rad Room (floor or other barriers)	Fluora. Tube (R&F room) <sup>c</sup>	Rad Tube (R&F room) <sup>c</sup>	Chest Room			
100	$1.55 \times 10^{-2}$	$8.84 \times 10^{-4}$	$1.46 \times 10^{-2}$	1.12	$5.87 \times 10^{-2}$	$3.01 \times 10^{-2}$	0	7.40	1.53
105	$3.48 \times 10^{-3}$	$1.97 \times 10^{-3}$	$1.51 \times 10^{-3}$	$9.64 \times 10^{-1}$	$1.05 \times 10^{-2}$	0	0	7.02	$9.27 \times 10^{-2}$
110	$1.05 \times 10^{-2}$	$9.91 \times 10^{-3}$	$5.51 \times 10^{-4}$	$7.47 \times 10^{-1}$	$6.46 \times 10^{-2}$	$2.14 \times 10^{-2}$	0	6.59	$3.05 \times 10^{-2}$
115	$4.10 \times 10^{-2}$	$3.74 \times 10^{-2}$	$3.69 \times 10^{-3}$	1.44	$2.90 \times 10^{-2}$	$9.36 \times 10^{-2}$	0	$1.38 \times 10^1$	0
120	$6.99 \times 10^{-2}$	$5.12 \times 10^{-2}$	$1.87 \times 10^{-2}$	$9.37 \times 10^{-1}$	$1.04 \times 10^{-1}$	$4.74 \times 10^{-2}$	0	3.35	0
125	$4.84 \times 10^{-2}$	$4.81 \times 10^{-2}$	$3.47 \times 10^{-4}$	$1.38 \times 10^{-1}$	$8.13 \times 10^{-2}$	0	0	2.75	0
130	$1.84 \times 10^{-3}$	$1.71 \times 10^{-3}$	$1.25 \times 10^{-4}$	$1.53 \times 10^{-1}$	$4.46 \times 10^{-2}$	0	0	$3.1 \times 10^{-2}$	0
135	$7.73 \times 10^{-3}$	$7.73 \times 10^{-3}$	0	$1.46 \times 10^{-1}$	$9.47 \times 10^{-3}$	0	0	0	0
140	0	0	0	$1.92 \times 10^{-2}$	$4.26 \times 10^{-3}$	0	0	0	0
Total workload: <sup>e</sup>	2.5	0.60	1.9	13	1.5	0.22	6.7	160	64
Patients per week: <sup>f</sup>	110 (Radiography Room)			18	23	210	47	19	21

## 12 Račun

Podimo od jednostavnog primera i pokušajmo da odredimo kolika mora biti debljina zaštitnih barijera u prostorijama za mamografiju da bi se optimizovala zaštita profesionalno izloženih lica i pacijenata. Nakon proračunatih barijera neophodno je ponoviti merenja kako bismo se uverili da nisu premašene dozvoljene doze. Ako dodatna merenja pokažu da barijere ne pružaju dovoljnu zaštitu neophodno je nabaviti dodatnu opremu ( razne štitove i paravane)

### 12.1 Prvi primer

Mamografskim aparatom snimi se 150 pacijenata nedeljno. Izocentar mamografskog aparata nalzi se na rastojanju od 2,1m od nekontrolisane regije,  $P/T=0.02\text{mGy week}^{-1}$  za oblast sa druge strane zida.

Ukupna nedeljna vazdušna kerma sa druge strane zida kada nemamo zaštitu iznosi:

$$K_{\text{sec}}(0) = \frac{K_{\text{sec}}^1 N}{d_{\text{sec}}^2}$$

$$\begin{aligned} K_{\text{sec}}(0) &= (3.6 \times 10^{-2} \text{ mGy patient}^{-1} \times 150 \text{ patient week}^{-1}) / (2.1 \text{ m})^2 \\ &= 1.2 \text{ mGy week}^{-1} \end{aligned}$$

$3.6 \times 10^{-2} \text{ mGy patient}^{-1}$  je vrednost koja je očitana sa iz tabele.

Da bi zid delovao kao adekvatna zaštita, on ne sme da imama transmisioni faktor veći do :

$$B_{\text{sec}}(x_{\text{barrier}}) = \frac{P/T}{K_{\text{sec}}(0)}$$

$$B_{\text{sec}}(x_{\text{barrier}}) = 0.02 \text{ mGy week}^{-1} / 1.2 \text{ mGy week}^{-1} = 1.7 \times 10^{-2}$$

Sa slike 9.3 možemo zaključiti da to iznosi 9.8mm zaštite gipsanim pločama.

Predpostavimo sada da suprotan zid sadrži vrata koja vode ka hodniku 2.1m od mamografske jedinice. Okupacioni faktor je 1/8 za vrata hodnika. Dakle  $P/T=0.02\text{mGy week}^{-1}/(1/8)=0.16\text{mGy week}^{-1}$ .

Transmisioni faktor za hodnik:

$$B_{sec}(x_{barrier}) = 0.16 \text{ mGy week}^{-1} / 1.2 \text{ mGy week}^{-1} = 1.3 \times 10^{-1}$$

Sa grafika 9.2 vidimo da će ovaj zahtev biti zadovoljen sa 42mm čvrstog drveta.

Proračuni sadrže podatke o debljini zaštitnih barijera kako bi se osoblje i sva ostala lica zaštitala od jonizujućeg zračenja u skladu sa zakonom

## 12.2 Drugi primer

Podaci o rendgen apretetu:

Radni napon cevi: 29 kV

Struja u cevi: 50 mAs

Vreme ekspozicije

Ostali podaci : Izvodi se 5 procedura dnevno.

Za proračun koristimo sledeće podatke:

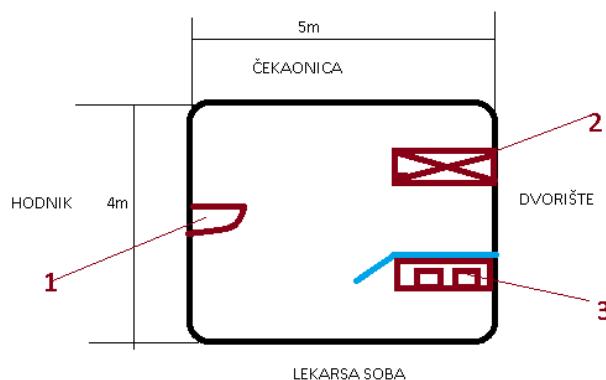
U proseku se 25 pacijenata nedeljno ekponira.

Da je za nadzornu zonu  $P = 0.02 \text{ mGy/nedelji}$  (NCRP-137)

Faktor zadržavanja je iz tabele  $T=1$

Površina prostorije  $20 \text{ m}^2$

Pravilnik o uslovima za promet i korišćenje radioaktivnih materijala, rendgen aparata i drugih uređaja koji proizvode jonizujuće zračenje, u članu 33 kazne: " Prostorija u kojoj se nalazi rendgen aparat za snimanje dojke mora imati površinu najmanje  $12 \text{ m}^2$ . Prikaz situacije:



Slika 10 Prikaz prostorije u kojoj se nalazi mamograf

- 1.Ulazna vrata;
- 2.Mamograf
3. Operativna konzola.

Projekat sobe za mamografiju dat je na slici. Prostorije za mamografiju mogu biti manje veličine od drugih radiografskih prostorija, zahtevi za zaštitu su manji zbog niske rendgenske energije. Upravo zbog toga građevinski materijal kao što je gips pliča može obezbediti dovoljnu zaštitu. U slučaju korišćenja prostorije za neku drugu radiološku svrhu važno je da ne smemo izgubiti izvida da se kompletno projektovanje mera radijacione bezbednosti mora proračunati ponovo proračunati. Najbolje je vrata prostorije staviti na zid iza pacijenta jer će se svo primarno zračenje apsorbovati od strane pacijenta. Ovo takođe osigurava i privatnost.

**Hodnik:**

Ukupna nedeljna kerma sa druge strene zida :

$$K_{sec}(0) = \frac{K_{sec}^1 N}{d_{sec}^2}$$

$K_{sec}^1 = 4,9 \times 10^{-2}$  mGy/pacijent, u slučaju curećeg i rasejanog zračenja u smeru i suprotnom smeru prostiranja snopa.

$$K_{sec}(5) = (4.9 \times 10^{-2} \times 25) / 5^2 = 0.49 \text{ mGy/nedeljno}$$

$$B_{sec}(x_{barrier}) = \frac{P}{T} \div K_{sec}(5) = \frac{0.02}{1/5} \div 0.49 = 0.2$$

Za ovaj transmisioni faktor očitavamo sa grafika debljinu gipsane ploče koja će pružiti adekvatnu zaštitu:

$$X_{barrier} = 3 \text{ mm}$$

**Za vrata hodnika:**

$$Bsec(x_{barrier}) = \frac{P}{T} \div Ksec(5) = 0.33$$

$x_{barrier} = 23\text{mm}$  debljina drvene zaštite na vratima.

**Dvorište:**

Doza zračenja iza mamografa na udaljenosti od 1m iznosi:

$$Ksec(1) = (4.9 \times 10^{-2} \times 25) / 1^2 = 1.22\text{mGy/ nedeljno}$$

$$Bsec(x_{barrier}) = \frac{P}{T} \div Ksec(1) = \frac{0.02}{1/40} \text{ mGy week}^{-1} / 1.22 \text{ mGy week}^{-1} = 0.66$$

Za ovaj transmisioni faktor ocitavamo sa grafika debljinu gipsane ploče koja će pružiti adekvatnu zaštitu: Zaključujemo da to iznosi 7mm debljine.

$$X_{barrier} = 7\text{mm}$$

**Čekaonica:**

Normalno na snop zračenja, postavljamo zid na udaljenosti 1.33m, kerma u vazduhu u ovom slučaju iznosi

$$Ksec = 1.1 \times 10^{-2} \text{ mGy/pacijent}$$

$$Ksec(1.33) = (1.1 \times 10^{-2} \times 25) / 1.33^2 = 0.15\text{mGy/nedeljno}$$

$$Bsec(x_{barrier}) = \frac{P}{T} \div Ksec(1.33) = 0.09$$

Sa grafika zaključujemo da debljina gipsane ploče treba da bude

$$X_{barrier} = 12\text{mm}$$

**Lekarska soba:**

Normalno na snop zračenja, zid lekarske sobe nalazi se na 2.66m od izvora, kerma u vazduhu u ovom slučaju iznosi

$$Ksec = 1.1 \times 10^{-2} \text{ mGy/pacijent}$$

Na 2.66 m udaljenosti od izvora, nedeljna doza iznosi:

$$Ksec(2.66) = (1.1 \times 10^{-2} \times 25) / 2.66^2 = 0.04\text{mGy/nedelji}$$

$$Bsec(x_{barrier}) = \frac{P}{T} \div Ksec(2.66) = 0.02 \text{ mGy week}^{-1} \div 0.04 \text{ mGy week}^{-1} = 0.5$$

$$x_{barrier} = 2 \text{ mm}$$

### Operativna konzola:

Normalno na snop zračenja nalazi se operativna konzola na udaljenosti 1.33m od izvora zračenja, kerma u vazduhu u ovom slučaju iznosi:

$$Ksec = 1.1 \times 10^{-2} \text{ mGy/pacijent}$$

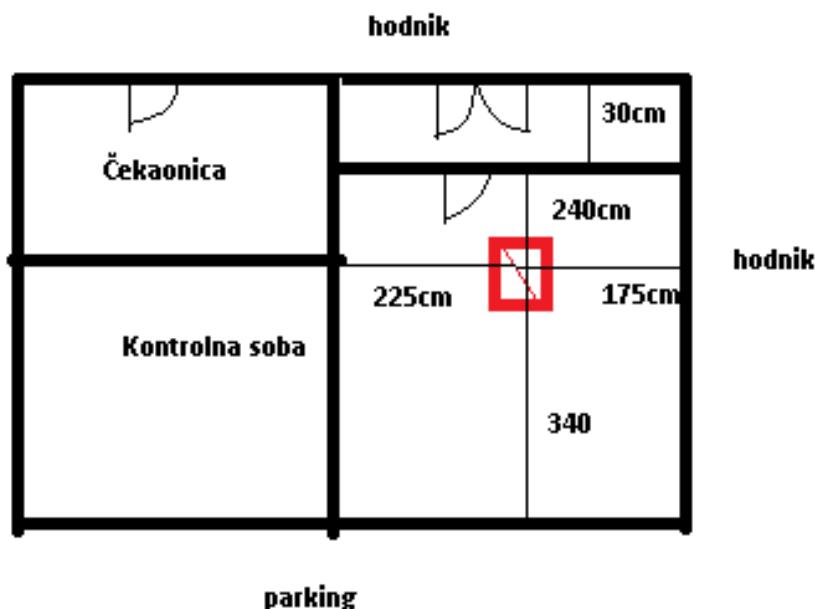
$$Ksec(1.33) = (1.1 \times 10^{-2} \times 25) / 1.33^2 = 0.15 \text{ mGy/nedeljno}$$

$$Bsec(x_{barrier}) = \frac{P}{T} \div Ksec(0) = 0.27$$

$$X_{barrier} = 2 \text{ mm}$$

### 12.3 Treći primer

Dat je tlocrt sa ucrtanim rastojanjima mamografa od okolnih prostorija na slici.



U proračunu za svaku zaštitnu barijeru faktor zadržavanja  $T=1$ , faktor korišćenja (use factor)  $U=1$ . Prosečan nedeljni broj pacijenata iz tabele 9.5  $N= 80$ . Prosečna kerma u vazduhu za

sekundarne barijere koje se projektuju iz tabele  $K_{sec}^1$ , zbirno za cureće i rasejano zračenje  $K_{sec} = 4.9 \times 10^{-2} \text{ mGy pacijent}^{-1}$ . Za proračune je uzeta preporučena minimalna udaljenost od zaštitnih barijera 0.3m. U slučaju kada računamo sekundarne zaštitne barijere rastojanja dl u ds su iste vrednosti. Za ciljeve zaštite svih barijera uzeta je vrednost 0.02 mGy/nedeljno.

## 1. Proračun debljine sekundarne barijere za kontrolnu sobu

Za kontrolnu sobu uzela sam da je cilj za[tite 0.02 mGy pacijent $^{-1}$ , udaljenost mesta koje se štiti od izvora je 2.55 m. Kerma u vazduhu na ovom rastojanju je :

$$K_{sec} = (K_{sec}^1 N T) / d^2 = (4.9 \text{ mGy pacijent}^{-1} 80 \text{ pacijenata nedeljno}^{-1}) / (2.55 \text{ m})^2 = 0.60 \text{ mGy/ nedeljno}$$

Koeficijent transmisije za ovu prostoriju

$$B_{sec} = 0.02 \text{ mGy nedeljno}^{-1} / 0.60 \text{ mGy nedeljno}^{-1} = 0.033 \sim 0.03$$

Sa slike 9.3 vidimo da je potrebna debljina zaštite od gipsa 19mm , a ploča stakla oko 9mm.

## 2. Proračun debljine sekundarne barijere za čekaonicu

Čekaonica je nadzirna zona ,tako da je cilj zaštite 0.02 mGy/nedeljno. Udaljenost barijere koja odvaja čekaonicu od sobe za mamografiju je identična kao za kontrolnu sobu. Proračun je identičan:

$$K_{sec} = (K_{sec}^1 N T) / d^2 = (4.9 \times 10^{-2} \text{ mGy pacijent}^{-1} 80 \text{ pacijenata nedeljno}^{-1}) / (2.55 \text{ m})^2 = 0.60 \text{ mGy/ nedeljno}$$

Koeficijent transmisije za ovu prostoriju

$$B_{sec} = 0.02 \text{ mGy nedeljno}^{-1} / 0.60 \text{ mGy nedeljno}^{-1} = 0.033 \sim 0.03$$

Sa slike 9.3 vidimo da je potrebna debljina zaštite od gipsa 19mm , a ploča stakla oko 9mm.

## 3. Proračun debljine sekundarne barijere za hodnik

*Hodnik je nadzirana zona, P=0.02 mGy/nedeljno, udaljenost barijere koja razdvaja hodnik i sobu u kojoj se nalazi mamograf je 2.4 m, po preporuci štitimo mestoo koje se nalazi na 2.7 metara:*

$$K_{sec} = (K_{sec}^1 N T) / d^2 = (4.9 \times 10^{-2} \text{ mGy pacijent}^{-1} 80 \text{ pacijenata nedeljno}^{-1}) / (2.7 \text{ m})^2 = 0.54 \text{ mGy/ nedeljno}$$

Koeficijent transmisije za ovu prostoriju

$B_{sec} = 0.02 \text{ mGy nedeljno}^{-1} / 0.54 \text{ mGy nedeljno}^{-1} = 0.037 \sim 0.04$ ; Sa slike 9.3 vidimo da je potrebna debljina zaštite od gipsa 18mm , a ploča stakla oko 4mm.

#### **4. Proračun debljine sekundarne barijere za stepenice**

*Stepenice su nadzirana zona, tako da je cilj zaštite 0.02 mGy/nedeljno. Udaljenost barijere koja razdvaja stepenice od sobe u kojoj se nalazi izvor zračenja je 1,75 m. Preporuka je da se kerma računa na 0.3m od brijere.*

$$K_{sec} = K_{sec} = (K_{sec}^1 N T) / d^2 =$$

$$(4.9 \times 10^{-2} \text{ mGy pacijent}^{-1} \times 80 \text{ pacijenata nedeljno}^{-1}) / (2,05 \text{ m})^2 = 0.93 \text{ mGy nedeljno}^{-1}$$

Koeficijent transmisije za ovu prostoriju :

$$B_{sec} = 0.02 \text{ mGy nedeljno}^{-1} / 0.93 \text{ mGy nedeljno}^{-1} = 0.021 \approx 0.02$$

Potrebna debljina gipanih ploča za zaštitu u ovom slučaju sa slike 9.3 vidimo da je 20mm.

#### **5. Proračun debljine sekundarne barijere za zid ka parkingu**

*Parking je nadzirana zona, tako da je cilj zaštite 0.02 mGy nedeljno<sup>-1</sup>, udaljenost barijere koja razdvaja parking od sobe za mamografiju je 340 cm. Preporuka je da se kerma računa na 0.3m od brijere.*

$$K_{sec} = K_{sec} = (K_{sec}^1 N T) / d^2 =$$

$$(4.9 \times 10^{-2} \text{ mGy pacijent}^{-1} \times 80 \text{ pacijenata nedeljno}^{-1}) / (3,7 \text{ m})^2 = 0.29 \text{ mGy nedeljno}^{-1}$$

$$B_{sec} = 0.02 \text{ mGy nedeljno}^{-1} / 0.29 \text{ mGy nedeljno}^{-1} = 0.068 \approx 0.07$$

Sa slike 9.3 zaključujemo da je debljina gipsanih ploča od kojih su načinjeni zidovi prostorije za mamografiju treba da bude oko 14mm.

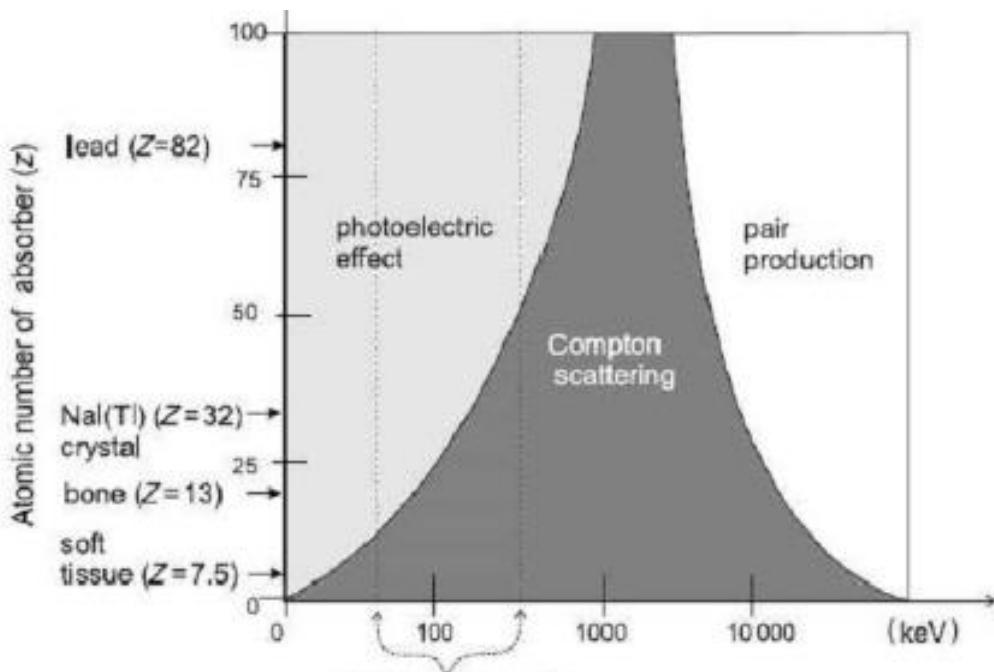
## **13 Tumačenje rezultata ambijentalnog ekvivalenta doze oko mamografa i analiza izveštaja o dozimetrijskoj kontroli**

Na osnovu dostavljenih rezultata merenja izvršiću analizu rezultata merenja ambijentalnog ekvivalenta doze oko rendgen aparata i analizu izveštaja o dozimetrijskoj kontroli. Oni moraju biti u skladu sa zakonskom regulativom, svako odstupanje može biti potencijalni razlog da se izgubi akreditacija i da se mamograf ne može koristiti dok se nedostaci ne isprave. Veoma je važno da sve bude u skladu sa zakonom jer će se na taj način profesionalno izložena lica i pacijenti zaštititi od prevelikih „nepotrebnih“ doza koje mogu dovesti do različitih vidova oštećenja.

Analizu rezultata ču raditi na izveštajima koji se odnose na mamografe koji se nalaze u različitim zdravstvenim ustanovama.

Izvršena su merenja jačine ambijentalnog ekvivalenta doze, saglasno Pravilniku o granicama izlaganja jonizujućim zračenjima i merenjima radi procene nivoa izlaganja jonizujućim zračenjima (Službeni Glasnik RS 86/11). Merenja su izvršena instrumentom: Berthold Technologies, model LB 123 UMo metodom definisanom u Pravilniku o granicama izlaganja jonizujućim zračenjima i merenjima radi procene nivoa izlaganja jonizujućim zračenjima (Službeni Glasnik RS 86/11).

	Zapažanja	Zaključak
Podaci o rendgen-aparatu	Tip uređaja je SENOGRAPH 800T, Parametri: 28 kV, 580 mAs, proizvodač :GE	
Opis prostorije u kojoj je smešten aparat	Površina 20m <sup>2</sup> ,visina prostorije 3 m Lokacija prostorije: hirurški blok, urađeno ojačanje zidova i vrata, pod-vinaz.	Ako dobijene rezultate uporedimo sa standardima i propisima možemo zaključiti da je sve u skladu sa regulativom.
Zaštitna sredstva	Zaštitna sredstva za zaštitu osoblja postoje , paravan postoji ,olovna kecelja postoji,kao i olovne rukavice. Zaštitna stolica i Pb gumena rukavica ne postoje na ovom odeljenju.	Uz male nedostatke možemo zaključiti da zaštitna oprema zadovoljava standarde.
Evidencija o korišćenju RTG aparata	Datum poslednjeg pregleda aparata je bio pre dve godine, evidencija o rezultatu ličnih dozimetrima postoji.	Kontrole i kalibriranje aparata mora se raditi godišnje jednom , to je jedina zamerka u ovoj tački analize.
Izmerene jačine ambijentalnog ekvivalenta doze oko RTG aparata:	Fon 0.10µSv/h, fantom Na mestu rukovaoca – iza paravna 0. 10 µSv/h Ulazna vrata 0.30µSv/h Lekarska soba 0.10µSv/h	Možemo zaključiti da je jačina ambijentalnog ekvivalenta doze u predelu iza paravane i u lekarskoj sobi u skladu sa standardima. Dok ,u predelu oko ulaznih vrata ona premašuje zakonom predviđene granice i ne preporučuje se duže zadržavanje u hodniku ispred ulaznih vrata. Iako je jačina doze mala,ona je veoma opasna je će upravo te doze da se nagomilavaju u organizmu , doći će do fotoelektričnog efekta .(Slika 11.1)
		Na osnovu dobijenih podataka zaključujemo da se mamograf može koristiti, jer je sve u skladu sa zakonskom regulativom.



Slika 11.1 Oblast dominacije određenog efekta interakcije u zavisnosti od rednog broja materijala i energije

Sa slike vidimo da je u našoj oblasti od interesa dominantan fotoefekat koji dominira na niskim energijama od nekoliko desetina keV i za mali redni broj atoma kroz koje zračenje prolazi, ali je dominantan i za energije od nekoliko stotina keV kod velikih rednih brojeva. Ovo nam daje veoma značajnu informaciju u projektovanju zaštitnih barijera. Da bismo u potpunosti zaustavili snop zračenja, najefikasnije je barijere praviti od materijala sa visokim rednim brojem. Dok će dominantna interakcija zračenja koje prolazi kroz meka tkiva čoveka u veoma širokom energetskom intervalu biti Komptonov efekat.

**2.INSTITUT ZA ONKOLOGIJU VOJVODINE SREMSKA KAMENICA**

	Zapažanja	Zaključak
<b>Podaci o rendgen-aparatu</b>	HOLOGIC Dimensions, aparat za mamografiju. Parametri : 29 kVp, 124 mAs	Selenia
<b>Opis prostorije u kojoj je smešten aparata:</b>	Lokacija prostorije je prizemlje, izvršeno ojačanje zidova i vrata,pod-vinaz, veštačke ventilacije nema,tačna površina prostorije nije zavedena.	Površina prostorije mora biti veća od 12m <sup>2</sup> ,po zakonskoj regulativi.
<b>Zaštitna sredstva</b>	Zaštitna sredstva koja služe da bi se zaštитilo profesionalno izloženo lice, postoje.	Zaštitna sredstva su Pb gumene rukavice,olovna kecelja, zaštitni paravani ,zaštitna stolica.Takođe je veoma važno da snop bude centriran da se tkivo koje nije od interesa ne bizračilo besporebno i da bismo sprečili nepotrebno rasejano zračenje.
<b>Evidencija o korišćenju RTG aparata:</b>	Poslednji pregled aparata uređen prošle godine, postoje; Postoji evidencija o rezultatima ličnih dozimetara.	Kontrole i kalibriranje aparata mora se raditi godišnje jednom , to je jedina zamerka u ovoj tački analize.
<b>Izmerene jačine ambijentalnog ekvivalenta doze oko RTG aparata:</b>	Fon 0.10 µSv/h, pacijent, 29 kV, 180 mAs, fantom Na mestu rukovaoca: 0.12 µSv/h Čekaonica i hodnik:0.10µSv/h	Jačine ambijentalnog ekvivalenta doze su zadovoljavajuće i u skladu sa propisima.
<b>Ostalo</b>	Ostali podaci: Broj pacijenata dnevno 12-15, broj ekspozicija 48-60.Trajanje do 1 s.	Zaposleni rade u kontrolisanoj zoni zračenja i obavezni su da nose lične dozimetre (Zakon o zaštiti od ionizujućeg zračenja i nuklearnoj sigurnosti (Sl. glasnik 36/09)).
	<u>Možemo iz priloženih rezultata zaključiti da je sve u skladu sa propisima i da se može izdati dozvola za korišćenje mamografa.</u>	

## 3. Dom zdravlja „Dr Đorđe Bastić“-Srbobran

	Zapažanja	Zaključak
<b>Podaci o rendgen-aparatu</b>	Tip uređaja : mamograf Filtracija 0.5mm Be Parametri 40 kV Površina :20m <sup>2</sup> Lokacija:prizemlje Ojačanje zidova i vrata :ne Rastojanje RTG cevi od zidova 1m. Visina :3m Pod je od keramičkih pločica	Površina prostorije je u skladu sa zakonskom regulativom.
<b>Zaštitna sredstva</b>	Zaštitna sredstva koja služe da bi se zaštитilo profesionalno izloženo lice, postoje. Postoji parava, zaštitna kragna,snop je centriran. Ne postoje olovne rukavice.	Zaštitna sredstva su Pb gumene rukavice, olovna kecelja, zaštitni paravani, zaštitna stolica. Takođe je veoma važno da snop bude centriran da se tkivo koje nije od interesa ne bizračilo besporebno i da bismo sprečili nepotrebno rasejano zračenje. Bilo bi poželjno da se nabave zaštitne olovne rukavice.
<b>Evidencija o korišćenju RTG aparata:</b>	Poslednji pregled aparata uređen prošle godine, postoje; Postoji evidencija o rezultatima ličnih dozimetara.	Ispunjeni su svi zahtevi
<b>Izmerene jačine ambijentalnog ekvivalenta doze oko RTG aparata:</b>	Fon 0.10 µSv/h, fantom, 29 kV, 180 mAs, fantom Na mestu rukovaoca: 0.14 µSv/h Čekaonica i hodnik: 0.14 µSv/h Hodnik: 0.12 µSv/h, Ulaz 0.10 µSv/h	Jačine ambijentalnog ekvivalenta doze su zadovoljavajuće i u skladu sa propisima.
<b>Ostalo</b>	Ostali podaci: Broj pacijenata dnevno 8.	Pošto su se u ovoj prostoriji nalazila dva renndgen aparata, moramo se podsetiti pravila da u jednoj prostoriji mogu biti dva rendgen aparata izuzetno ,pod uslovom da se podesnim električnim povezivanjem isključi mogućnost istovremene upotre oba aparata. Kada se uzmu svi podaci dati u tabeli ,zaključujemo da može da se izda dozvola za korišćenje.

4. Dom zdravlja „Bački Petrovac“

	Zapažanja	Zaključak
<b>Podaci o rendgen-aparatu</b>	Tip uređaja : mamograf Filtracija 0.5mm Be Parametri 40 kV,4 mA	
<b>Opis prostorije u kojoj je smešten aparat:</b>	Površina :18m <sup>2</sup> Lokacija:prizemlje Ojačanje zidova i vrata :ne Rastojanje RTG cevi od zidova 1m. Visina :2.5m Pod je od keramičkih pločica	Površina prostorije je u skladu sa zakonskom regulativom.
<b>Zaštitna sredstva</b>	Zaštitna sredstva koja služe da bi se zaštитilo profesionalno izloženo lice, postoje. Postoji paravan, zaštitna kragna,olovne rukavice, zaštitna stolica,snop je centriran. .	Zaštitna sredstva su Pb gumene rukavice,olovna kecelja, zaštitni paravani ,zaštitna stolica.Takođe je veoma važno da snop bude centriran da se tkivo koje nije od interesa ne bizračilo besporebno i da bismo sprečili nepotrebno rasejano zračenje.
<b>Evidencija o korišćenju RTG aparata:</b>	Poslednji pregled aparata uređen pre četiri godine; Postoji evidencija o rezultatima ličnih dozimetara.	Pregled, kalibracija i standardizacija aparata mora se raditi godišnje jednom.
<b>Izmerene jačine ambijentalnog ekvivalenta doze oko RTG aparata:</b>	Fon 0.12 µSv/h, fantom, Na mestu rukovaoca: 0.14 µSv/h Hodnik u pravcu snopa :0.14µSv/h Hodnik van snopa:0.14 µSv/h, Na mestu tehničara :0.14µSv/h Na mestu lekara:0.13 µSv/h Vrata od hodnika :0.14 µSv/h Čekaonica:0.12µSv/h	Jačine ambijentalnog ekvivalenta doze su zadovoljavajuće i u skladu sa propisima.
<b>Ostalo</b>	Ostali podaci: Broj pacijenata dnevno 8.	Kada se uzmu svi podaci dati u tabeli ,zaključujemo da može da se izda dozvola za korišćenje.

5.Dom zdravlja -Mladenovac

	Zapažanja	Zaključak
<b>Podaci o rendgen-aparatu</b>	Tip uređaja : mamograf Filtracija 0.5mm Al Parametri 30kV,27 mA	
<b>Opis prostorije u kojoj je smešten aparat:</b>	Površina :33m <sup>2</sup> Lokacija:prizemlje Ojačanje zidova i vrata :da Visina :3.5m Pod je od keramičkih pločica	Površina prostorije je u skladu sa zakonskom regulativom.
<b>Zaštitna sredstva</b>	Zaštitna sredstva koja služe da bi se zaštитilo profesionalno izloženo lice, postoje. Postoji paravan, zaštitna kragna,olovne rukavice, zaštitna stolica,snop je centriran. .	Zaštitna sredstva su Pb gumene rukavice,olovna kecelja, zaštitni paravani ,zaštitna stolica.Takođe je veoma važno da snop bude centriran da se tkivo koje nije od interesa ne bizračilo besporebno i da bismo sprečili nepotrebno rasejano zračenje.
<b>Evidencija o korišćenju RTG aparata:</b>	Poslednji pregled aparata uređen pre godinu dana; Postoji evidencija o rezultatima ličnih dozimetara.	Pregled, kalibracija i standardizacija aparata mora se raditi godišnje jednom.
<b>Izmerene jačine ambijentalnog ekvivalenta doze oko RTG aparata:</b>	Fon 0.10 µSv/h, pacijent,28kV,58mA Na mestu rukovaoca: 0.12 µSv/h  Kabina:0.10µSv/h Prostorija za ultrazvuk 0.12µSv/h Čekaonica –vrata 0.10µSv/h Prostorija hitne službe 0.11µSv/h Lekarska soba:0.11µSv/h	Jačine ambijentalnog ekvivalenta doze su zadovoljavajuće i u skladu sa propisima.
<b>Ostalo</b>	Ostali podaci: Broj pacijenata dnevno 51.	Kada se uzmu svi podaci dati u tabeli ,zaključujemo da može da se izda dozvola za korišćenje.

## Zaključak

U radu je prikazana optimizacija zaštite u mamografiji. Opisan je princip rada i značaj mamografske procedure u ranom otkrivanju kancera dojke. Opisani su osnovni načini interakcije zračenja sa tkivom dojke. Takođe je u kratkim crtama dotaknuta tema kvaliteta slike i načina procenjivanja dijagnoze. Opisane su i doze zračenja u mamografiji. Kako bismo se mogli pozabaviti temom zaštite od zračenja i proračunima debljine barijera posebna pažnja je skrenuta na NCRP-147 u kome se opisuju sve neophodne činjenice koje su bile upotrebljene u računanju debljina zaštitnih barijera (kerma, transmisioni faktor, okupacioni faktor).

Na samostalno osmišljenim tlocrtima urađeni su proračuni debljina zaštitnih barijera kako bi se optimizovala zaštita stručno izloženih lica u toku mamografske procedure. Uzimajući u obzir rezultate testova (dati u Prilogu) razmotreno je da li je sala za mamografiju ispunila sve zahteve da bi dobila dozvolu za rad.

#### **14 Literatura:**

- 1.NCRP REPORT No.149 „ A guide to mammography and other breast imaging procedures“
- 2.NCRP REPORT No.147. Structural Shielding Design for Medical X-Ray Imaging Facilities
- 3.SRPS EN 61223-3-2 „ Vrednovanje i redovna ispitivanja u odeljenjima za medicinsko snimanje- Deo 3-2 Prijemna ispitivanja- Imidžing performanse mamografskih rendgen –aparata
4. „ Radiation safety in mammography examinations“
- 5.IAEA „Training Material on Radiation Protection in Diagnostic and Interventional Radiology“
6. Optimization of the radiological protection of patients: Image quality and dose in mammography“- coordinated research in Europe
- 7.Olivera Ciraj – Kontrola kvaliteta u mamografiji i doza za pacijente
8. Dr Miodrag Krmar (2013.)“ Uvod u nuklearnu fiziku“
- 9.Perry Sprawls „ Mammography Physics and Technology for effective clinical imaging “



### Kratka biografija kandidata

Ina Kovač rođena je 1.2.1993. godine u Kikindi. Osnovnu školu je završila u svom rodnom selu, Banatskoj Topoli. U Kikindi je završila srednju medicinsku školu „Miloš Crnjanski“. Nakon položene mature upisuje medicinsku fiziku na Prirodno-matematičkom fakultetu u Novom Sadu. Diploirala je 2016. godine. Nakon diplomiranja se udala i zaposlila. Trenutno radi kao profesor fizike u gimnaziji „Dušan Vasiljev“ u Kikindi.

UNIVERZITET U NOVOM SADU  
PRIRODNO MATEMATIČKI FAKULTET

KLJUČNA DOKUMENTACIJSKA INFORMACIJA

Redni broj:

**RBR**

Identifikacioni broj:

**IBR**

Tip dokumentacije:

**TD**

Monografska dokumentacija

**TZ**

Tekstualni štampani materijal

Vrsta rada:

**VR**

Master rad

Autor:

**AU**

Ina Kovac

Mentor:

**MN**

Dr Nataša Todorović

Naslov rada:

**NR**

Optimizacija zaštite u mamografiji

**JP**

Jezik publikacije:

Srpski (latinica)

**JI**

Jezik izvoda:

s/en

**ZP**

Zamlja publikovanja:

Republika Srbija

**UGP**

Uže geografsko područje:

Vojvodina

**GO**

Godina:

2017.

**IZ**

Izdavač:

autorski reprint

**MA**

Mesto i adresa:

Novi Sad, Trg D. Obradovića 4,

**FO**

Fizički opis rada:

(10/47/8/8/29/0/0)

**NO**

Naučna oblast:

Zaštita od ionizujućeg zračenja

**ND**

Naučna disciplina:

Nuklearna fizika

Predmetne odrednica:

Projektovanje zaštitnih barijera, ionizujuće zračenje,

Ključne reči:

zaštita od zračenja, zaštitne barijere

**PO**

mamograf

**UDK**

Čuva se:

Biblioteka departmana za fiziku, Trg D. Obradovića 4, Novi Sad

**ČU**

# Ina Kovač

---

Važna napomena: nema  
**VN**

Izvod: U radu je stavljena akcenat na optimizaciju zaštite u mamografiji  
**IZ**

Datum prihvatanja teme  
od strane NN veća: jun 2017.  
**DP**

Datum odbrane: jul 2017  
**DO**

Članovi komisije:  
**KO**

Predsednik: Dr Maja Stojanović  
Član: Dr Nataša Todorović  
Član: Dr Jovana Nikolov

UNIVERSITY OF NOVI SAD  
FACULTY OF NATURAL SCIENCES & MATHEMATICS  
KEY WORDS DOCUMENTATION

Accession number:

ANO

Identification number:

INO

Document type: Monograph documentation

DT

Type of record: Textual printed material

TR

Contents code: Graduation thesis

CC

Author: Ina Kovač

AU

Mentor: Dr Nataša Todorović

MN

Title: Optimization of radiation protection in mammography

TI

Language of text: Serbian (Latin)

LT

Language of abstract: en/s

LT

Country of publication: Republic of Serbia

CP

Locality of publication: Vojvodina

LP

Publication year: 2017.

PY

Publisher: Author's reprint

PU

Publ. place: Novi Sad, Trg D. Obradovića 4

PP

Physical description: (10/47/8/8/29/0/0)

PD

Scientific field: Ionising radiation protection

SF

Scientific discipline: Nuclear physics

SD

Subject Key words: Designing protective barriers,mamogr

radiation protection, protective barriers

Mammography

Holding data: Department of Physics library, Trg D. Obradovića 4, Novi Sad

HD

# Ina Kovač

---

Note:

N

Abstract: Final paper focuses on Optimization of radiation protection in mammography

AB

Accepted on Scientific board on:

AS

Defended: jun 2017

DE

Thesis Defend board: jul 2017

DB

President:prof . Dr Maja Stojanović

Member: prof.Dr Nataša Todorović

Member: doc.Dr Jovana Nikolov