



UNIVERZITET U NOVOM SADU
PRIRODNO-MATEMATIČKI
FAKULTET
DEPARTMAN ZA FIZIKU



KOMPARACIJA ODZIVA DETEKTORA JONIZUJUĆEG ZRAČENJA U REFERENTNIM POLJIMA ZRAČENJA ZA MAMOGRAFIJU

-master rad-

Mentor: profesor dr Nataša Todorović

Student: Vera Veljanoivić

Komentor: dr Nikola Kržanović

Novi Sad, 2023.

Ovim putem se zahvaljujem svojim mentorima prof. dr Nataši Todorović i dr Nikoli Kržanoviću na podršci i pomoći pri izradi master rada. Kao i Institutu za nuklearne nauke „Vinča“ uz čiju je saradnju rad realizovan.

Sadržaj

1. Uvod.....	5
2. Rendgensko zračenje.....	6
2.1. Dobijanje rendgenskog zračenja.....	6
2.2. Interakcija rendgenskog zračenja sa materijom.....	7
2.2.1. Fotoelektični efekat.....	8
2.2.2. Komptonov efekat.....	11
3. Mamografski uređaj.....	14
3.1. Rendgenska cev i filteri.....	15
3.2. Kompresija.....	17
3.3. Rešetke.....	17
3.4. AEC (automatska kontrola ekspozicije).....	18
3.5. HVL (debljina poluslabljenja).....	18
3.6. Prijemnici slike.....	19
3.6.1. Film-ekran analogna mamografija (Screen film mammography).....	19
3.6.2. Digitalna mamografija.....	20
3.6.3. Poređenje analogne (film-ekran) i digitalne mamografije.....	21
4. Dozimetrijske veličine.....	22
4.1. Apsorbovana doza.....	22
4.2. Kerma.....	22
4.3. Dozimetrijske veličine u mamografiji.....	23
4.3.1. Ulazna kerma u vazduhu.....	24
4.3.2. Ulazna kerma u vazduhu po površini.....	24
4.3.3. Srednja glandularna doza.....	25
5. Dozimetrijski uređaji.....	27
5.1. Osobine dijagnostičkih radioloških dozimetara.....	27
5.2. Jonicazione komore.....	29
5.3. Poluprovodnički detektori.....	31

6.	Kontrola kvaliteta u mamografiji	33
7.	Cilj rada	35
8.	Postavke eksperimenta	36
8.1.	Postavka eksperimenta	36
8.2.	Izbor uređaja	39
8.3.	Postupak eksperimenta.....	41
8.4.	Procena merne nesigurnosti	41
9.	Rezultati	44
9.1.	Izmerene vrednosti sekundarnim etalonom- jonizaciona komora EXRADIN MAGNA A600 - referentno merilo.....	45
9.2.	Izmerene vrednosti korisničkim uređajem - jonizaciona komora EXRADIN A3	46
9.3.	Izmerene vrednosti korisničkim uređajem - RAYSAFE Xi SA R/F & MAM	48
9.4.	Merenje napona	50
10.	Diskusija i zaključak.....	51
11.	Literatura.....	52

1. Uvod

U dugoj polovini devetnaestog veka postavljeni su temelji dijagnostičke radiologije. Razvojem u oblasti X zračenja fizičari su nastavili da podstiču inovacije u medicinskom snimanju kroz napredovanje tehnologija, uključujući specijalizaciju uređaja za rendgensko snimanje u koje spada i mamografija.

Mamografija je radiografska procedura optimizovana za pregled dojke. Za mnoge žene, mamografija je veoma efikasan način otkrivanja raka dojke u ranoj fazi. Koristi se i za ispitivanje simptomatskih pacijenata, kao dijagnostička mamografija, i za skrining asimptomatskih žena u odabranim starosnim grupama (žene starije od 35 godina). Iako se prvenstveno koristi za otkrivanje i dijagnozu raka dojke, mamografija takođe ima vrednost u prehirurškoj lokalizaciji sumnjivih regiona i u vođenju biopsija.

Sa druge strane, upotreba jonizujućeg zračenja je rizičan deo mamografske procedure. Iz tog razloga, kontrola doze i rizik za visoko radiosenzitivno glandularno tkivo dojke su podjednako važni i svi mamografski pregledi moraju biti opravdani u smislu koristi i rizika. [Stantić T., 2016.] A da bi se procenila što tačnija doza koju primi pacijent potrebni su nam dozimetri koji tačno i precizno mere u različitim uslovima.

2. Rendgensko zračenje

Rendgensko zračenje (X zračenje) pripada elektromagnetnom spektru talasnih dužina od 0,01 do 10 nanometara, tj. njihove energije se kreću od 124 keV do 124 eV. Osnovna razlika između gama i X zraka je u samom načinu nastajanja. X zraci nastaju u elektronskom omotaču atomskog jezgra dok gama zraci nastaju u jezgru atoma.

Apsorpcija rendgenskih zraka u tkivima i organima, na osnovu njihovih atomskih osobina, osnova je za različite metode snimanja koje se koriste u dijagnostičkoj radiologiji. Principi u proizvodnji rendgenskih zraka ostali su isti od njihovog otkrića. Međutim, mnogo usavršavanja je uloženo u dizajn rendgenskih cevi da bi se postigle performanse potrebne za današnje radiološke preglede.

2.1. Dobijanje rendgenskog zračenja

Kada se elektroni ubrzaju do energije većih od 5 keV i zatim se usmere na ciljnu površinu, može doći do emisije rendgenskih zraka. Rendgenski zraci uglavnom potiču od naglog usporavanja elektrona kada stupaju u interakciju sa jezgrom ciljnih atoma. Ovi rendgenski zraci su poznati kao 'Bremsstrahlung' ili zakočno zračenje. Energetski spektar ovako emitovanog zračenja je kontinualan. Energija emitovanog zračenja raste sa porastom energije elektrona i atomskim brojem materijala u kome se vrši usporavanje. [Todorović N., 2009.]

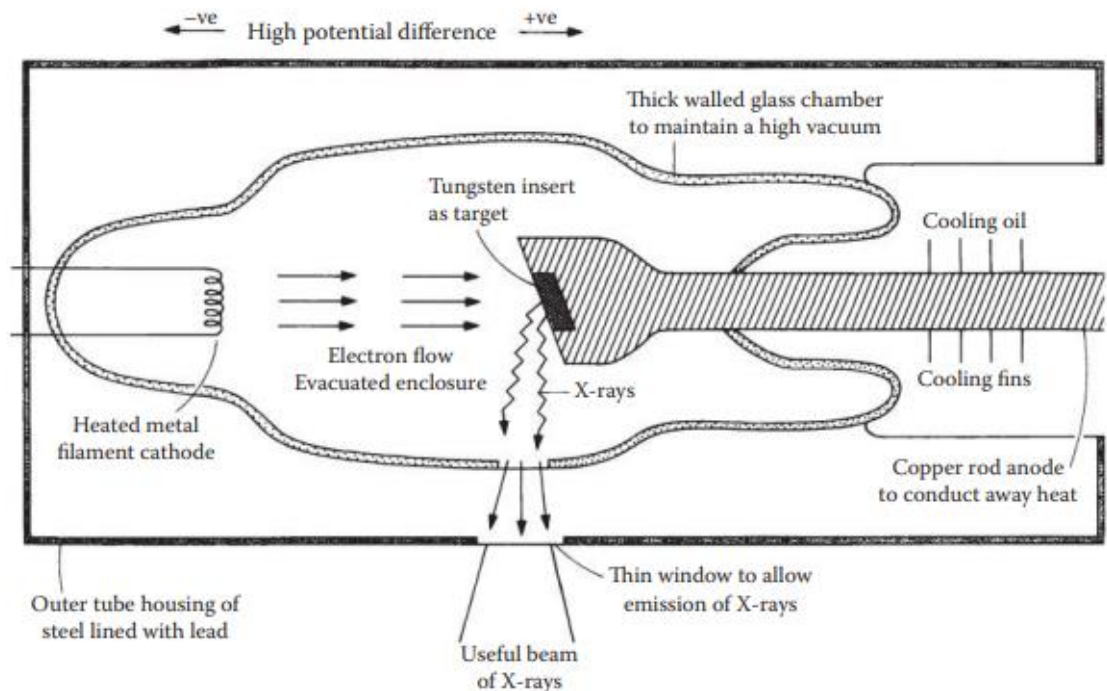
Pored zakočnog zračenja, postoji i karakteristično zračenje. Ono nastaje kada dolazi do deeksitacije elektrona. Ubrzan elektron izbacuje elektron iz neke od unutrašnjih ljuski atoma i ostavlja atom u eksitovanom stanju i njegov spektar linijski (tačno određene energije). Naime, izbijanjem elektrona sa nekog od elektronskih nivoa u atomu mete, nastaje prazno mesto koje se popunjava prelaskom elektrona sa nekih od viših elektronskih nivoa u atomu. Tom prilikom se emituje energija u vidu fotona karakterističnog X zračenja, čija energija odgovara energiji prelaza (razlici u energijama nivoa između kojih se prelaz vrši). [Todorović N., 2009.]

Merenja pokazuju, da se oko 99% energije elektrona koji padaju pri tome na površinu antikatode pretvara u toplotu i antikatoda se jako zagreva. Većina elektrona vrši elastične sudare sa česticama materije povećavajući njihovu kinetičku energiju, čime se srednja vrednost kinetičke energije materijala antikatode povećava, a time i njena temperatura. Samo 1% snage se pretvara u energiju X zračenja. [Janjić I., 1992.]

U većini slučajeva X zraci se proizvode u rendgenskim cevima. U osnovi rendgenska cev je pretvarač energije, ona prima električnu energiju i pretvara je u rendgensko zračenje i toplotnu energiju, koja je nus proizvod.

Osnovne karakteristike jednostavne rendgenske cevi su:

1. Zagrejana metalna nit koja obezbeđuje snabdevanje elektronima termoionskom emisijom i deluje kao katoda,
2. Evakuisana staklena cev preko koje se može primeniti razlika potencijala,
3. Metalna anoda (meta) sa visokom efikasnošću za konverziju energije elektrona u rendgenske zrake,
4. Aluminijski filteri koji treba da apsorbuju zračenje niskih energija,
5. Sve ovo se nalazi u olovnom kućištu.



Slika 1 Šematski prikaz rendgenske cevi

2.2. Interakcija rendgenskog zračenja sa materijom

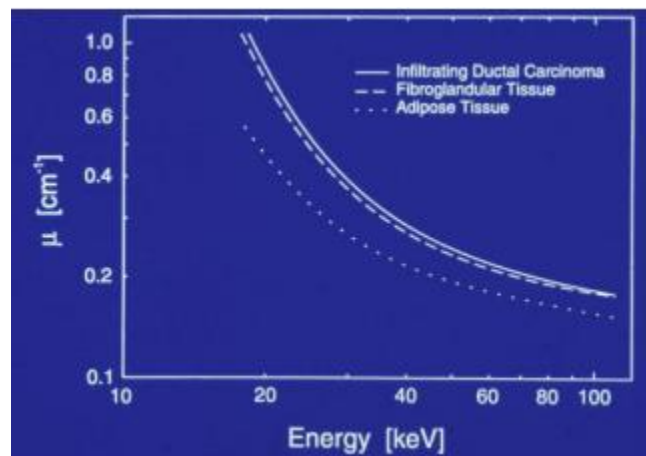
Interakcija rendgenskih zraka sa tkivom igra značajnu ulogu u dijagnostičkim pregledima. Postoje tri osnovne interakcije elektromagnetnog zračenja sa materijom, a to su:

Komparacija odziva detektora jonizujućeg zračenja u referentnim poljima zračenja za mamografiju

1. Fotoelektrični efekat
2. Rasejanje elektromagnetnog zračenja (Komptonovo rasejanje, Tomsonovo rasejanje i Rejljevo rasejanje)
3. Stvaranje parova.

U ovom radu razmotrićemo samo one interakcije koje su bitne u dijagnostičkoj radiologiji, a to su fotoelektrični efekat i Komptonovo rasejanje.

U mamografiji se koriste niske energije X zračenja (oko 20 keV) jer su za njih koeficijenti atenuacije različitih tkiva u unutrašnjosti dojke veći (slika 2), odnosno tkivo dojke više slabi X zračenje, blokira više čestica X zračenja pa se bolje oslikava na filmu - dobijamo veći kontrast. [Stanković, I. 2012.]



Slika 2 Vrednosti koeficijenta atenuacije za različita tkiva dojke u zavisnosti od energije X zračenja

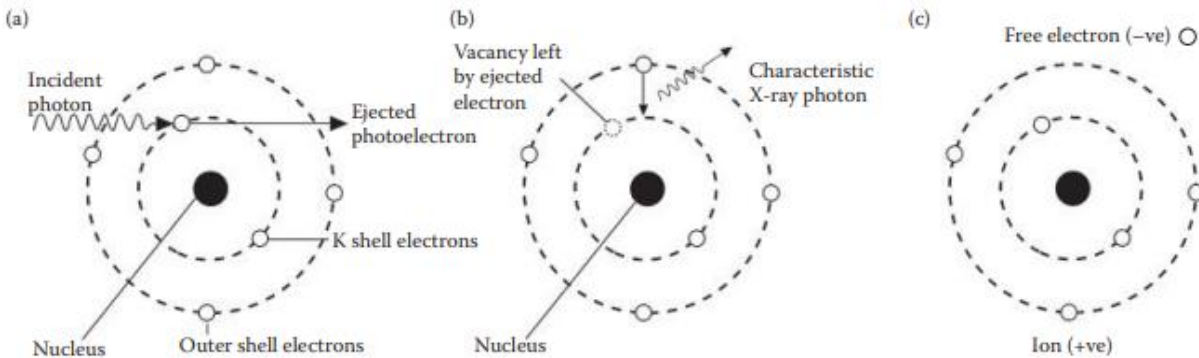
2.2.1. Fotoelektrični efekat

Na nižem kraju dijagnostičkog opsega energija fotona, fotoelektrični efekat je dominantan proces. Sa tačke gledišta snimanja, ovo je najvažnija interakcija koja se može desiti između rendgenskih zraka i vezanih elektrona.

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

$$E_e = E_f - E_v$$

gde je E_f energija koju je foton posedovao pre interakcije, a E_v je energija veze orbitalnog elektrona. [Krmar M., 2013.]

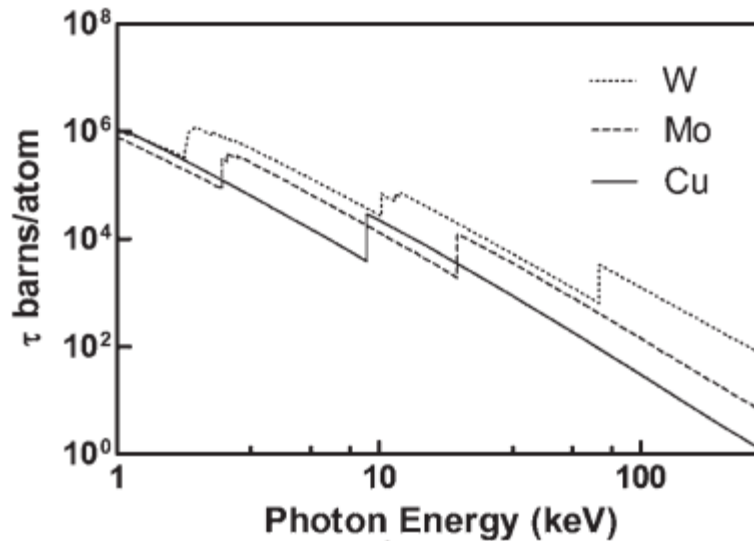


Slika 3 Šematski prikaz fotoelektričnog efekta

Na slici 3. vidimo šematski prikaz fotoelektričnog efekta, (a) Upadni foton izbacuje elektron ostavljajući prazno mesto u omotaču. (b) Elektron veće energije popunjava prazno mesto i emituje karakteristični rendgenski foton. (c) Proizvedeni pozitivno naelektrisan jonski par i slobodni elektron (jonski par).

Dakle, energija fotona se utroši na rad potreban da se elektron izbacuje iz atoma kao i na njegovu kinetičku energiju. Fotoelektrični efekat moguć je samo na vezanom elektronu što je uslovljeno zakonom održanja impulsa. Neophodno je da još jedno telo na sebe preuzme deo impulsa fotona (u ovom slučaju to je atom).

Efikasni presek, mera verovatnoće nastanka fotoefekta, se smanjuje kako raste energija, uz nekoliko oštih skokova na energijama koje odgovaraju energijama veze orbitalnih elektrona. Ukoliko foton poseduje energiju koja je znatno viša od energije veze K- elektrona, onda je verovatnoća za fotoefekat relativno mala. Kako se energija fotona smanjuje, verovatnoća fotoefekta raste da bi dostigla lokalni maksimum baš za energije fotona koje su jednake vezivnoj energiji K-elektrona.



Slika 4 Zavisnost efikasnog preseka od energije fotona

Teoretski, fotoefekat može da se odigra na svakom pojedinačnom orbitalnom elektronu, ali se verovatnoća odvijanja ovog procesa razlikuje od elektrona do elektrona. Što je energija veze elektrona bliža energiji fotona elektron će biti čvršće vezan, pa je i verovatnoća dešavanja fotoefekta na takvom elektronu viša. I obrnuto, ako foton poseduje energiju znatno višu od energije veze elektrona, verovatnoća za fotoefekat je mala, pošto se sa aspekta energije fotona elektroni ne mogu smatrati dovoljno čvrsto vezanim da bi se fotoefekat odigrao. Ukoliko je energija fotona neznatno niža od energije veze K-elektrona, foton neće imati mogućnost da ga izbaciti iz atoma pa se verovatnoća fotoefekta naglo smanjuje. Na tim energijama moguć je samo fotoefekat na L i M-elektronima. S obzirom da ovde foton ima znatno višu energiju od energija kojim su vezani L i M-elektroni, efikasni presek za fotoefekat ponovo ima nisku vrednost. No kako se energija fotona približava energiji veze L-elektrona, vrednost efikasnog preseka raste i dobija se još jedan maksimum, kada je energija fotona upravo jednaka energiji veze elektrona na L-ljusci. Nakon maksimuma, idući ka nižim energijama, efikasni presek naglo opada pošto fotoni nemaju dovoljnu energiju da izbace L-elektrone. Lako je zaključiti da se situacija na identičan način ponavlja i sa M-elektronima.

Stoga, ne samo da je fotoefekat moguć jedino na vezanom elektronu, nego je i verovatnoća za njegovo odvijanje utoliko veća ukoliko vezivna energija elektrona ima višu vrednost. Ako foton poseduje dovoljno visoku energiju, najveća će verovatnoća biti da se fotoefekat odigra baš na elektronima koji se nalaze na K ljusci. Verovatnoća za fotoefekat na K ljusci je oko 5 puta veća od verovatnoće za da se isti proces odigra na L ljusci, a otprilike 20 puta veća od verovatnoće fotoefekta na M ljusci. Procena je da se oko 80% od svih 18 fotoefekata

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

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

$$\sigma_{fe} \sim \frac{Z^5}{E^{7/2}} \quad \text{za } E_f > E_V^K$$

$$\sigma_{fe} \sim \frac{Z^5}{E} \quad \text{za } E_f \gg E_V^K$$

Nakon što jedan od elektrona bude izbačen iz atoma u procesu fotoelektričnog efekta, na njegovo mesto dolazi elektron sa neke od viših orbitala. Tom prilikom dolazi do emisije zračenja. Ukoliko se taj proces odigrao na K elektronu, emitovana radijacija za većinu elemenata, osim onih najlakših, biva u oblasti rendgenskog zračenja. To je takozvano karakteristično rendgensko zračenje, koje uvek neizbežno prati proces fotoelektričnog efekta. Ponekad je moguće da atom umesto emisije fotona koja bi usledila nakon popunjavanja praznog mesta na nekoj od orbitala, energiju pobude direktno preda nekom od elektrona iz omotača i na taj način siđe u osnovno energetska stanje. Elektroni emitovani na ovaj način se nazivaju Ožerovi elektroni. [Krmar M., 2013.]

2.2.2. Komptonov efekat

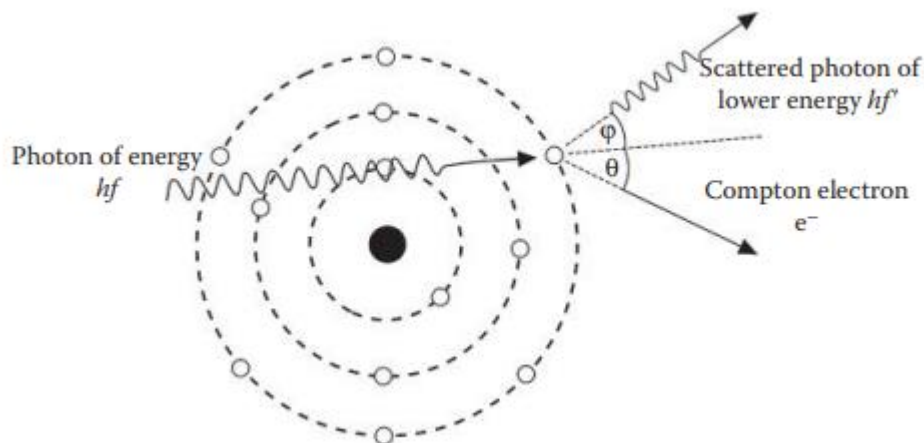
Komptonovo rasejanje se može opisati kao elastično rasejanje fotona, kao čestice na slobodnom elektronu. Na osnovu zakona održanja energije i impulsa primenjenog na elastični

sudar dobija se odlična saglasnost računskih sa eksperimentalnim rezultatima. Energija fotona koji se rasejao pod uglom θ se može izraziti kao:

$$E = \frac{E_{f_0}}{1 + \frac{E_{f_0}}{mc^2}(1 - \cos\theta)}$$

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

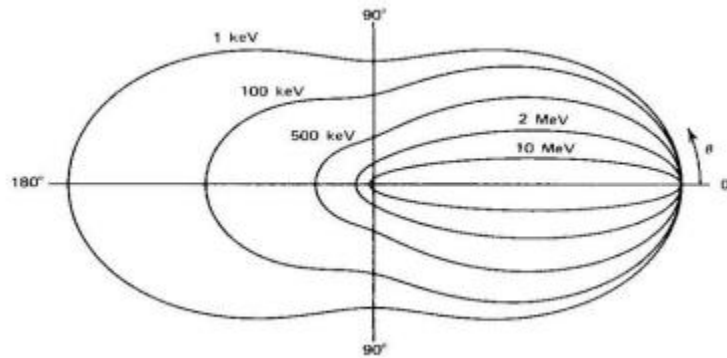
$$E \approx \frac{E_{f_0}}{1 - \cos\theta}$$



Slika 5 Šematski prikaz Komptonovog rasejanja

Diferencijalni efikasni presek, kao verovatnoća skretanja pod datim uglom za rasejanje fotona na jednom elektronu, izveli su Klajn i Nišina. Na osnovu njega moguće je odrediti kako verovatnoću rasejanja fotona pod nekim uglom, tako i intenzitet zračenja koje će se rasejati pod datim uglom, u zavisnosti od energije upadnog fotona. Ova ugaona zavisnost intenziteta

rasejanog zračenja prikazana je na slici 5. Za male energije, verovatnoća rasejanja fotona je simetrična, tj. jednaka je verovatnoća da će foton biti rasejan unapred kao i unazad. Kako energija fotona raste, ova distribucija se pomera ka unapred (u pravcu i smeru kretanja upadnog fotona), da bi za visoke energije imali slučaj da su gotovo svi fotoni nakon rasejanja usmereni ka napred.



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

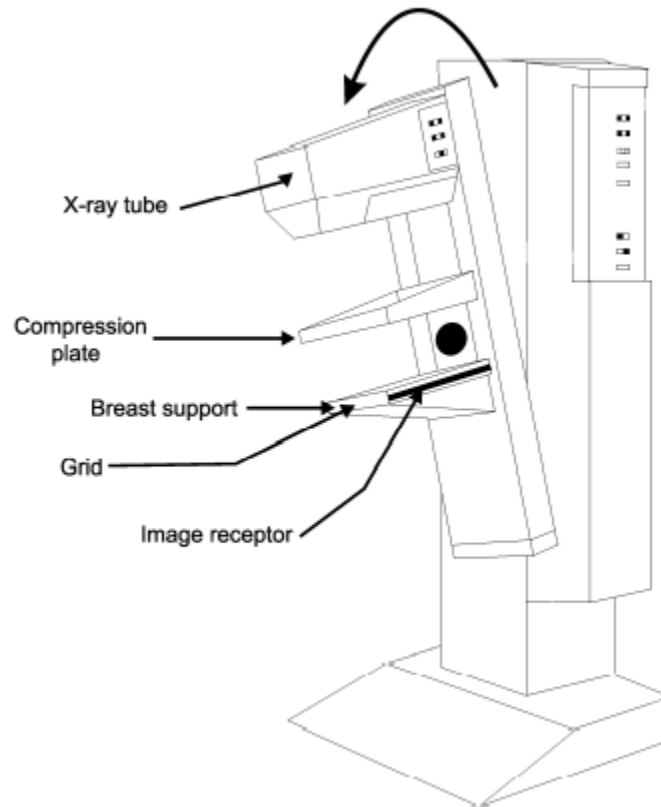
Na osnovu Klajn-Nišinine relacije, moguće je odrediti ukupni efikasni presek za Komptonovo rasejanje, integracijom po svim mogućim uglovima rasejanja. Dobija se relativno komplikovana relacija, koja se često uprošćava na taj način što se odvojeno posmatraju različite energetske oblasti. Za sve obrasce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

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

Dakle, i verovatnoća Komptonovog efekta se smanjuje sa porastom energije fotona, ali u mnogo manjoj meri nego što je to bio slučaj sa fotoelektričnim efektom. Osim toga, verovatnoća Komptonovog efekta manje zavisi od rednog broja materijala, u odnosu na fotoelektrični efekat. [Krmr M., 2013.]

3. Mamografski uređaj

Mamografija je dijagnostička metoda za snimanje dojki, koji zahteva specifičan rendgen-aparat. Mamografska jedinica se sastoji od rendgenske cevi i prijemnika slike postavljenih na suprotnim stranama uređaja. Pošto se dojka mora snimiti sa različitih aspekata, uređaj se može rotirati oko horizontalne ose, kao što je prikazano na slici 7.



Slika 7 Šematski prikaz mamografskog uređaja

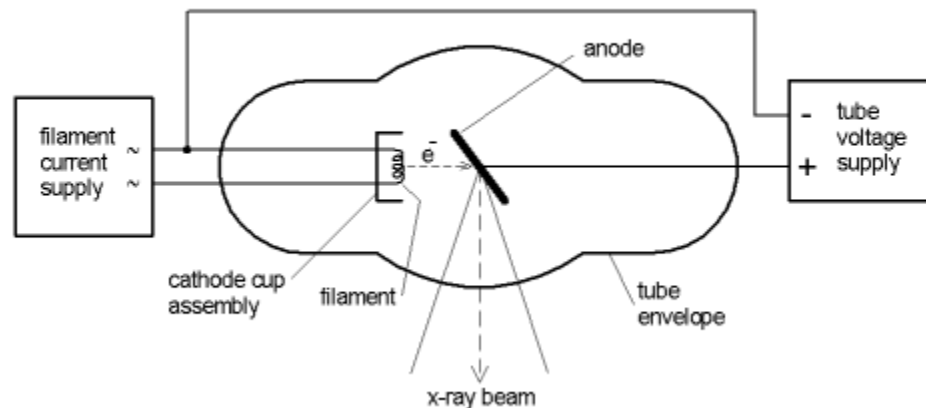
Rendgen-aparat za mamografiju (slika 7) se sastoji od:

- Rendgenske cevi
- uređaja za kompresiju
- rešetke za sprečavanje rasejanog zračenja
- AEC (automatska kontrola ekspozicije)
- prijemnika slike.

3.1. Rendgenska cev i filteri

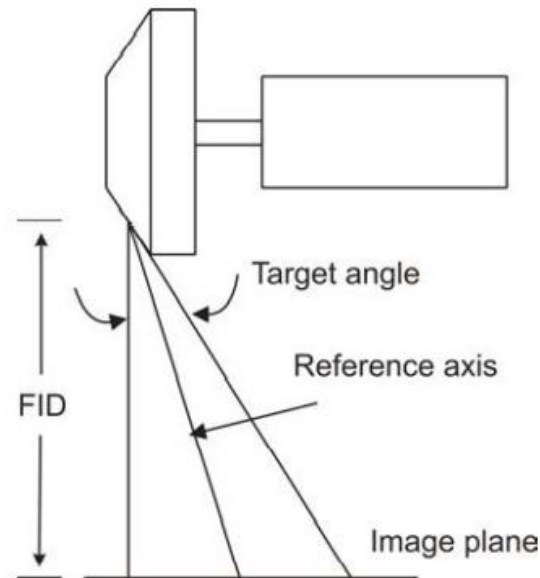
Najvažniji deo rendgenskog aparata je rendgenska cev. Ona je izvor X zračenja i radi na principu pretvaranja električne energije u X zračenje i toplotu, koja je nus proizvod. To je relativno jednostavan električni uređaj, a sastoji se iz staklene cevi u kojoj je visoki vakuum (pritisk gasa reda veličine od $1.3 \cdot 10^{-4}$ Pa do $1.3 \cdot 10^{-5}$ Pa) i dve elektrode, katode i anode.

Katoda je u obliku spirale kroz koju prolazi struja, zagreva se i emituje elektrone. U blizini užarene katode je još jedna elektroda, koja je na negativnom potencijalu i odbija elektrone ka anodi. Anoda je u obliku cilindra koji rotira, načinjena najčešće od molibdena. Deo površine anode, koja se naziva fokus rendgenske cevi i koju pogađaju elektroni, postavljena je pod uglom u odnosu na snop elektrona. Energija elektronskog snopa na anodi malim delom prelazi u redgensko zračenje (oko 1-2%), a najvećim delom prelazi u toplotu. Kako električna energija prolazi kroz cev od katode prema anodi, elektroni podležu gubitku energije, a to rezultuje X zračenjem. [Obradović D., 2013.]



Slika 8 Šematski prikaz rendgenske cevi

U mamografiji, rendgenska cev je raspoređena tako da je katodna strana cevi uz zid grudnog koša pacijenta, jer je najveći intenzitet rendgenskih zraka dostupan na strani katode i slabljenje rendgenskih zraka od strane pacijenta je generalno veće blizu zida grudnog koša. Često u snimanju dojke mogu postojati različiti ciljni uglovi u zavisnosti od veličine fokusa. Pored toga, ugao same rendgenske cevi može se promeniti u skladu sa izborom veličine fokusa i ciljanog materijala.



Slika 9 Geometrija rendgenske cevi kod mamografije

Kao i u opštoj radiografiji, pokušava se definisati spektar koji obezbeđuje energije koje daju odgovarajući kompromis između doze zračenja i kvaliteta slike. U mamografiji, oblik spektra se kontroliše podešavanjem napona cevi, izborom ciljnog materijala i vrstom i debljinom metalnog filtera postavljenog između rendgenske cevi i dojke.

Strategije za poboljšanje rendgenskog spektra za filmsku mamografiju i digitalnu mamografiju su prilično različite. U mamografiji sa ekranskim filmom, kontrast prikazane slike je ograničen fiksnim gradijentom filma, dok je kod digitalne mamografije kvalitet prikazane slike ograničen odnosom signala i šuma slike (SNR). Koristeći monoenergetske modele mamografskog snimanja, sugerisano je da je optimalna energija za snimanje filma između 18 i 23 keV, u zavisnosti od debljine i sastava dojke. Utvrđeno je da za dojke tipične debljine i sastava, karakteristični rendgenski zraci od molibdena i rodijuma daju dobre performanse snimanja za mamografiju na ekranu.

Iz tog razloga, na većini mamografskih aparata su dostupne rendgenske cevi od molibdena i/ili rodijuma. Pošto se kontrast digitalnih slika može kontrolisati tokom prikaza slike, veće energije mogu biti optimalnije za digitalnu mamografiju te zbog toga neke mašine za digitalnu mamografiju obezbeđuju cevi opremljene volframovim metama.

Metalni filteri se koriste u mamografiji da obezbede selektivno uklanjanje niske energije X zraka pre nego što zrak padne na pacijenta. Molibdenska anoda u rendgenskoj cevi se obično koristi sa molibdenskim filterom debljine 30–35 μm . Ovaj filter deluje kao energetska prozora obezbeđujući veće slabljenje rendgenskih zraka i pri niskim energijama i iznad K apsorpcione ivice

na 20 keV, dok dozvoljava da rendgenski zraci karakteristični za molibden iz mete i rendgenski zraci slične energije proizvedene zakočnim zračenjem prođu kroz filter.

Spektri molibdena su relativno pogodni za snimanje dojki prosečne atenuacije, nešto veće energije su poželjne za snimanje gušćih grudi koje samim tim imaju i veću atenuaciju. Ovaj problem se rešava upotrebom filtera većeg atomskog broja od molibdena. U tim slučajevima se može koristiti filter napravljen od rodijuma dok je meta izrađena od molibdena (Mo/Rh). U nekim slučajevima za oblikovanje spektra volframove mete koriste se filteri sastavljeni od aluminijuma, rodijuma ili srebra.

3.2. Kompresija

Rendgenski aparat koji se koristi za mamografiju opremljen je uređajem za kompresiju dojke, koji se nalazi između rendgenske cevi i grudi. Postoji nekoliko razloga da bi se primenila kompresija na dojke tokom snimanja. Kompresija uzrokuje širenje različitih tkiva dojke, minimizirajući superpoziciju iz različitih ravni i time poboljšavajući uočljivost struktura.

Kompresija takođe smanjuje rastojanje od bilo koje ravni unutar dojke do receptora slike i na taj način smanjuje geometrijsku neoštrinu. Kompresovana dojka obezbeđuje niže opšte slabljenje upadnog snopa rendgenskih zraka, omogućavajući smanjenje doze zračenja. Konačno, kompresija obezbeđuje stezanje, što smanjuje pokrete tokom ekspozicije, čime se smanjuje ovaj izvor neoštrine slike.

3.3. Rešetke

Rešetka za uklanjanje rasejanog zračenja se sastoji od traka olova i međuprostornog materijala male gustine i dizajnirana je da apsorbuje rasute fotone, postavlja se između dojke i receptora slike. U mamografiji se najčešće koriste paralelne linearne rešetke, sa odnosom mreže od 3,5:1 do 5:1. Na savremenoj mamografskoj opremi, rešetka je sastavni deo sistema, a tokom ekspozicije rendgenskim zracima se pomera da bi se zamaglila slika rešetkastih pregrada kako bi se izbegli artefakti koji ometaju mamografiju. Važno je da ovaj pokret bude ujednačen i dovoljne amplitude da bi se izbegle neujednačenosti na slici, posebno za kratke ekspozicije.

Da bi se održao kvalitet slike kada se koristi mreža, potrebno je nadoknaditi gubitke fluensa rendgenskih zraka na prijemu slike koji su uzrokovani apsorpcijom primarnog zračenja od strane rešetke i materijala međuprostora, kao i uklanjanje rasipanja po rešetki. Ovo se ogleda u Bucky faktoru, faktoru, koji u mamografiji može biti i od 2 do 3 što znači da je doza dva do tri puta veća, ali kontrast je poboljšán za oko 40%.

Generalno se smatra da poboljšanje kontrasta slike u analognoj mamografiji i SNR u digitalnoj mamografiji opravdava ovo povećanje doze za dojke. U analognoj mamografiji, prednost rešetke je jasna za guste grudi; međutim, u digitalnoj mamografiji malih ili tankih dojki, poboljšanje odnosa signala i šuma usled smanjenja rasejanja možda neće opravdati povećanje doze usled upotrebe rešetke. Takođe, za digitalnu mamografiju nije neophodno kompenzovati uklanjanje rasejanog zračenja. Ovo omogućava smanjenje Bucky faktora u digitalnoj slici i smanjenje doze.

3.4. AEC (automatska kontrola ekspozicije)

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

Za razliku od AEC u konvencionalnoj radiografiji, kontrolni detektor (senzor) u mamografiji se ne postavlja ispred prijemnika slike, jer bi to dodatno atenuiralo snop X zračenja i detektor bi bacio svoju senku na film (senka je značajna zbog malih energija X zračenja koje se koriste u mamografiji). Odgovarajuću poziciju detektora ispod prijemnika slike bira operater na osnovu karakteristika dojke, posebno prisustva gustih oblasti, a AEC senzor bi trebalo postaviti ispod najgušćeg dela dojke. [Obradović D., 2013.]

Za film mamografiju, veoma je važno i za osvetljenost i kontrast slike da se postigne ciljna optička gustina na slici, dok je kod digitalne mamografije korisnije postići ciljni SNR (odnos signal – šum (Signal to Noise Ratio)).

U sistem se može ugraditi više algoritama koje biraju korisnici kako bi se izbor faktora ekspozicije pomerio prema nižoj dozi ili višem kvalitetu slike, u skladu sa zahtevima ispitivanja. Svi sistemi imaju odgovarajuća ograničenja kako bi se osiguralo da je rad opreme u skladu sa važećim regulatornim ograničenjima doze zračenja i unutar funkcionalnih ograničenja rendgenske cevi, generatora i receptora slike. Ovi zahtevi mogu dovesti do toga da kvalitet slike bude manji od optimalnog u određenim okolnostima.

3.5. HVL (debljina poluslabljenja)

HVL predstavlja debljinu medijuma koja oslabi upadni snop zračenja na 50% upadne vrednosti. HVL je u opsegu od 0.3 mm do 0.45 mm Al za sve vrednosti kVp i sve kombinacije meta/filter koje se koriste u mamografiji. Generalno, HVL raste sa višim naponom i višim rednim brojem mete i filtera. Takođe, zavisi od debljine komprimovane dojke. Za Mo filter i Mo metu na

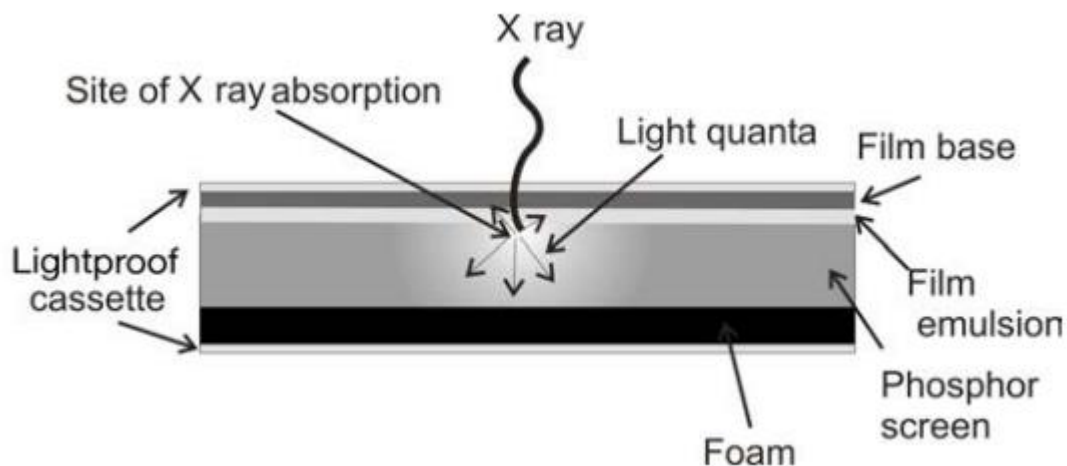
30 kVp, posle prolaska kroz uređaj za kompresiju, HVL je 0.35 mm Al. To odgovara HVL u tkivu dojke od 1cm-2cm, mada tačne vrednosti zavise od sastava dojke (glandularno, fibrozno ili masno tkivo). [Obradović D., 2013.]

3.6. Prijemnici slike

3.6.1. Film-ekran analogna mamografija (Screen film mammography)

U film-ekran mamografiji, fluorescentni intenzivirajući ekran visoke rezolucije koristi se za apsorpciju rendgenskih zraka i pretvaranje uzorka rendgenskih zraka koje prenose dojke u optičku sliku. Ovi ekrani se koriste zajedno sa radiografskim filmom koji ima jednostuki emulzioni premaz i zatvoren je u kasetu otpornu na svetlost. Film je obično dostupan u dve veličine: 18 cm × 24 cm i 24 cm × 30 cm. Uobičajeno je da se koristi najmanja moguća veličina koja obezbeđuje potpunu radiografsku pokrivenost dojke. Kod žena sa velikim grudima može biti potrebno više filmova da bi se dojka u potpunosti prikazala.

Ekran i film su postavljeni kao što je prikazano na slici 10, tako da rendgenski zraci moraju da prođu kroz poklopac kasete i film da bi udarili u ekran. Veći deo rendgenskih zraka apsorbuje se i pretvara u svetlost blizu ulazne površine ekrana.



Slika 10 Šematski prikaz mamografskog ekran-film prijemnika

Emulzija fotografskog filma za mamografiju je prilagođena tako da bude osetljiva na spektar svetlosti koja se emituje sa određenog fosfornog ekrana i na opseg rendgenskih zraka koji izlaze iz dojke. Kao materijal za fluorescentni ekran najčešće se koristi gadolinijum oksisulfid (Gd_2O_2S), jer emituje zelenu svetlost na koju je visoko osetljiv film mamografskog sistema. Mamografski film se obrađuje u automatskom procesoru sličnom onom koji se koristi za opšte radiografske filmove.

3.6.2. Digitalna mamografija

Digitalna mamografija, komercijalno uvedena 2000. godine, može da prevaziđe mnoga tehnička ograničenja film-ekran mamografije. U digitalnoj mamografiji, akvizicija, obrada, prikaz i skladištenje slike se obavljaju nezavisno, omogućavajući optimizaciju svakog od njih. Akvizicija se vrši pomoću detektora X zraka koji imaju širok dinamički opseg. Pošto se slika čuva digitalno, može se prikazati sa kontrastom koji je nezavisan od osobina detektora i definisan zahtevima određenog zadatka snimanja. Koje god tehnike obrade slike se smatraju korisnim, u rasponu od jednostavnog poboljšanja kontrasta do modifikacije histograma i filtriranja prostorne frekvencije, mogu se praktično primeniti pre prikaza slike.

Detektori digitalne mamografije bi trebalo da ispunjavaju sledeće uslove:

- Efikasnost u apsorpciji upadnog zračenja
- Linearni ili logaritamski odgovor u širokom opsegu intenziteta upadnog zračenja
- Nizak šum
- Prostornu rezoluciju od 5-10 cycles/mm (50-100 μ m sample)
- Polje bar 18x24 cm i mogućnost za polje dimenzija 24x30 cm
- Što je moguće kraće vreme snimanja

U digitalnoj mamografiji, koriste se četiri tipa detektora to su:

1. Sistem CsI(Tl) – amorfni silicijum ($a-Si$). Indirektna konverzija.
2. CCD kamere (Charged-Coupled Devices)
3. CR mamografija. Indirektna konverzija
4. Sistemi koji koriste amorfni selenijum ($a-Se$) i TFT čitač. Direktna konverzija.

3.6.3. Poređenje analogne (film-ekran) i digitalne mamografije

Kada govorimo o poređenju analogne i digitalne mamografije, najveća razlika je u obradi slike. Najveće ograničenje analogne mamografije je sam film. Kada je slika dobijena na filmu, ne može se dalje menjati. Na primer, ako je film premalo eksponiran, kontrast je izgubljen i ne može se ponovo dobiti. Digitalna mamografija, pomoću posebno dizajniranih digitalnih detektora proizvodi sliku u elektronskom obliku, koja se može prikazati na monitoru računara i kojom se može manipulirati. Zatim skladištenje, čuvanje kao i razmena dobijenih slika između medicinskih ustanova daleko je lakša kod digitalne mamografije.

Samim tim što digitalna mamografija dozvoljava mnogo veću obradu slike posle izvršenog snimanja, to dovodi do kraćeg vremena ekspozicije i mnogo manje ponovljenih snimaka, pa je srednja glandularna doza manja (za deblje i guste dojke), a rezultati brži. Pored toga prednost digitalne mamografije je bolji prikaz kože i bradavice bez korišćenja jakog svetla što takđe skraćuje vreme snimanja. Digitalna mamografija ne koristi film kasetu te nije potreban držač, detektor se može postaviti bliže zidu grudnog koša, a kako se grudni mišić, tkivo dojke ili karcinom nalaze bliže grudnom košu mogu se jasnije i bolje videti.

4. Dozimetrijske veličine

Verovatnoća da pojedinac doživi određeni štetni efekat kao rezultat izlaganja jonizujućem zračenju, radijacioni rizik, određuje se preko doze - fizičke veličine koja služi kao kvantitativna mera nivoa izlaganja jonizujućem zračenju. [Todorović N., 2009.]

4.1. Apsorbovana doza

Osnovna dozimetrijska veličina koja se koristi u oblasti od jonizujućeg zračenja je apsorbovana doza. Apsorbovana doza jonizujućeg zračenja D definiše se kao srednja apsorbovana energija $d\varepsilon$ bilo koje vrste jonizujućeg zračenja predata bilo kom materijalu u elementarnoj zapremini mase dm :

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm}$$

Gde je $d\varepsilon$ srednja energija predata od strane jonizujućeg zračenja elementarnoj zapremini mase dm , a dm je masa elementa zapremine.

SI jedinica za apsorbovanu dozu jonizujućeg zračenja naziva se grej Gy. Apsorbovana doza od 1 Gy označava apsorbovanu dozu jonizujućeg zračenja koja nastaje pri apsorpciji jonizujućeg zračenja stalne gustine energetskega fluksa čija je energija 1 J u masi od 1 kg. [Todorović N., 2009.]

4.2. Kerma

U Međunarodnom sistemu jedinica SI radijaciona veličina ekspozicija zamenjena je veličinom „kerma u vazduhu“ (air kerma). Naziv KERMA potiče od skraćenice za Kinetic Energy Released per unit Mass (količina energije koja se oslobodi po jedinici mase). Kerma je određena relacijom:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}$$

i predstavlja količnik zbira svih početnih kinetičkih energija jonizujućih čestica oslobođenih sekundarno jonizujućim naelektrisanim česticama dE_{tr} u materijalu mase m . Jedinica za kerma je grej Gy ($1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$).

Ova veličina se koristi u oblasti zaštite od jonizujućeg zračenja, a posebno u slučaju kada se posmatra rendgensko zračenje, odnosno kada se koriste podaci za proračun izloženosti profesionalno izloženih lica i pacijenata u rendgen-dijagnostici. Kerma ima istu vrednost kao i apsorbovana doza u vazduhu i koristi se da se opiše polje zračenja u prisustvu ili odsustvu pacijenta. U oblasti rendgen dijagnostike kerma u mekom tkivu je približno jednaka kermi u vazduhu (razlika je $\leq 10\%$ i zavisi od energije fotona), tako da se u zaštiti od zračenja mogu izjednačiti. [Todorović N., 2009.]

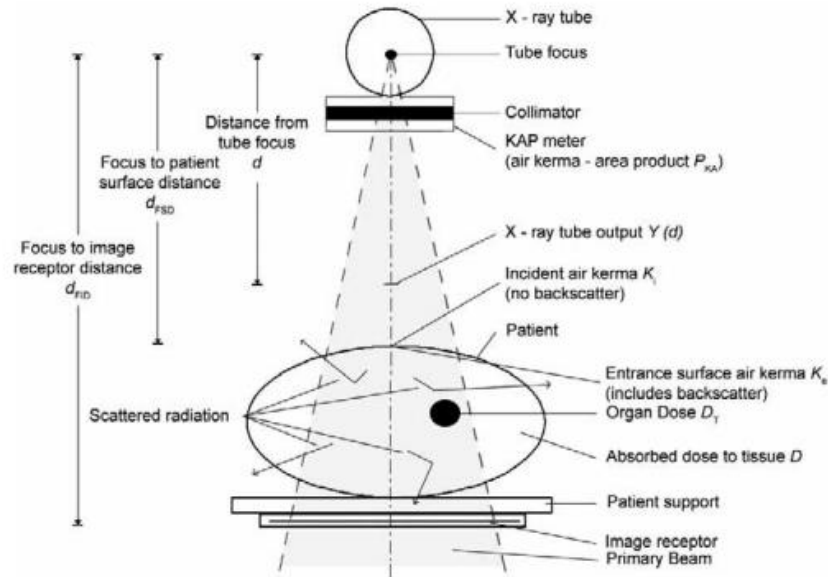
4.3. Dozimetrijske veličine u mamografiji

U mamografiji se primarno koriste tri dozimetrijske veličine:

1. Ulazna kerma u vazduhu (incident air kerma (IAK) K_i)
2. Ulazna kerma u vazduhu po površini (entrance surface air kerma K_e)
3. Srednja glandularna doza (mean glandular dose (MGD) D_G)

4.3.1. Ulazna kerma u vazduhu

Ulazna kerma u vazduhu, je kerma upadnog snopa rendgenskih zraka izmerena na centralnoj osi snopa na položaju površine pacijenta ili fantom (slika 11). Uračunato je samo upadno zračenje na pacijenta ili fantoma, a ne i povratno rasejano zračenje. Merna jedinica je grej (Gy).



Slika 11 Šematski prikaz postavke za merenje kerme

Merenja u vazduhu vrše se vazdušno-ekvivalentnim jonizacionim komorama, zapremine od 3 cm^3 do 60 cm^3 . Energetski odgovor kalibrisanih komora uniforman je u opsegu energija karakterističnih za dijagnostičku radiologiju. Ovakve jonizacione komore moraju biti kalibrisane na način koji obezbeđuje sledljivost sa nacionalnim primarnim etalonom kerme u vazduhu, sa tačnošću $\pm 10\%$ na nivou poverenja od 95%. [Obradović D., 2013.]

4.3.2. Ulazna kerma u vazduhu po površini

Ulazna kerma u vazduhu po površini je kerma prema vazduhu merena na osi centralnog snopa na položaj pacijenta ili fantomske površine (slika 11). Uključujući upadno zračenje na pacijenta ili fantom i povratno rasejano zračenje. Merna jedinica je grej (Gy).

4.3.3. Srednja glandularna doza

Proračun prosečne doze za dojku (MGD - Mean Glandular Dose) se određuje na osnovu izmerene kerme u vazduhu koristeći konverziona koeficijente koji su u funkciji izmerene ili procenjene debljine poluslabljenja primenjenog snopa X zračenja. Takođe, merna jedinica za MGD je grej (Gy) i ona predstavlja prosečnu energiju X zračenja koja se tokom snimanja apsorbuje u dojci.

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

Procena doze u mamografiji se tradicionalno bazira na MGD za 4.5cm debljine standardnog modela dojke sa 50% žlezdanog tkiva u centralnom regionu. Jedan od problema je da srednja kompresovana dojka za tipičan pregled populacije iznosi 5.5cm i žlezdanog tkiva od 30%. To znači da je prosečna doza malo viša od MGD za standardni model. Drugo mišljenje je da se u modernoj mamografiji X zraci automatski selektuju u zavisnosti od debljine dojke i sastava. [Obradović D., 2013.]

MGD se računa preko sledeće formule:

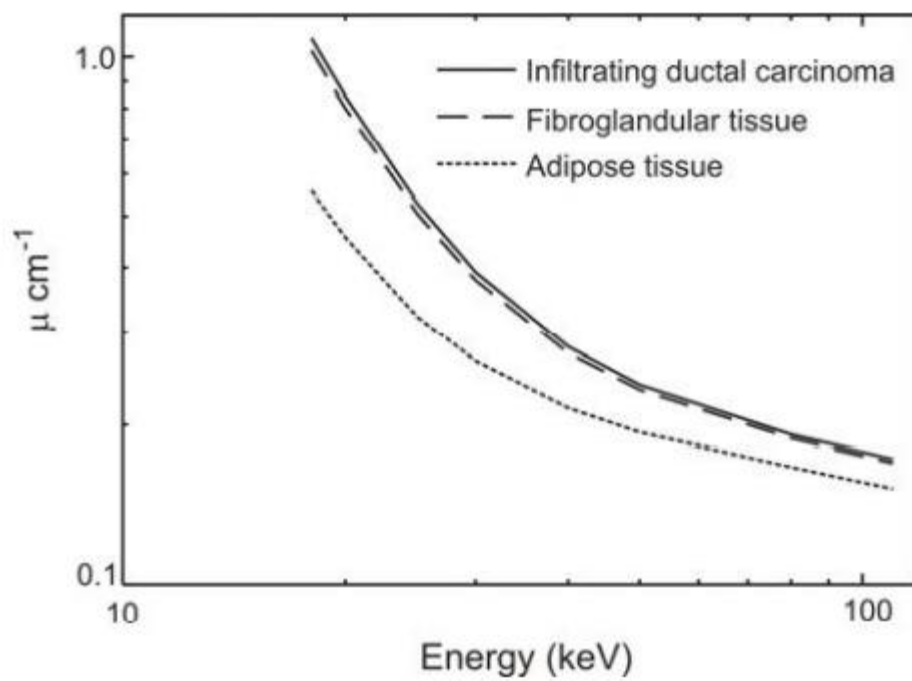
$$D_g = gcsK_i$$

Gde su:

- K_i - ulazna kerma u vazduhu
- g - je koeficijent konverzije iz IAK u MGD za standardnu dojku sa 50% glandularnosti
- c - faktor koji ispravlja razlike u glandularnosti između dojke pacijenta i standardne dojke
- s - faktor koji ispravlja razlike u korišćenom spektru

MGD se izračunava korišćenjem faktora dobijenih eksperimentalno ili pomoću Monte Karlo metode, koji pretvaraju iz IAK u dozu u dojci specifičnog sastava i veličine. Ovi koeficijenti konverzije su tabelarno prikazani u različitim publikacijama. Koeficijent konverzije MGD raste sa srednjom energijom rendgenskog spektra.

Da bi se proizvela slika odgovarajućeg kvaliteta, svakom receptoru slike je potrebna određena količina rendgenske energije koju dojka prenosi i apsorbuje od strane receptora. Kao što je prikazano na slici 12. Kako se energija povećava, potrebni IAK pada brže nego što se povećava koeficijent konverzije, tako da je neto rezultat da MGD pada sa povećanjem energije.



Slika 12 Zavisnost kontrasta slike od energije X zraka.

5. Dozimetrijski uređaji

Dozimetar je instrument koji meri jonizujuće zračenje. Obično se sastoji od mernog sistema, koji se sastoji od elektrometara, i jednog ili više detektora. U dijagnostičkoj radiologiji, dozimetrijski instrumenti se mogu klasifikovati kao aktivni ili pasivni dozimetri.

Aktivni dozimetri direktno prikazuju vrednost doze i uključuju gasne dozimetre (jonizacione komore) i poluprovodničke detektore, koji se koriste za merenje kerme u vazduhu, brzine kerme u vazduhu, itd. Pasivni dozimetri ne mogu direktno prikazati vrednost doze, već snimaju signal doze kada su izloženi zračenju, zatim se signal sa dozimetra očitava pomoću uređaja za očitavanje te se naknadno konvertuje u dozu (ili kermu u vazduhu). To uključuje uređaje u čvrstom stanju kao što su termoluminiscentni dozimetri (TLD), optički stimulisani luminescentni (OSL) dozimetri i film dozimetri (uključujući radiohromni film) koji se mogu postaviti na kožu pacijenta ili unutar šupljina radi merenja doze kože ili organa. Slična merenja se mogu izvršiti u fantomima.

Mamografski pregledi se rade sa naponom cevi između 22 kV i 40 kV i koriste se različite kombinacije anodnih i filtracionih materijala, a najčešći materijali su molibdenska anoda i molibdenska filtracija. Tačno merenje doze zahteva ispravnu kalibraciju instrumentacije u poljima zračenja poznatih svojstava. U dijagnostičkoj radiologiji, specifikacija kvaliteta zračenja je važna jer odziv svih dozimetara zavisi, barem u određenoj meri, od spektralne distribucije korišćenih X zraka. Kvaliteti zračenja se mogu definisati pomoću napona rendgenske cevi i HVL-a.

5.1. Osobine dijagnostičkih radioloških dozimetara

Mnogi tipovi dijagnostičkih radioloških dozimetara su komercijalno dostupni za merenje kerme u vazduhu (i/ili brzine kerme u vazduhu). Oni uključuju ili jonizacione komore ili poluprovodničke detektore. Iako su jonizacione komore već dugi niz godina standardni instrumenti u dijagnostičkoj radiološkoj dozimetriji, poluprovodnički detektori su nedavno našli široku primenu u oblasti merenja kontrole kvaliteta, uglavnom zbog svoje male veličine i pogodnosti upotrebe.

Merni sistem analizira i obrađuje električne signale sa detektora, kako bi prikazao vrednost radiološke veličine koja se meri i njenih jedinica. Kada se koristi jonizaciona komora, elektrometar obezbeđuje odgovarajući polarizacioni napon. Neki komercijalni dozimetri automatski vrše konverziju i/ili korekciju svog očitavanja, kako bi prikazali stvarnu vrednost kerme u vazduhu. U većini slučajeva, koeficijent kalibracije se primenjuje preko softvera sistema. Neki modeli dozimetara imaju unutrašnje senzore za merenje temperature i pritiska okoline, kako bi se automatski izvršile korekcije.

Kerma u vazduhu, (ili bilo koja druga pridružena dozimetrijska veličina), dobija se pomoću sledeće formule:

$$K = M_Q k_{TP} N_K k_Q \Pi k_j$$

gde je M_Q očitavanje sa dozimetra koje se koriguje korekcionim faktorima za pritisak i temperaturu (k_{TP}), kalibracioni koeficijent dozimetra (N_K) i korekcionni faktor za kvalitet zračenja (k_Q). Dalje korekcije za druge uticajne veličine mogu se primeniti pomoću proizvoda faktora (k_j), koji se odnose na korekcije za rekombinaciju jona, saturaciju ili upadni ugao zračenja.

S obzirom da se dozimetri koriste za različite tipove rendgenskih jedinica i uslove ekspozicije, važan je izbor odgovarajućeg instrumenta, kako bi merenje zračenja bilo dovoljno precizno. Bez obzira na primenu, dozimetri zračenja moraju pokazati nekoliko poželjnih svojstava. Takođe, detektori moraju da budu u skladu sa standardom IEC-61674. [IAEA, Diagnostic Radiology Physics, 2014.]

Osobine koje bi trebao da poseduje dijagnostički radiološki dozimetar:

1. **Osetljivost** - Osetljivost je minimalna kerma u vazduhu koja potrebna za proizvodnju izlaznog signala (naelektrisanje ili struja koju proizvodi detektor i prikuplja merni uređaj). Što je bolja osetljivost dozimetra, veći je naboj (ili struja) proizveden za istu kermu u vazduhu i shodno tome bolja je rezolucija i detektabilnost. Jonizacione komore sa većim aktivnim zapreminama pokazuju veću osetljivost od onih sa manjim zapreminama. Iz tog razloga, velike jonizacione komore su poželjnije za merenja niske niske brzine kerme u vazduhu (kod fluoroskopije). U radiografiji, gde su stope kerme u vazduhu veće, mogu se koristiti manje komore, što omogućava bolje merenje prostorne rezolucije. Generalno, poluprovodnički detektori imaju osetljivost koja može biti za redove veličine veća od osetljivosti jonizacionih komora. Ovo svojstvo, između ostalog, čini korišćenje poluprovodničkih detektora povoljnim za širok spektar primena.
2. **Linearnost signala sa dozom** - Očitavanje dozimetra M treba da bude linearno proporcionalno kermi u vazduhu. Svi dozimetri pokazuju linearni odziv za određeni opseg merenja. Proizvođač treba da navede opseg kerme u vazduhu u kome su performanse dozimetra linearne; linearnost dozimetra u ovom opsegu treba da testira korisnik.

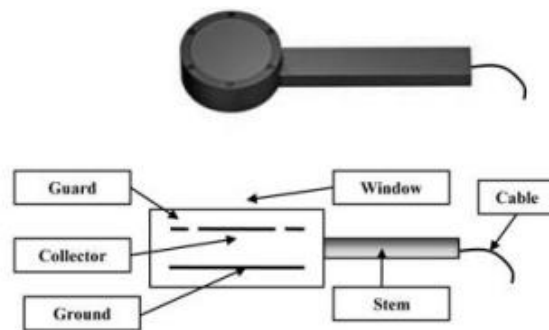
3. **Nezavisnost od energije upadnog snopa** – signal izmeren dozimetrom je u osnovi funkcija kvaliteta snopa odnosno energije. S obzirom da se dozimetrijski uređaj kalibriše u jednom rendgenskom snopu a koristi u širem opsegu potrebno je uneti korekciju na kvalitet snopa. Dozimetrijski uređaj je bolji time što je njegov odgovor na promenu energije uvek isti.
4. **Nezavisnost od smera i ugla upadnog snopa** – odgovor dozimetra može varirati kada zračenje pada na detektor iz različitih uglova. Ugaona zavisnost prvenstveno zavisi od konstrukcije detektora i od energije upadnog zračenja. Ugaona zavisnost cilindričnih ili sferičnih jonizacionih komora je zanemarljiva, dok komore sa paralelnim pločama mogu pokazati značajnu zavisnost pri velikim upadnim uglovima. Većina komercijalnih poluprovodničkih detektora je postavljena na olovne pozadinske ploče, da bi se ublažilo zračenje koje pada sa zadnje strane, dok neki modeli uključuju nekoliko poluprovodničkih elemenata prekrivenim filterima za slabljenje zračenja. U takvim slučajevima, zavisnost od smer je važna i uvek treba voditi računa da se obezbedi da zračenje pada na elemente kroz filtere pod pravim uglom.
5. **Što manja ili nikakva „struja curenja“** - Struja curenja se odnosi na bilo koju promenu signala koju zabeleži merni uređaj, a koja nije generisana zračenjem. To može biti elektronski šum, struja iz kola otpornik-kondenzator, oštećeni kablovi ili loše veze kablova, nedostatak elektronske ili ekološke ravnoteže ili vlažnosti, itd. Prema IEC-61674 standardu, struja curenja ne sme preći 5% minimalne efektivne stope kerme u vazduhu za opseg koji se koristi. Kada se dozimetar ostavi u režimu merenja nakon što je bio izložen maksimalnoj efektivnoj vrednosti kerme vazduha, prikazana vrednost se ne sme promeniti za više od 1% u minuti.
6. **Ponovljivost merenja** – Jonizacione komore se mogu koistiti ponovo sa osetljivošću koja se praktično ne menja. Poluprovodnički detektori se takođe mogu koristiti iznova, ali njihova osetljivost opada sa godinama. Pored toga postoje detektori koji se mogu koristiti samo jednom, poput film i gel detektora.

5.2. Jonicazione komore

Jonicazione komore koriste se u dijagnostičkoj radiologiji za merenje doze zračenja. Određivanje doze u referentnim uslovima naziva se kalibracija snopa. Aktivnu zapreminu detektora predstavlja komora ispunjena vazduhom u kojoj se nalaze dve elektrode, između

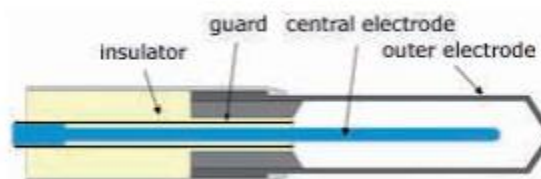
kojih se primenom polarizacionog napona formira električno polje, koje zatim prikupljaju sva naelektrisanja koja se oslobađaju jonizacijom vazduha. Električno polje je dovoljno da prikupi skoro sva oslobođena naelektrisanja koja stignu do elektroda (tj. postoji vrlo malo rekombinacije), ali nedovoljno da izazove umnožavanje gasa/naelektrisanja i jonizaciju usled sudara sa molekulima sredine (za razliku od Gajger Milera i proporcionalnih brojača). Broj sakupljenih jona, ili brzina njihovog sakupljanja, je snimljeni signal, koji se množi sa srednjom energijom potrebnom za proizvodnju jonskog para u suvom vazduhu.

U komorama sa paralelnim pločama, razmak elektroda je reda veličine 1 cm, a elektrode su paralelne jedna sa drugom i sa ulaznim prozorom. Prednji zid sadrži polarizacionu elektrodu a zadnji kolektujuću elektrodu.



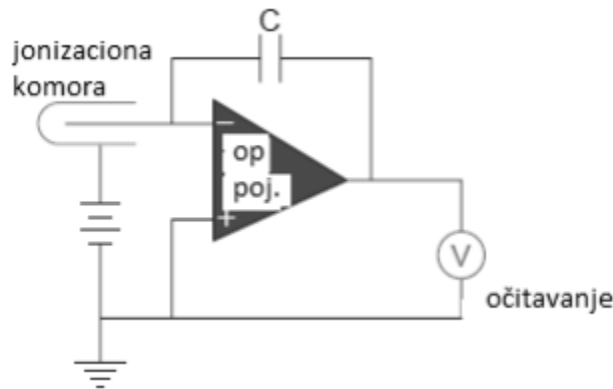
Slika 13 Planparalelna komora

U komorama cilindričnog i sfernog oblika, centralna elektroda stoji u geometrijskom aktivne zapremine (centralna elektorda), dok je zid (spoljni omotač) komore obložen provodljivim materijalom (kao što je grafit), koji je uzemljen. Zid i centralna elektroda su odvojeni visokokvalitetnim izolatorom kako bi se smanjila struja curenja. Debljina zida komore mora biti dovoljne debljine (najmanje nekoliko dometa elektrona koji nastaju u fotonskim interakcijama), da bi elektroni koji prolaze kroz šupljinu komore poticali isključivo od zida komore a ne od materijala koji okružuje komoru.



Slika 14 Presek cilindrične jonizacione komore

Sistem za merenje jonizujućeg zračenja se uglavnom sastoji od detektora (jonizaciona komora) i mernog uređaja, odnosno elektrometra. Elektrometar je uređaj kojim se mere male struje (reda nA) odnosno mala naelektrisanja (nC). Elektrometar sadrži operacione pojačavače sa negativnom povratnom spregom, velikom ulaznom i malom izlaznom otpornošću, koji rade kao integratori ili kao diferencijalni pojačavači, a princip očitavanja naelektrisanja u slučaju integratora predstavljen je na slici 15.



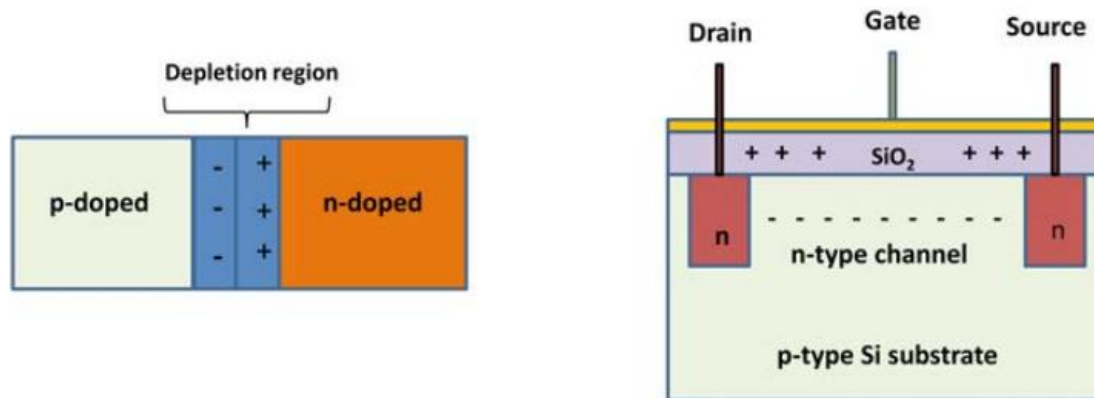
Slika 15 Šematski prikaz rada elektrometra (operacionog pojačavača)

Izvor signala je naelektrisanje jonizacione komore, i povezuje se na ulaz pojačavača. Naelektrisanje Q koje je stvoreno jonizacijom u šupljini jonizacione komore dovodi se na kondenzator kapaciteta C . Napon koji se stvara na kondenzatoru se čita voltmetrom i iznosi Q/C . Na izlazu pojačavača se meri napon V , koji u osnovi predstavlja merenje kolektovanog naelektrisanja. U slučaju diferencijalnog pojačavača, umesto kondenzatora stoji otpornik R . Ozračivanje jonizacione komore izaziva kretanje jonizacione struje I kroz otpornik pri čemu se generiše napon na otporniku $V = IR$. Veličina ovog napona odražava veličinu struje jonizacije. [Petrović B., 2018.]

5.3. Poluprovodnički detektori

Dijagnostički radiološki dozimetri zasnovani na poluprovodničkoj tehnologiji našli su široku primenu. Koriste se dva tipa: silicijumske diode ili poluprovodnički tranzistori sa efektom polja napravljeni od metal oksida (MOSFET). Poluprovodnički detektori su malih dimenzija i trenutno

reaguju na zračenje. Oni proizvode jak signal od male količine zračenja, što ih čini pogodnim za neke kliničke primene.



Slika 16 Poprečni presek a) pn spoja b) MOSFETA

Najjednostavniji poluprovodnički uređaj je silicijumska dioda, koja se zasniva na p–n spoju između delova p-tipa i n-tipa poluprovodnika. Kako jonizujuće zračenje udara u poluprovodnik, indukuju se parovi elektron-šupljina. Ovo uzrokuje da spoj postane provodljiv i struja se povećava sa brzinom proizvodnje jona. Jačina generisanog signala zavisi od jonizujućih svojstava zračenja i od njegove sposobnosti da proдре do spoja. Količina jonizacije koja stiže do spoja takođe može zavisiti od površine poprečnog preseka spoja u odnosu na smer upadnog zraka. Dakle, može postojati određena zavisnost od smera upadnog zračenja kao i energetska zavisnost. Proizvođači uglavnom koriste metalne filtere da kompenzuju energetska zavisnost signala detektora. Druga mogućnost je da se ovaj efekat kompenzuje elektronski.

MOSFET je mali silicijumski tranzistor. Po sastavu je ekvivalentna ravnim kondenzatoru gde je jedna od elektroda zamenjena poluprovodnikom. Odgovor MOSFET dozimetra na jonizujuće zračenje se zasniva na proizvodnji parova elektron-šupljina u oblasti SiO_2 gde se nalazi kapija (gate). Nosači pozitivnog naelektrisanja se kreću u pravcu $Si - SiO_2$, gde bivaju zarobljeni, stvarajući pozitivno naelektrisanje, što izaziva promene struje u kanalu tipa n i dovodi do promene napona kapije (gate).

6. Kontola kvaliteta u mamografiji

Cilj dijagnostike je da se obezbedi visok kvalitet mamografske slike i dobijanje što bolje informacije uz minimalan rizik za pacijenta te da bi se to ostvarilo veliku ulogu igra kontola kvaliteta (engl. quality assurance/quality control - QA/QC).

QC fizičko-tehničkih parametara celokupnog mamografskog lanca obezbeđuje adekvatan sadržaj dijagnostičke informacije uz razumno niske doze. Rutinska merenja relevantnih parametara, ocena kvaliteta slike i merenje doza ključno je za osiguranje kvalitetne mamografske prakse i ujednačenosti kvaliteta različitih mamografskih jedinica. QC fizičkih i tehničkih parametara počinje specifikacijom opreme koja mora ispunjavati propisane standarde. Pre početka korišćenja moraju biti obavljenja prijemna ispitivanja, sa ciljem da se utvrdi usaglašenost sa ovim standardima a odnose se na: rendgen-aparat, prijemnik slike, proces obrade slike, uslove posmatranja slike i opremu za QC. U toku eksploatacije, oprema mora ispunjavati minimum standarda a usaglašenost se proverava ispitivanjem stalnosti propisanih parametara u propisanim vremenskim intervalima. [Stantić T., 2016.]

Merenja u okviru QC programa obavljaju se na osnovu pisanog QC protokola koji mora biti usaglašen sa QA protokolom. Protokol sadrži listu parametara kao i metode i frekvencije za njihovo testiranje. Jedostavnije testove izvode radiološki tehničari u mamografskim jedinicama, dok složenije i zahtevnije testove obavlja medicinski fizičar sa iskustvom iz oblasti mamografske dijagnostike. Konzistentnost i kompatibilnost rezultata iz različitih mamografskih jedinica je najuspešnija ukoliko se rezultati sakupljaju i analiziraju u jednom centru. Odvojena liste testova koje sprovode radiološki tehničari i medicinski fizičari sa kriterijumima prihvatljivosti je sastavni deo dokumenta, dokument sadrži i listu opreme i detaljno uputstvo za ispitivanje svakog parametra. Imajući u vidu da radiološki tehničari nemaju prethono iskustvo sa ovakvim ispitivanjima i da većina bolnica nema podršku medicinskih fizičara na dnevnoj bazi. [Stantić T., 2016.]

Prijemna i periodična ispitivanja rendgen-aparata obuhvataju sledeće:

1. proveru podataka o rendgen-aparatu,
2. vizuelni pregled prostorija u kojima je smešten rendgen-aparat u smislu bezbednosti njihovog korišćenja,
3. ispitivanja funkcionalne ispravnosti sigurnosnih uređaja rendgen-aparata naročito za uključivanje i isključivanje rada, signalnih uređaja i uređaja za daljinsko upravljanje, mogućnost korišćenja u skladu sa specifikacijama proizvođača,
4. ispitivanja određenih parametara rendgen-aparata u cilju provere da li je obezbeđen zadovoljavajući kvalitet dijagnostičke informacije uz minimalno izlaganje pacijenta. Parametri koji se često proveravaju su: veličina fokusa, tačnost

i ponovljivost visokog napona, debljina poluslabljenja, tačnost i ponovljivost radijacionog izlaza i vremena ekspozicije.

Parametri koji treba da se ispituju, njihove vrednosti kao i to koliko često ih treba proveravati propisani su Pravilnikom o primeni izvora jonizujućeg zračenja u medicini, Prilog 3, Prijemna i periodična ispitivanja izvora jonizujućeg zračenja u medicinskoj primeni ("Sl. glasnik RS", br. 1/2012). Vrednosti se nalaze u tabeli broj 1.

Redni broj	Veličina koja se ispituje	Parametar koji se proverava	Granice dopuštenih odstupanja/referentna vrednost	Periodi proveravanja
1.	Napon rendgenske cevi	Ponovljivost	$\pm 5\%$	PG/G ¹
		Tačnost	$\pm 5\%$ ili ± 1 kV	PG/G
2.	Vreme ekspozicije	Tačnost	$\pm 5\%$	PG/G
3.	Radijacioni izlaz na rastojanju 1 m od fokusa rendgenske cevi	Vrednost	$> 30 \mu\text{Gy/mAs}$ na 1 m, 28 kV, Mo/Mo	PG/G
		Ponovljivost	$\pm 5\%$	PG/G
		Tačnost	$\pm 5\%$	PG/G
4.	Debljina poluslabljenja		≥ 0.31 mm Al	PG/G
5.	Sila kompresije		130-200 N	PG/G
6.	Rastojanje fokus-prijemnik slike		600 mm	PG/G
7.	Usaglašenost svetlosnog i zračnog polja		< 5 mm na strani grudnog zida	PG/G
8.	Srednja glandularna doza za standardnu dojku		≤ 2.5 mGy	PG/G
9.	Optička gustina		1.5-1.9	Dnevno
10.	Automatska kontrola ekspozicije		± 0.20 u odnosu na osnovnu vrednost ili 1.3-2,1 (kompenzacija za različite debljine)	PG/G
			$\pm 10\%$ u odnosu na osnovnu vrednost mAs (stalnost)	Nedeljno
11.	Granična rezolucija		≥ 12 lp/mm	PG/G
12.	Granični kontrast		$\leq 1.2\%$ za detalje 5-6 mm	PG/G
			$\leq 5\%$ za detalje 0.5mm	PG/G
			$\leq 8\%$ za detalje 0.25mm	
13.	Veličina fokusa	0.3 mm	Širina ≤ 0.45 mm, dužina ≤ 0.65 mm	Prijemna ispitivanja
		0.4 mm	širina ≤ 0.60 mm, dužina ≤ 0.85 mm	

Tabela 1 Pravilnik o primeni izvora jonizujućeg zračenja u medicini

7. Cilj rada

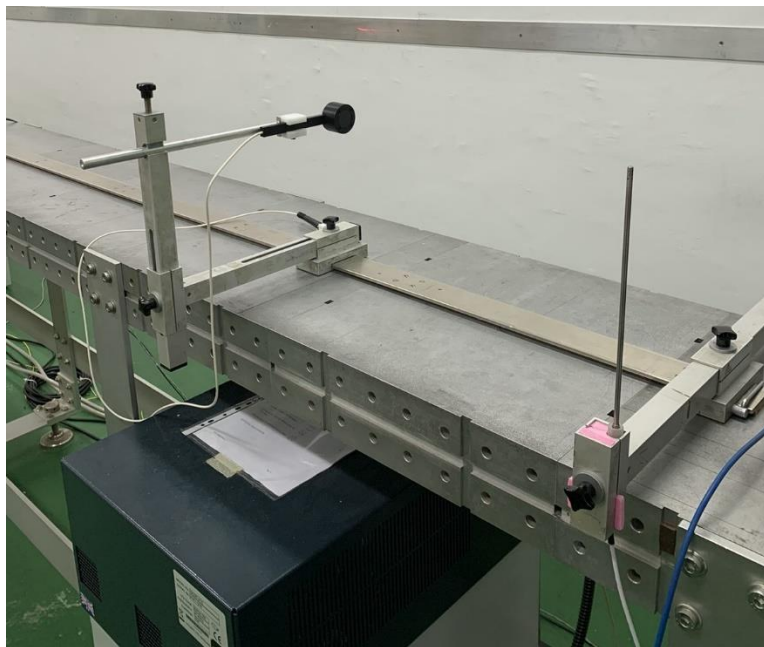
Cilj ovog rada jeste ispitivanje i komparacija karakteristika različitih detektora radi provere njihovih performansi da bi utvrdili da li su pogodni za kontolu kvaliteta na terenu odnosno u kliničkim uslovima. Eksperimentalni deo rada je rađen u Sekundarnoj Standardnoj Dozimetrijskoj Laboratoriji (SSDL) koja se nalazi u okviru Laboratorije za zaštitu od zračenja u Institutu za nuklearne nauke „Vinča“.

8. Postavke eksperimenta

8.1. Postavka eksperimenta

Protokol rada po kojem je izvršen eksperimentalni postupak IAEA TRS 457. Prema njemu prvo se vrše merenja sa referentnom jonizacionom komorom u snopu, a zatim sa detektorima koji se kalibrišu odnosno čije se performanse ispituju. Referentna tačka referentne jonizacione komore treba da bude naznačena u sertifikatu o kalibraciji koji izdaje PSDL (Primarna dozimetrijska laboratorija- Primary Standard Dosimetry Laboratory) ili IAEA (International Atomic Energy Agency).

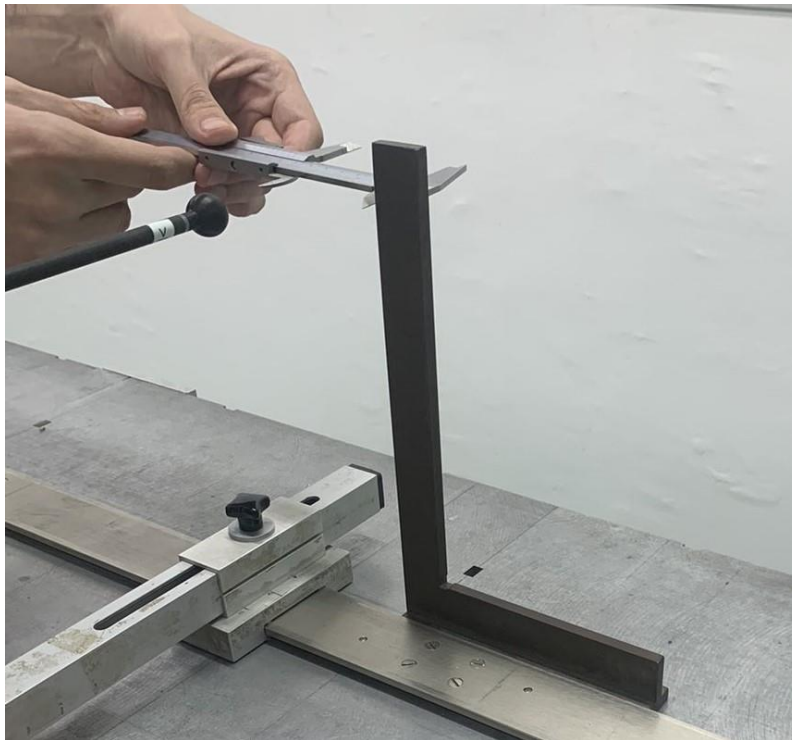
Pri izvođenju merenja potreban je držač detektora koji služi za pozicioniranje i koji je takve konstrukcije da osigura pravilno pozicioniranje detektora na udaljenosti u skladu sa ciljevima merenja takođe treba da bude takav da lako drži svaki dozimeter. Referentna tačka dozimetra treba da bude na osi rendgenskog zraka i poželjno na minimalnoj udaljenosti od 1000 mm od žarišne tačke rendgenske cevi. Međutim, na rastojanje od cevi utiču veličine detektora referentnog instrumenta i instrumenta koji je korisnički uređaj. Koji god da je veći od ovih detektora, ne bi trebalo da pokriva više od 80% površine poprečnog preseka zraka u ravni primene. Promena brzine kerme u ovom delu površine snopa treba da bude manja od 2 %, a doprinos rasejanog zračenja ukupnoj brzini kerme treba da bude manji od 5 %. [IAEA TRS 457]



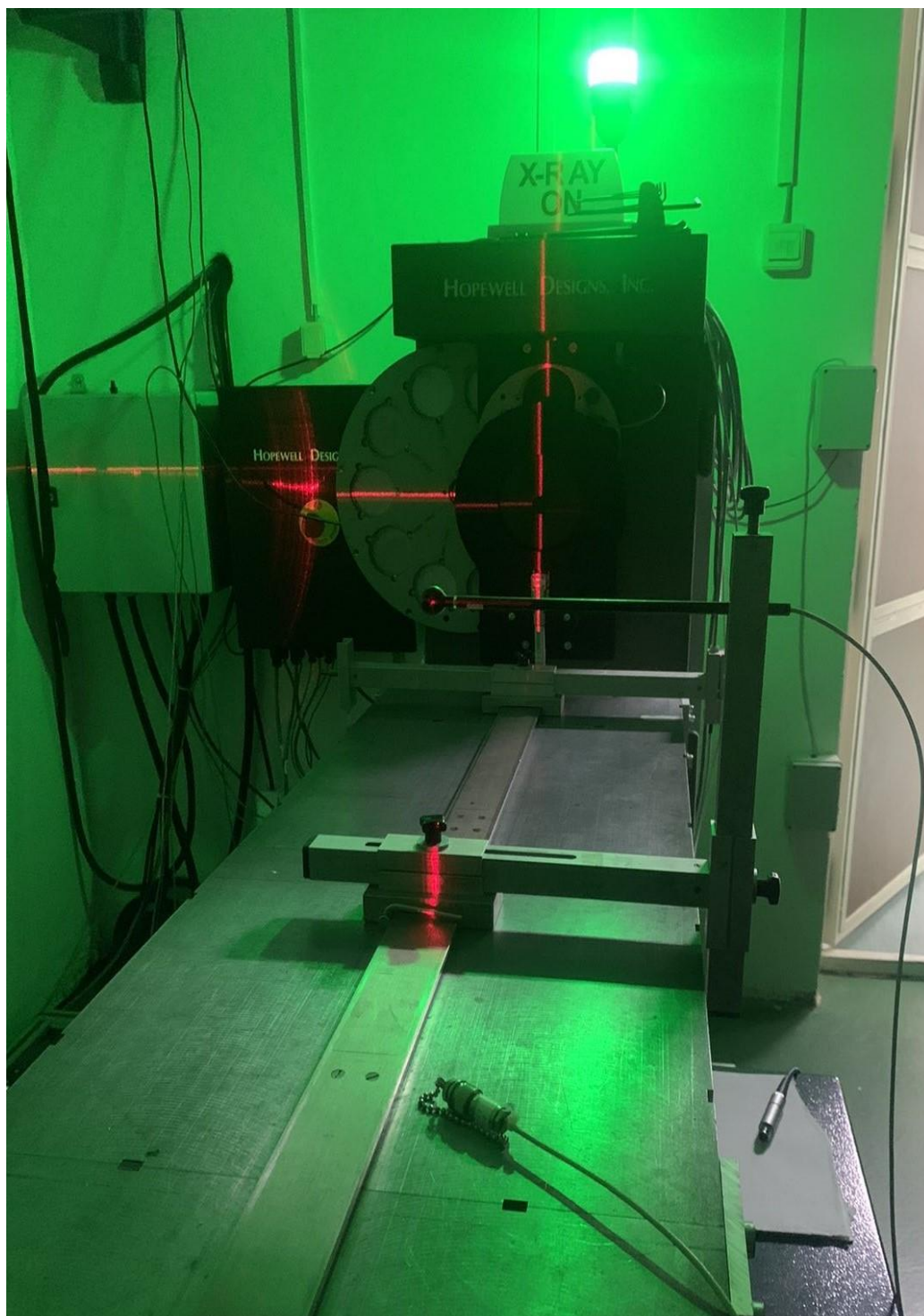
Slika 17 Držač detektora i montiran detektor

Za instrument koji se koristi za merenje, referentnu tačku detektora treba izabrati u skladu sa specifikacijama koje je dao proizvođač. Ako takve informacije nisu dostupne, SSDL treba da izabere referentnu tačku s obzirom na prirodu detektora. Ova tačka treba da bude navedena u sertifikatu o kalibraciji koji izdaje SSDL. Referentna tačka sferne komore treba da bude centar sfere, ravne paralelne komore za opštu radiografiju centar aktivne zapremine, a ravne paralelne komore za mamografiju unutrašnja proksimalna prednja površina prozora i centar kruga za prednji prozor komore. Referentnu tačku određujemo pomoću lasera ili drugih merila za precizno merenje rastojanja poput nonijusa kao što je prikazano na slikama 18. i 19.

Geometrijska postavka koja je korišćena tokom merenja je uspostavljena prema IAEA TRS 457 protokolu - odnosno, referentno merilo i korisnički uređaj su postavljeni na rastojanje od 100 cm, pri čemu je otvor kolimatora 3,2 cm (što rezultuje veličinom polja izražene u vidu prečnika polja kružnog poprečnog preseka od 13,4 cm na poziciji detektora). Generator X zračenja je X80-225 kV-E, dakle maksimalni napon koji je moguće koristiti na ovom generatoru je 200 kV, maksimalna struja 30 mA, pri čemu je snaga generatora 3 kW. Rendgenska cev ima anodu od volframa, i inherentnom filtracijom od 0.4 mm berilijumskog filtera. Za dalje filtriranje smo koristili 0.5 mm aluminijumski filter, prema IAEA protokolu za W/AI kvalitete zračenja. Anodni ugao cevi je 19°.



Slika 18 Postavljanje korisničke jonizacione komore



Slika 19 Postavka merenja u laboratoriji

8.2. Izbor uređaja

Za referentno merilo koristili smo EXTRADIN MAGNA A600 (slika 20.). To je planparalelna jonizaciona komora a najčešće se koristi za merenja u mamografiji ali i za opšta dijagnostička rendgenska merenja.



Slika 20 Jonizaciona komora Exradin Magna A600

Kao korisničke uređaje koristili smo dva detektorska uređaja. Prvi je bila sferna jonizaciona komora EXTRADIN A3 (slika 21.) a drugi poluprovodnički detektor RAYSAFE Xi SA R/F & MAM (slika 22.).



Slika 21 Sferna jonizaciona komora Exradin A3



Slika 22 Korisnički uređaj RAYSAFE Xi SA R/F & MAM

8.3. Postupak eksperimenta

Uopšteni postupak merenja bio je sledeći:

- Referentni dozimentar i dozimetri koji su predstavljali korisničke uređaje ostavljeni određeno vreme u prostoriji u kojoj se vršilo merenje radi aklimatizacije;
- Proverena je funkcionalnost svih sistema;
- Prvo je bila postavljena referentna jonizujuća komora i određena je referentna tačka;
- Izmeren je pritisak, temperatura i vlažnost (koji su bili praćeni tokom celog eksperimenta);
- Urađena su probna merenja, koja su praćena pomoću monitorske komore koja meri napon i struju te su urađene neophodne korekcije;
- Izvršeno je merenje kerme u vazduhu referentnim dozimetrom. Merilo se na naponu od 25 kV, 28 kV, 30 kV i 35 kV, struja je bila 10 mA a rezultati su očitavani po pet puta na svakih 60 sekundi za svaki od napona;
- Potom je stavljen korisnički detektor i ponovljen je postupak.

8.4. Procena merne nesigurnosti

Merna nesigurnost je interval u kome se nalazi prava vrednost merene veličine i može se proceniti ili eksperimentalno odrediti uz određene uslove, koji ograničavaju njenu vrednost. To je parametar pridružen rezultatu merenja, koji karakteriše rasipanje (disperziju) vrednosti koje bi razumno mogle da se pripisu mernoj veličini. Ovaj parametar je procenjena vrednost i predstavlja indicaciju kvaliteta izvršenog merenja. [Obradović D., 2013.]

Postoje dva tipa merne nesigurnosti tip A i tip B te se oba zasnivaju na raspodelama verovatnoća.

Merna nesigurnost tipa A dobija se statističkom analizom ponovljenih merenja, označava se sa u_A i definisana je sledećom formulom:

$$u_A = s(\bar{x})$$

Standardna nesigurnost tipa A je definisana kao standardna devijacija srednje vrednosti, koju računamo na sledeći način:

$$s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i)$$

Gde n predstavlja broj merenja a $s(x_i)$ standardnu devijaciju koja karakteriše prosečnu nesigurnost za pojedinačan rezultat x_i te je data kao:

$$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=0}^n (x_i - \bar{x}_i)^2}$$

Dok sa \bar{x}_i označavamo srednju vrednost koja se određuje iz niza merenja merene veličine na osnovu sledeće jednačine:

$$\bar{x}_i = \frac{1}{n} \sum_{i=0}^n x_i$$

Postoji mnogo izvora merne nesigurnosti koji se ne mogu proceniti ponovljenim merenjima. One se nazivaju nesigurnosti tipa B. Ovde spadaju sistematske greške, greške kalibracionih koeficijenata, greške nedovoljne rezolucije i slično. Merna nesigurnost tipa B se označava sa u_B . Budžeti grešaka dati su u tabeli 2.

	1 Referentni meri sklop	vrednost	u		raspodela	faktor pokrivanja	u _{A,B}	Ci	U12 Ci2
1-1	Kalibracioni faktor referentne komore	18.38	0.3	mGy/nC	Normalna	2	0.82%	1	6.66026E-05
1-3	Linearnost referentnog mernog sklopa	1	0.0025	/	Pravougaona	1.73	0.14%	1	2.08828E-06
1-4	Korekcija na stabilnost referentne komore	1	0.0046	/	Normalna	1	0.46%	1	0.00002116
2 Postavka merenja i kvalitet snopa									
2-2	Kvalitet snopa zračenja	1	0.003	/	Pravougaona	1	0.30%	1	0.000009
2-3	Homogenost polja zračenja	1	0.005	/	Pravougaona	1.73	0.29%	1	8.3531E-06
3 Određivanje referentne vrednosti									
3-1	Ponovljivost merenja referentnom komorom	25.382	0.093252	0	Normalna	2	0.18%	1	3.37449E-06
3-2	Ponovljivost merenja monitorskom komorom	75.36	0.006325	0	Normalna	2	0.00%	1	1.76083E-09
3-3	Merenje temperature	294.15	0.35	K	Pravougaona	1.73	0.07%	1	4.73049E-07
3-4	Merenje pritiska	990	1	mbar	Pravougaona	1.73	0.06%	1	3.40908E-07
4 Merenje korisničkim uređajem									
4-1	Ponovljivost merenja korisničkim uređajem	22.84	0.114018	0	Normalna	2	0.25%	1	6.23004E-06
4-3	Ponovljivost merenja monitorskom komorom	75.406	0.010198	0	Normalna	2	0.01%	1	4.57258E-09
4-4	Merenje temperature	293.15	0.35	K	Pravougaona	1.73	0.07%	1	4.76282E-07
4-5	Merenje pritiska	990	1	mbar	Pravougaona	1.73	0.06%	1	3.40908E-07
5 Pozicioniranje korisničkog uređaja									
5-1	Rastojanje korisničkog uređaja od izvora	1000	1	mm	Pravougaona	1.73	0.06%	2	1.3365E-06
Kombinovana merna nesigurnost									0.010944521
									k=1 1.09%
									k=2 2.19%

Tabela 2 Budžeti merne nesigurnosti za mamografiju

Kada se procenjuje ukupna nesigurnost, svaki doprinos nesigurnosti mora biti uzet u obzir posebno. Nesigurnost izražena na ovakav način je označena kao kombinovana nesigurnost i svaki pojedinačni doprinos nesigurnosti predstavlja komponentu nesigurnosti. Kombinovana nesigurnost je procenjeno standardno odstupanje i karakteriše rasipanje vrednosti koje bi mogle biti pridružene merenoj veličini. [Obradović D., 2013.] Izračunava se kao:

$$u_c = \sqrt{u_A^2 + u_B^2}$$

9. Rezultati

U ovom poglavlju prikazani su rezultati merenja, kao i proračuni za apsolutni i relativni odziv, za referentno merilo kao i za korisničke uređaje.

Merene vrednosti su kerma u vazduhu i naelektrisanje te su označene u tabelama K_a i Q_m , respektivno, zatim su određeni apsolutni (R) i relativni odziv (r) pomoću sledećih formula:

$$R = \frac{M}{K_{a \text{ ref}}} \quad r = \frac{R(E_i)}{R(E_0)}$$

Gde M predstavlja kermu u vazduhu merene korisničkim uređajima, $K_{a \text{ ref}}$ kermu u vazduhu merenu referentnim merilom, $R(E_i)$ apsolutne odzive izračunate za svaki od kvaliteta zračenja a $R(E_0)$ odziv za referentni kvalitet zračenja pri 28 kV.

- 9.1. Izmerene vrednosti sekundarnim etalom- jonizaciona komora EXTRADIN MAGNA A600 - referentno merilo

1.W/Al 25kV

$Ka \left[\frac{mGy}{min} \right]$	$Q_{m_0} [nC]$	$uA[Ka]$	$uA[Q_{m_0}]$	$uB[R]$
25.53	75.36	0.09%	0.00%	1.00%
25.44	75.35			
25.36	75.36			
25.31	75.36			
25.27	75.37			

2.W/Al 28kV

$Ka \left[\frac{mGy}{min} \right]$	$Q_{m_0} [nC]$	$uA[Ka]$	$uA[Q_{m_0}]$	$uB[R]$
33.97	102.2	0.01%	0.00%	1.00%
33.95	102.2			
33.96	102.2			
33.96	102.2			
33.97	102.2			

3.W/Al 30kV

$Ka \left[\frac{mGy}{min} \right]$	$Q_{m_0} [nC]$	$uA[Ka]$	$uA[Q_{m_0}]$	$uB[R]$
39.97	121.0	0.01%	0.00%	1.00%
39.97	121.0			
39.98	121.0			
40.00	121.0			
40.01	121.1			

4.W/Al 35kV

Ka [$\frac{mGy}{min}$]	Q_{m_0} [nC]	$uA[Ka]$	$uA[Q_{m_0}]$	$uB[R]$
54.81	169.4	0.01%	0.00%	1.00%
54.79	169.4			
54.81	169.4			
54.83	169.4			
54.85	169.5			

9.2. Izmerene vrednosti korisničkim uređajem - jonizaciona komora EXTRADIN A3

1.W/Al 25kV

$Ka1$ [$\frac{mGy}{min}$]	Q_{m_1} [nC]	$uA[Ka1]$	$uA[Q_{m_1}]$	R	$u[R]$	r	$u[r]$
23.01	75.39	0.12%	0.00%	0.8999	0.91%	1.0223	1.20%
22.68	75.40						
22.80	75.41						
22.79	75.42						
22.92	75.41						

2.W/Al 28kV

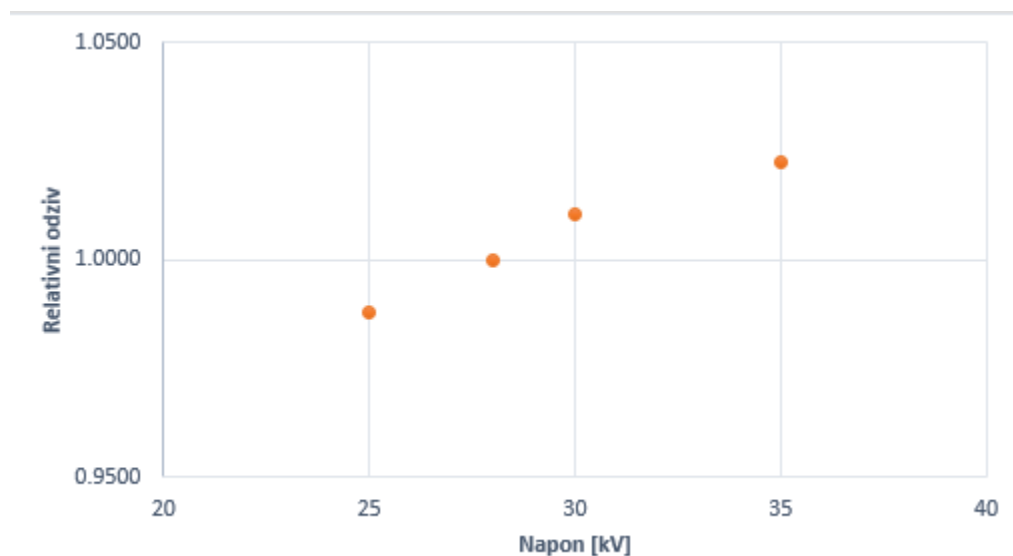
$Ka1$ [$\frac{mGy}{min}$]	Q_{m_1} [nC]	$uA[Ka1]$	$uA[Q_{m_1}]$	R	$u[R]$	r	$u[r]$
30.89	102.1	0.05%	0.01%	0.9108	0.91%	1.0000	1.16%
31.02	102.0						
31.00	102.0						
30.87	102.0						
30.88	102.0						

3.W/Al 30kV

$Ka1 \left[\frac{mGy}{min} \right]$	$Q_{m1} [nC]$	$uA[Ka1]$	$uA[Q_{m1}]$	R	$u[R]$	r	$u[r]$
36.79	121.3	0.04%	0.01%	0.9205	0.92%	1.0106	1.17%
36.81	121.3						
36.81	121.3						
36.81	121.3						
36.81	121.3						

4.W/Al 35kV

$Ka1 \left[\frac{mGy}{min} \right]$	$Q_{m1} [nC]$	$uA[Ka1]$	$uA[Q_{m1}]$	R	$u[R]$	r	$u[r]$
50.97	169.8	0.01%	0.01%	0.9314	0.93%	1.0224	1.19%
50.99	169.8						
50.98	169.8						
51.15	170.0						
51.14	170.3						



Slika 23 Grafički prikaz rezultata korisničkog uređaja EXRADIN A3

9.3. Izmerene vrednosti korisničkim uređajem - RAYSAFE Xi SA R/F & MAM

1.W/Al 25kV

$Ka2 \left[\frac{mGy}{min} \right]$	$Q_{m2} [nC]$	$uA[Ka2]$	$uA[Q_{m2}]$	R	$u[R]$	r	$u[r]$
26.54	77.25	0.05%	0.01%	1.0492	1.05%	1.0223	1.20%
26.71	77.17						
26.64	77.23						
26.63	77.23						
26.64	77.23						

2.W/Al 28kV

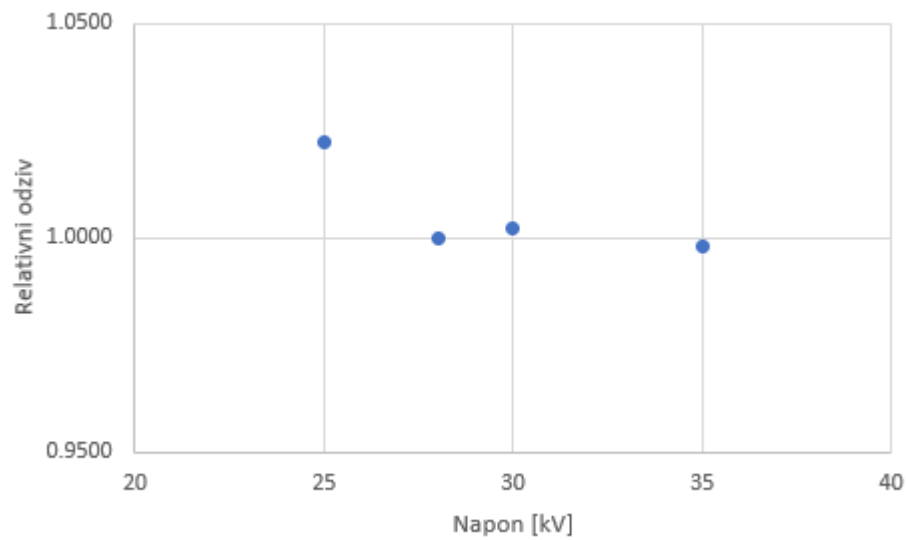
$Ka2 \left[\frac{mGy}{min} \right]$	$Q_{m2} [nC]$	$uA[Ka2]$	$uA[Q_{m2}]$	R	$u[R]$	r	$u[r]$
34.82	104.47	0.02%	0.02%	1.0263	1.03%	1.0000	1.16%
34.88	104.61						
34.84	104.65						
34.86	104.67						
34.88	104.64						

3.W/Al 30kV

$Ka2 \left[\frac{mGy}{min} \right]$	$Q_{m2} [nC]$	$uA[Ka2]$	$uA[Q_{m2}]$	R	$u[R]$	r	$u[r]$
41.24	124.34	0.04%	0.01%	1.0284	1.03%	1.0020	1.16%
41.13	124.34						
41.08	124.34						
41.07	124.46						
41.07	124.34						

4.W/AI 35kV

$Ka2$ [$\frac{mGy}{min}$]	Q_{m2} [nC]	$uA[Ka2]$	$uA[Q_{m2}]$	R	$u[R]$	r	$u[r]$
55.59	172.53	0.01%	0.01%	1.0141	1.01%	0.9881	1.15%
55.55	172.65						
55.59	172.65						
55.64	172.65						
55.59	172.65						



Slika 24 Grafički prikaz rezultata korisničkog uređaja RAYSAFE Xi SA R/F & MAM

9.4. Merenje napona

Referentno merenje napona sa W anodom I filterom 0.4mm Al

U=25kV Uref (kV)	U=28kV Uref(kV)	U=30kV Uref(kV)	U=30kV Uref(kV)
25.6	28.5	30.4	36.2
25.6	28.5	30.4	36.2
25.7	28.5	30.4	36.2
25.6	28.5	30.4	36.3
25.7	28.5	30.4	36.3

Merenje korisničkim uredjajem sa postavkama za Mo anodu i Mo filter

U=25kV Um (kV)	U=28kV Um(kV)	U=30kV Um(kV)	U=30kV Um(kV)
35.26	0	0	26.28
35.35	0	0	26.30
35.33	0	0	26.25
35.37	0	0	26.10
35.30	0	0	26.14

10. Diskusija i zaključak

Mamografija igra ključnu ulogu u ranom otkrivanju i prevenciji raka dojke. S obzirom da je tkivo dojke veoma osjetljivo na zračenje, od izuzetne je važnosti da pacijenti primaju onu dozu zračenja koja se propisuje zakonom i pravilnicima. Da bi se to ostvarilo neophodna je kako provera rendgen aparata odnosno mamografa tako i redovna provera dozimetara kojima se ti uređaji kontroslišu.

U praksi mamografi se prave tako da postoje razne kombinacije anoda i filtera međutim kalibracija detektora koji se koriste za merenje i određivanje raznih parametara, poput kerme u vazduhu i napona kao što je mereno u ovom radu, vrši se u laboratorijskim uslovima koji često nisu isti kao oni koje srećemo u kliničkim uslovima.

U ovom radu za merenje parametara koristili smo kombinaciju volfram/aluminijum što nije realna situacija koja odgovara kliničkim uslovima, u praksi se češće sreću mamografi sa molibden/molibden ili volfram/rodijum.

Došli smo do zaključka da detektori - jonizaciona komora EXTRADIN A3 i poluprovodnički detektor RAYSAFE Xi SA R/F & MAM koji su predstavljali korisničke uređaje prikazali su zadovoljavajuće performanse pri merenju kerme u vazduhu. Međutim detektor RAYSAFE Xi SA R/F & MAM kojeg smo koristili da izmerimo napon nije imao odgovarajuću postavku za snop u koji smo koristili tokom merenja. Otuda nismo mogli da dobijemo rezultat (što je prikazano tabelarno u poglavlju 9.4.). Pogodnije je bi bilo da smo imali uređaj sa novijom verzijom softvera.

11. Literatura

- Janjić, dr Ivan, (1992.) „Osnovi atomske fizike”
- Todorović, dr Nataša (2009.) „ Dozimetrija i zaštita od jonizujućeg zračenja“ skripta
- Martinović, Ana (2016.) „ Konrola kvaliteta stomatološkog RTG aparata R-100B detektorom“ , master rad
- Krmar, dr Miodrag, (2013.) „Uvod u nuklearnu fiziku”
- Obradović, Diana(2013.) „Komparacija doze za pacijente u analognoj i digitalnoj mamografiji“, master rad
- International Atomic Energy Agency, Diagnostic Radiology Physics, A Handbook for Teachers and Students, Vienna, 2014.
- Petrović, dr Borislava, (2018.) „Fizičke osnove radioterapije“
- Stanković, Ivana, (2012.) „Kvalitet slike i doza zračenja u analognoj i digitalnoj mamografiji“, diplomski rad
- Stantić dr Tomislav, (2016.) „Značaj i osiguranja i kontoloe kvaliteta u dijagnostičkoj i skrining mamografiji“, doktorska disertacija
- International Atomic Energy Agency, Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice, TRS 457, Vienna 2007.
- Pravilnik o primeni izvora jonizujućeg zračenja u medicini (Sl. gl. RS 1/12 od 11.01.2012.)

Biografija

- Vera Veljanović je rođena 13. aprila 1994. godine u Subotici. Osnovnu školu i Srednju medicinsku školu završava u rodnom gradu te upisuje Prirodno-matimatički fakultet u Novom Sadu, departman za fiziku. Po završetku studija upisuje master Medicinske fizike. Tokom studija bila je aktivni član studentskog parlamenta i „Kluba fizičara“ te je učestvovala u Internacionalnoj konferenciji studenata fizike u Helsinkiji (2018.) i Kelnu (2019.)

UNIVERZITET U NOVOM SADU
PRIRODNO-MATEMATIČKI FAKULTET

KLJUČNA DOKUMENTACIJSKA INFORMACIJA

Redni broj:

RBR

Identifikacioni broj:

IBR

Tip dokumentacije:

TD

Monografska dokumentacija

Tip zapisa:

TZ

Tekstualni štampani materijal

Vrsta rada:

VR

Master rad

Autor:

AU

Vera Veljanović

Mentor:

MN

Nataša Todorović, Nikola Kržanović

Naslov rada:

NR

Komparacija odziva detektora jonizujućeg zračenja u referentnim poljima zračenja za mamografiju

Jezik publikacije:

JP

srpski (latinica)

Jezik izvoda:

JI

srpski/engleski

Zemlja publikovanja:

ZP

Srbija

Uže geografsko područje:

UGP

Vojvodina

Godina:

2023.

GO

Izdavač: Autorski reprint

IZ

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

Fizički opis rada:

FO

Naučna oblast: Medicinska fizika

NO

Naučna disciplina: Fizika

ND

Predmetna odrednica/ ključne reči: mamografija, dozimetrija

PO**UDK**

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

ČU

Važna napomena: nema

VN

Izvod: Ovaj rad sadrži detaljan opis mamografsog uređaja, sa posebnim osvrtom na merenja kereme u vazduhu. Opisane su teorijske osnove dozimetrije X-zračenja i primena fundamentalnih dozimetrijskih principa u mamografiji. Data su i eksperimentalna merenja kerme u vazduhu, kao i rezultati tih merenja

IZ

Datum prihvatanja teme od NN veća:

DP

Jun 2023.

Datum odbrane:

DO

13.septembar 2023.

Članovi komisije:
KO

Predsednik:	Prof. dr Jovana Nikolov
član:	Prof. dr Ivana Stojković
član:	Prof. dr Nataša Todorović
član:	dr Nikola Kržanović
član:	dr Miloš Živanović

UNIVERSITY OF NOVI SAD

FACULTY OF SCIENCE AND MATHEMATICS

KEY WORDS DOCUMENTATION

Accession number:

ANO

Identification number:

INO

Document type:

Monograph publication

DT

Type of record:

Textual printed material

TR

Content code:

Final paper

CC

Author:

Vera Veljanovic

AU

Mentor/comentor:

Nataša Todorović, Nikola Kržanović

MN

Title:

Comparison of response of ionizing radiation detector in reference radiation fields for mammography

TI

Language of text:

Serbian (Latin)

LT

Language of abstract:

English

LA

Country of publication:

Serbia

CP

Locality of publication:

Vojvodina

LP

Publication year: PY	2023
Publisher: PU	Author's reprint
Publication place: PP	Faculty of Science and Mathematics, Trg Dositeja Obradovića 4, Novi Sad
Physical description: PD	
Scientific field: SF	Medical Physics
Scientific discipline: SD	Physics
Subject/ Key words: SKW UC	mammography, dosimetry
Holding data: HD	Library of Department of Physics, Trg Dositeja Obradovića 4
Note: N	none
Abstract: AB	This paper contains detailed description of the methods of mammography, with particular emphasis on the measurement of measurements of air kerema . Describes the theoretical foundations of X-radiation dosimetry and application of fundamental principles of dosimetry in mammography. Date of experimental measurements and the results of these measurements.
Accepted by the Scientific Board: ASB	Jun 2023.

Defended on: 13. septembar 2023.
DE

Thesis defend board:
DB

President: prof dr Jovana Nikolov
Member: prof dr Ivana Stojković
Member: prof dr Nataša Todorović
Member: dr Nikola Kržanović
Member: dr Miloš Živanović