



UNIVERZITET U NOVOM SADU
PRIRODNO MATEMATIČKI FAKULTET



EKSPERIMENTALNA VERIFIKACIJA ATENUACIONIH KARAKTERISTIKA RUKAVICA BEZ OLOVA U INTERVENTNOJ RADIOLOGIJI

- MASTER RAD -

Mentor:

Prof. dr Jovana Nikolov
dr Predrag Božović

Kandidat:

Ljubica Đozlija

Novi Sad, jul 2022.

Zahvalnica i posveta

Željela bih da se zahvalim svim profesorima i asistentima koje sam imala zadovoljstvo upoznati, te na njihovom nesebičnom pomaganju i prenesom znanju tokom mog školovanja.

Posebno želim da se zahvalim Institutu za nuklearne nauke „Vinča“ koji su mi pružili priliku da eksperimentalni dio svog master rada uradim upravo kod njih.

Takođe želim mnogo da se zahvalim svom mentoru prof. dr Jovani Nikolov i dr Predragu Božoviću na njihovim savjetima i smjernicama kao i na nesebičnoj podršci prilikom pisanja ovog rada, kao i prof. dr Nataši Todorović i prof. dr Oliveri Klisurić.

Na kraju želim da se zahvalim svojoj porodici i prijateljima, posebno ocu Nikoli i bratu Đordu.

SADRŽAJ RADA

1.	UVOD	1
2.	INTERAKCIJA RENDGENSKOG ZRAČENJA SA MATERIJOM	2
2.1	FOTOELEKTRIČNI EFEKAT.....	3
2.2	KOMPTONOV EKEKAT.....	5
2.3.	LINEARNI ATENUACIONI KOEFICIJENT.....	7
3.	OSNOVNI I TEHNIČKI PRINCIPI ZAŠTITE OD ZRAČENJA I MEĐUNARODNE USTANOVE ...	9
3.1	OSNOVNI PRINCIPI ZAŠTITE	9
3.2	TEHNIČKI PRINCIPI ZAŠTITE	10
4.	INTERVENTNA RADIOLOGIJA	14
4.1	VASKULARNA INTERVENTNA RADIOLOGIJA	15
4.2	NEVASKULARNA INTERVENTNA RADIOLOGIJA	16
4.3	FLUOROSKOPIJA.....	17
5.	ODREĐIVANJE SVOJSTAVA SLABLJENJA MATERIJALA.....	22
5.1	KERMA.....	23
5.2.	JONIZACIONA KOMORA	24
6.	REZULTATI I DISKUSIJA	32
6.1.	FAKTOR SLABLJENJA	32
6.2.	HOMOGENOST.....	35
6.3.	EKVIVALENT OLOVA.....	36
7.	ZAKLJUČAK	40
8.	LITERATURA	41

1. UVOD

U ovom radu biće ispitane atenuacione karakteristike rukavica koje ne sadrže olovo, a moguće bi se koristiti kao sredstvo za zaštitu od zračenja u interventnoj radiologiji.

Interventna radiologija predstavlja skup kako dijagnostičkih tako i terapijskih procedura u toku kojih se profesionalno izložena lica nalaze u prostoriji sa rendgen-aparatom tokom same procedure. Ovo znači da su direktno izloženi snopu jonizujućeg zračenja, te je adekvatna zaštitna oprema jedan od glavnih zahtjeva sa aspekta zaštite od zračenja. Cilj interventne radiologije je da se postavi dijagnoza ili primjeni terapijski tretman na što manje invazivan način. Ovim je pacijent pošteđen fizičke traume i proces oporavka je kratak. Procedure interventne radiologije se izvode u angio salama, a ona može biti vaskulatna i nevaskularna, ili dijagnostička i terapijska. Velika prednost interventne radiologije je to što se u samom dijagnostičkom pregledu, ponekad može uraditi i terapijski tretman. Iz ovog razloga važno je da se pažnja posveti unapređivanju tehnike, a samim tim i pružanju adekvatne zaštite onima koji proceduru izvode. Jedna od najzatupljenijih metoda je fluoroskopija, koja predstavlja tip medicinskog imidžinga koji kontinualno pokazuje rendgenske slike na monitoru kao radiografski film, pri čemu se ruke izvođača nalaze u snopu rendgenskog zračenja. Iz ovog razloga posebna pažnja se obraća na zaštitne rukavice i njihove atenuacione osobine.

Materijal od kojeg se prave rukavice i dodatni materijal za pokrivanje trebalo bi da imaju ekvivalent olova od najmanje 0,25 mm Pb preko cijele svoje površine. Stoga smo ispitali atenuaciona svojsta rukavica bez olova uključujući faktor slabljenja, homogenost i na kraju ekvivalent olova koji će nam reći da li je ispitivane rukavice sigurno koristiti u interventnoj radiologiji.

2. INTERAKCIJA RENDGENSKOG ZRAČENJA SA MATERIJOM

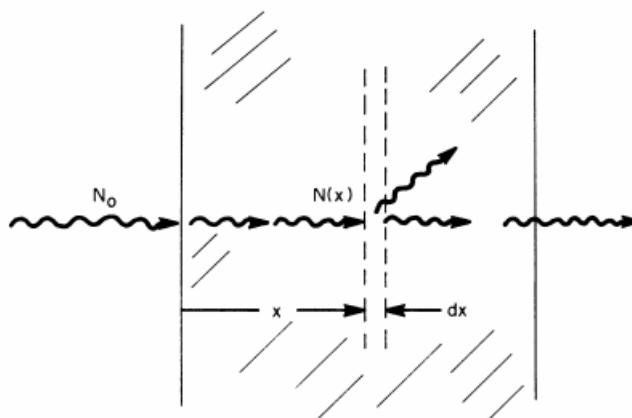
Rendgensko zračenje (X-zračenje) je zračenje koje nastaje u procesima koji se odvijaju u polju jezgra, tj u elektronskom omotaču. Ovo zračenje ima malu talasnu dužinu reda veličine 10^9 - 10^{-8} m. X zračenje možemo tretirati kao snop fotona koji se kreće brzinom svjetlosti.

Procesi interakcije elektromagnetskog zračenja sa materijom se opisuju kvantnom elektrodinamikom i složeniji su od procesa kojim interaguju nanelektrisane čestice. Razlog ovome je što fotoni ne mogu da djeluju na elektrone putem električnog polja na veća rastojanja, kao što je slučaj za alfa i beta čestice. Do interakcije između fotona i elektrona, kao i fotona i jezgra dolazi samo u relativno uskoj oblasti veličine takozvane Komptonove talasne dužine, koja je za elektrone reda veličine 10^{-12} m, a za nukleone 10^{-14} m. Fotoni se uvijek kreću brzinom svjetlosti i u interakciji ne mogu biti usporeni, ali mogu nestati ukoliko predaju svu svoju energiju elektronu ili stvore par electron-pozitron. Oni takođe mogu predati i dio svoje energije, nakon čega nastavljaju da se kreću sa umanjenom energijom i obavezno u drugom pravcu od prvobitnog. Fotoni ne gube energiju kontinualno, pa im se zbog toga ne može odrediti gubitak energije po jedinici dužine, kao ni domet ili dužina putanje.

Osobina da fotoni prilikom interakcije ili nestaju ili skreću sa prvobitnog pravca iskorišćena je da se na jednostavan način opiše njihovo prostiranje kroz neku sredinu. Ako posmatramo uzak snop fotona, njihov broj će se smanjivati sa porastom debljine materijala kroz koji oni prolaze, jer ostaju samo oni fotoni koji nisu doživjeli interakciju. Ako posmatramo najjednostavniji slučaj kada svi fotoni imaju jednake energije i prolaze kroz tanak sloj nekog materijala debljine dx (slika 1), tada je broj fotona, dN, koji nestane iz snopa prilikom prolaska kroz apsorber direktno proporcionalan broju upadnih fotona N, broju atoma u jedinici zapremine materijala i njegovoj debljini:

$$dN = \sigma \cdot N \cdot n \cdot dx \quad (1)$$

gdje σ predstavlja efikasni presjek kao mjeru vjerovatnoće da foton interaguje, odnosno da bude uklonjen iz snopa.



Slika 1. Šematski prikaz atenuacije fotonskog snopa [1]

Proizvod efikasnog presjeka σ i broja atoma po jedinici zapremine materijala kroz koji zračenje prolazi N se naziva linearni atenuacioni koeficijent i obično se označava sa μ . Nakon integracije prethodnog izraza dobija se atenuacioni zakon:

$$N = N_0 e^{-\mu x} \quad (2)$$

gdje je N broj fotona u snopu nakon prolaska kroz sloj materijala debljine x, a N_0 je početni broj fotona. Često se koristi i maseni atenuacioni koeficijent μ_m koji je količnik linearne atenuacione koeficijente i gustine materijala od koje je apsorber sačinjen:

$$\mu_m = \frac{\mu}{\rho} = \frac{\sigma n}{\rho} = \frac{\sigma N_{av}}{M} \quad (3)$$

gdje je N_{av} Avogadrov broj, a M je relativna atomska ili molekulska masa materijala kroz koji se zračenje prostire. Maseni atenuacioni koeficijent ne zavisi od gustine, a samim tim ni od agregatnog stanja materijala. Atenuacioni zakon možemo prikazati u sledećem obliku:

$$N = N_0 e^{-\mu_m \rho x} \quad (4)$$

Iz ovog možemo zaključiti da će broj fotona nekog snopa eksponencijalno da opada sa debljinom materijala kroz koji prolazi. Umjesto debljine često se koristi proizvod ρx koji se izražava u jedinicama $g cm^{-2}$. Linearni (ili maseni) atenuacioni koeficijent u potpunosti određuje prolazak X zračenja kroz neki materijal. Ovi koeficijenti se razlikuju u zavisnosti od materijala, ali takođe mogu da variraju u istom materijalu, ali za različite energije zračenja.

Osnovni načini interakcije fotona sa materijom su: fotoelektrični efekat, Tomsonovo, Rejljevo i Komptonovo rasijanje, i stvaranje parova.

2.1 Fotoelektrični efekat

Od samih početaka, kada je radioaktivnost otkrivena, fotoefekat je izučavan kao process u kome svjetlost izbija elektrone sa površine metala. Klasična elektrodinamika, koja je bazirana samo na talasnim svojstvima elektromagnetskog zračenja, nije mogla da objasni ovu pojavu. To je pošlo za rukom Albertu Ajnštajnu (1879-1955) koji je 1905. godine dao tumačenje ove pojave, dokazujući da se svjetlost može apsorbovati u malim paketima tj fotonima. Kao što fotoni vidljive svjetlosti interagisu sa elektronima na površini metala, tako i X zračenje predaje svoju energiju orbitalnim elektronima. Mehanizam je potpuno isti, s tim da se zbog velike prodorne moći X zračenja ovaj process može odvijati u dubini nekog materijala.

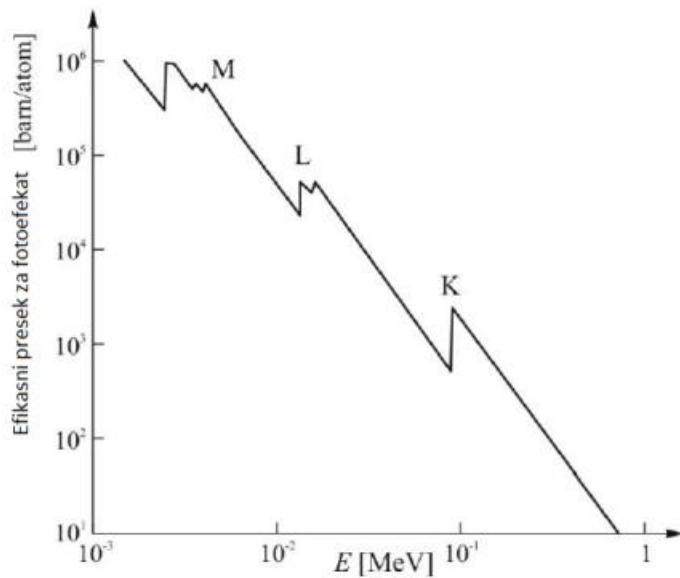
Fotoelektrični efekat je proces u kojem foton predaje svoju cijelokupnu energiju orbitalnom elektronu, foton prestaje da postoji, a elektron se udalji iz atoma sa energijom:

$$E_e = E_f + E_v \quad (5)$$

gdje je E_f energija koju je posjedovao foton prije interakcije, a E_v je energija veze orbitalnog elektrona. Vidimo da se energija fotona utroši na rad potreban da se elektron izbaci iz atoma kao i na njegovu kinetičku energiju.

Efikasnji presjek u zavisnosti od energije, šematski je prikazan na slici 2. Sa grafika se vidi da se efikasnji presjek za fotoefekat smanjuje sa porastom energije, uz nekoliko oštih skokova na energijama koje odgovaraju energijama veze orbitalnih elektrona. Ako foton posjeduje energiju koja je znatno visa od energije veze K-elektrona, vjerovatnoća za fotoefekat je

relativno mala. Kako se energija fotona smanjuje, vjerovatnoća za fotoefekat raste da bi dostigla lokalni maksimum baš za energije fotona koje su jednake vezivnoj energiji K-elektrona. [1]



Slika 2. Zavisnost efikasnog presjeka za fotoefekat od energije upadnog snopa [1]

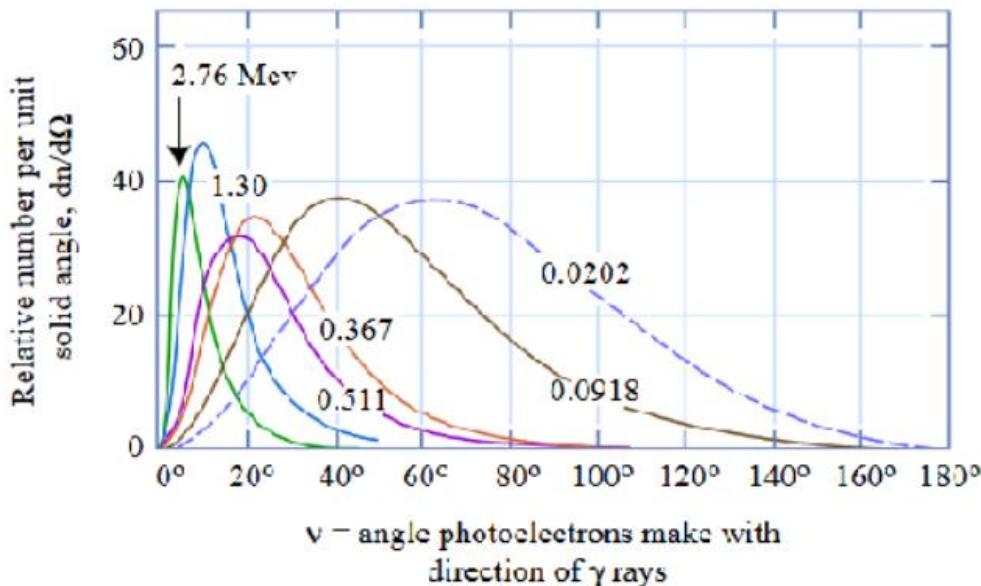
Da bi se desio fotoelektrični efekat potrebno je da energija upadnog fotona bude veća od energije veze orbitalnog elektrona. Što je energija veze elektrona bliža energiji fotona, utoliko je electron čvršće vezan, te je i vjerovatnoća dešavanja fotoefekta na takvom elektronu veća. S druge strane, ako foton posjeduje energiju znatno veću od energije veze elektrona, vjerovatnoća za dešavanje fotoefekta će biti manja. Ako je energija fotona niža, ma za koji iznos, od energije veze K-elektrona, do fotoefekta neće doći, pa se vjerovatnoća naglo smanjuje. Na ovim energijama je moguć fotoefekat samo na L i M elektronima. No kako je energija i dalje znano visa od energije veze L i M elektrona, vjerovatnoća za fotoelektrični efekat ponovo ima nisku vrijednost. Približavanjem energije fotona energiji veze L-elektrona, vrijednost efikasnog presjeka raste. Na ovaj način dobijamo još jedan maksimum, za energiju fotona jednaku energiji veze elektrona na L ljsuci. Nakon maksimuma, idući ka nižim energijama, efikasni presjek naglo pada pošto foton nemaju dovoljno energije da izbace elektrone iz L ljske. Situacija je ista i za elektrone sa M ljske. Pretpostavljen je da se oko 80% svih fotoelektričnih efekata odigra na K-ljsci pod uslovom da je energija fotona veća od vezivne energije K-elektrona, a ukoliko je ta energija manja onda će se najveći broj fotoefekata odigrati na L-elektronima.

Efikasni presjek za fotoefekat je veoma složena funkcija, ali značajno je naglasiti da se zavisnost od energije, koja je približna energiji veze, ponaša kao funkcija $E^{-1/2}$, a na mnogo većim energijama od energije veze funkcija prelazi u E^{-1} . Efikasni presjek veoma zavisi od rednog broja materijala i vjerovatnoća za fotoefekat raste sa Z^5 , jer sa povećanjem rednog broja, rastu i energije veza elektrona. Ova zavisnost se može predstaviti kao:

$$\sigma_{fe} \sim \frac{Z^5}{E^{7/2}} \text{ za } E_f > E_v^k \quad (6)$$

$$\sigma_{fe} \sim \frac{Z^5}{E} \text{ za } E_f \gg E_v^k \quad (7)$$

U slučaju kada je energija upadnih fotona dovoljno velika, elektron koji foton izbije iz omotača može dalje i sam da ionizuje sredinu. Iz ovog razloga bitno je da znamo u kom pravcu će se emitovati ti elektroni. Ugaona distribucija elektrona nastalih procesom fotoefekta zavisi od energije upadnih elektrona. Na slici 3 je prikazana ugaona raspodjela fotoelektrona za nekoliko različitih energija.



Slika 3. Ugaona distribucija elektrona emitovanih u fotoefektu [12]

Sa slike vidimo da ako je $E_f < m_e c^2$, elektrići će u tom slučaju najvjerojatnije biti emitovani normalno u odnosu na pravac upadnog fotonskog snopa. Sa povećanjem energije ugao distribucije elektrona se pomjera prema pravcu prostiranja upadnih fotona, pa se na energijama reda veličine MeV, tj za $E_f \gg m_e c^2$ fotoelektrići emituju u uskom prostornom uglu u pravcu upadnog snopa.

Kako se σ povećava sa smanjenjem energije fotona, to znači da uklanjanje niskoenergetskih fotona u procesu foto efekta biti izraženije od uklanjanja fotona viših energija. Na osnovu ovoga možemo zaključiti da je u atenuaciji X zračenja uticaj fotoelektričnog efekta najizraženiji na niskim energijama, što je za ovaj rad i najznačajnije jer su energije korištene u dijagnostici keV-skih vrijednosti.

2.2 Komptonov ekekat

Komptonov efekat je nekoherentno rasijanje fotona i do njega dolazi kada je energija upadnih fotona znatno veća od energije veze elektrona. Ovo znači da će prilikom interakcije fotona i elektrona doći do razmjene energije, tj upadni foton će predati dio svoje energije elektronu, skrenuti sa prvobitnog pravca i nastaviti da se kreće pod nekim uglom posjedujući energiju umanjenu za iznos koji preda elektronu. Foton će poslije rasijanja imati veću talasnu dužinu. Kompton je 1923. uvidio da je energija koju foton zadrži zavisna od ugla pod kojim se rasije. Ova pojava je objašnjena zakonima kvante mehanike, tj posmatrajući rendgensko zračenje kao čestično (snop fotona). Komptonovo rasijanje je elastično na slobodnom elektronu, pa na osnovu zakona održanja energije i impulsa u elastičnom sudaru, dobija se usklađenost teorijskih proračuna i eksperimentalnih rezultata.

Energiju rasijanog fotona možemo izraziti kao:

$$E_f = \frac{E_{f0}}{1 + \frac{E_{f0}}{mc^2} (1 - \cos\theta)} \quad (8)$$

Gdje je E_{f0} energija upadnog fotona, a m masa mirovanja elektrona. Iz jednačine se vidi da je za male uglove skretanja, $\cos\theta$ blizu jedinice i energija rasijanog fotona blisa energiji upafnog fotona. Sa povećanjem ugla rasijanja, povećava se i razlika između ove dvije energije, i za ugao od 180° energija rasijanog fotona će biti najmanja i približno jednaka $mc^2/2$, a foton će biti rasijan unazad. Za visoke energije upadnih fotona $E_{f0} \gg mc^2$, energija rasijanih biće jednaka:

$$E_f \approx \frac{E_{f0}}{1 - \cos\theta} \quad (9)$$

Kompton je došao i do zanimljivog saznanja, a to je da za određeni ugao, razlika talasnih dužina uopste ne zavisi od energije upadnog fotona, kao ni od rednog broja materijala na kojem se rasijanje vrši. Razlika ovih talasnih dužina je jednaka:

$$\Delta\lambda = \lambda - \lambda_0 = \Lambda(1 - \cos\theta) = 2\Lambda \sin^2\left(\frac{\theta}{2}\right) \quad (10)$$

Gdje je λ talasna dužina rasijanog fotona, λ_0 talasna dužina upadnog fotona, a Λ se računa kao:

$$\Lambda = \frac{h}{m_e c} = 2,42 \cdot 10^{-12} m \quad (11)$$

I ova konstanta se naziva Komptonova talasna dužina elektrona.

Iz jednačine (10) možemo vidjeti da će razlika talasnih dužina fotona, prije i nakon interakcije zavisiti samo od ugla rasijanja. Rasijani foton će imati za $\Delta\lambda$ veću talasnu dužinu od one koju je posjedovao upadni foton.

Prilikom detektovanja i spektroskopije rendgenskog zračenja, ako foton doživi Komptonovo rasijanje u aktivnoj zapremini detektoru, detektuje se samo ona vrijednost energije koju je dobio elektron nakon sudara sa fotonom, a foton će sa određenom vjerovatnoćom napustiti aktivnu zapreminu detektoru. Zbog ovoga je dobro znati koliku energiju može dobiti elektron prilikom jedne ovake interakcije:

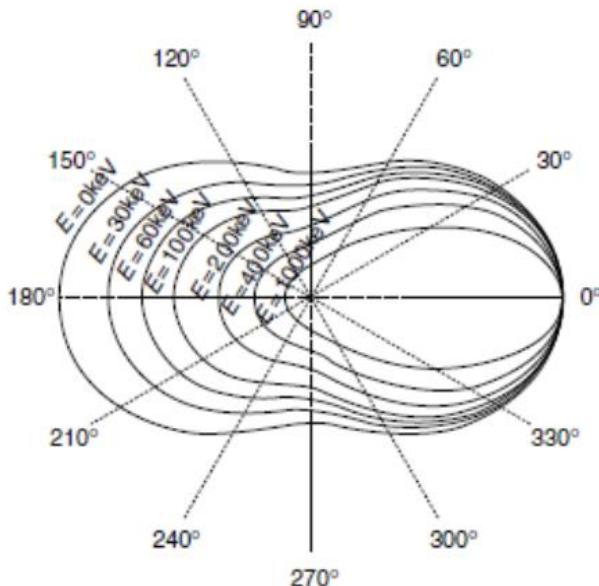
$$E_e = E_{f0} \frac{\frac{E_{f0}}{mc^2} (1 - \cos\theta)}{1 + \frac{E_{f0}}{mc^2} (1 - \cos\theta)} \quad (12)$$

Elektron će imati maksimalnu energiju kada se foton rasije unazad. U slučaju kada je $E_{f0} \gg mc^2$, tada će energija elektrona biti:

$$E_e \approx E_{f0} - \frac{1}{2} m_e c^2 = E_{f0} - 0,255 MeV \quad (13)$$

Na osnovu diferencijalnog efikasnog presjeka, kao vjerovatnoće skretanja fotona pod datim uglom, moguće je odrediti intenzitet zračenja koje će se rasijati pod datim uglom u zavisnosti od

energije upadnog fotona. Sa slike 4 vidimo da je za male energije, vjerovatnoća rasijanja fotona simetrična. Porastom energije, ova distribucija se pomijera unapred (u pravcu i smjeru upadnih fotona), a za visoke energije skoro sus vi fotoni rasijani ka unapred.



Slika 4. Ugaona distribucija intenziteta rasijanog Komptonovog zračenja za energije upadnih fotona do 1MeV [1]

Totalni efikasni presjek za Komptonovo rasijanje, dobija se integracijom po svim mogućim uglovima rasijanja što predstavlja komplikovan izraz koji se uprošćava posmatranjem samo nekih energetskih oblasti i dobijamo zajedničku osobinu da je ukupan efikasni presjek za rasijanje fotona na jednom elektronu obrnuto proporcionalno njegovoj energiji:

$$\sigma_{Com} \sim \frac{Z}{E} \quad (14)$$

Gdje je Z broj elektrona u atomu.

Iz ovog zaključujemo da se i vjerovatnoća Komptonovog efekta smanjuje sa porastom energije fotona, ali u mnogo manjoj mjeri nego kod fotoelektričnog efekta.

Sa porastom energije raste vjerovatnoća za efekat stvaranja para, koji u dijagnostici nije od velikog značaja pa ga nećemo detaljnije proučavati.

2.3. Linearni atenuacioni koeficijent

Linearni atenuacioni koeficijent μ je karakteristika materijala i njime se opisuju atenuaciona svojsta tog materijala kroz koji zračenje prolazi. Predstavlja proizvod broja atoma po jedinici zapremine materijala I totalnog efikasnog presjeka:

$$\mu = n \cdot \sigma \quad (15)$$

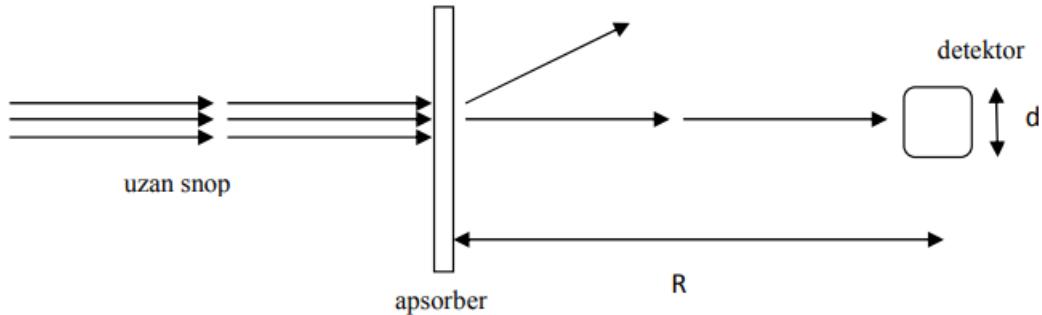
Ako uzmemo u obzir efikasni presek za svaku od tri navedene interakcije ponaosob, linearni atenuacioni koeficijent možemo još izraziti kao zbir tri linearna atenuaciona koeficijenta od kojih je svaki određen jednom od interakcija:

$$\mu = n\sigma_{fe} + nZ\sigma_{Com} + \sigma_{par} \quad (16)$$

Iz ovog možemo zaključiti da linearni atenuacioni koeficijent zavisi od gustine materijala, rednog broja elementa od kojeg je napravljen materijal i energije fotona.

Za eksperimentalno određivanje linearног atenuacionog koeficijenta za određeni materijal na određenoj energiji, koristi se uzak snop monoenergetskog zračenja, koji se propušta kroz apsorber debljine x . Detektor malih dimenzija, lokalizuje se iza materijala kroz koji zračenje prolazi, uz obavezan uslov $d \ll R$, gdje je R udaljenost detektora od apsorbera (slika 5). Ovako osiguravamo da do detektora ne stižu rasijani fotoni. Mjerimo relativni intenzitet I/I_0 u funkciji debljine apsorbera, i dalje na osnovu atenuacionog zakona računamo linearni atenuacioni koeficijent:

$$\mu = \frac{1}{x} \ln \frac{I_0}{I} \quad (17)$$



Slika 5. Eksperimentalna postavka za mjerjenje propuštenog zračenja kroz apsorber

3. OSNOVNI I TEHNIČKI PRINCIPI ZAŠTITE OD ZRAČENJA I MEĐUNARODNE USTANOVE

3.1 Osnovni principi zaštite

Primjena ionizujućeg zračenja veoma je važna stavka u savremenoj medicinskoj praksi i najznačajniji je činilac u ukupnoj radijacionoj izloženosti populacije od vještačkih izvora zračenja. Ono se koristi u kako u radioterapijske svrhe za liječenje malignih i benignih bolesti, tako i u dijagnostičkim procedurama za formiranje medicinske slike. Medicinska izlaganja ionizujućem zračenju su posljedica dijagnostičkih i interventnih procedura. Neke studije pokazuju da se godišnje uradi oko 3,6 milijardi pregleda. U međunarodnom sistemu zaštite od zračenja, zaštita kod izlaganja zasniva se na tri principa:

- Opravdanosti prakse
- Optimizaciji zaštite od zračenja i
- Ograničavanje individualnih doza i rizika

Treba naglasiti da treći princip ne važi za medicinsko izlaganje već se u tu svrhu koriste dijagnostički referentni nivoi.

Procedure koje koriste ionizujuće zračenje rezultovaće benefitom za pacijente samo ako se sprovode u skladu sa kliničkim preporukama koje su bazirane na principima opravdanosti i optimizacije. To znači da praksa koja dovodi ili može dovesti do izlaganja ionizujućem zračenju treba da se primjenjuje samo ukoliko postoje validne kliničke indikacije koje će doprinijeti dovoljno velikoj koristi ozračenoj osobi i ovo se odnosi na prvi princip.

Princip optimizacije je definisan kao proces koji se odnosi na izvor zračenja kojim se vjerovatnoča nastajanja izlaganja (tamo gdje to nije planirano), broj izloženih ljudi i nivo individualnih doza svodi što je niže moguće uzimajući u obzir socijalne i ekonomski uslove. Za razliku od principa opravdanosti (koji se odnosi na praksu u cijelosti), princip optimizacije se odnosi na kontrolu izlaganja od izvora zračenja u okviru prakse i uključuje donošenje odluka o nivou zaštite koji je potrebno ostvariti. Optimalni nivo zaštite je postignut onda kada dalje dodavanjem sredstava (za smanjenje nivoa radijacione štete) nije opravданo nivoom zaštite koja se time postiže. Optimizacija predstavlja prospektivan i iterativan proces koji zahtijeva donošenje odluka oslanjajući se i na kvalitativne i kvantitativne informacije i obuhvata:

1. Procjenu situacije izlaganja zračenju, uključujući i potencijalna izalganja;
2. Odabir odgovarajuće vrijednosti frakcija doze i definisanje pacijalnog ograničavanja doze ili referentnog nivoa (dose constraint, refrence level);
3. Identifikaciju mogućih opcija za zaštitu od zračenja;
4. Odabir najbolje opcije pod datim okolnostima; i
5. Implementaciju odabrane opcije.

Optimizacija zaštite od zračenja ne znači minimizaciju doze, već je rezultat pažljivog balansa štete koja nastaje uslijed izlaganja i dostupnih sredstava za zaštitu pojedinaca (te optimalna zaštita ne mora biti ona sa najnižom dozom).

Ograničavanje doza obezbeđuje jasno definsanu vrijednost doza za pojedince kako bi se sprečila prekomjerna šteta uslijed ukupnog izlaganja iz svih relevantnih praksi pri normalnim radnim uslovima. Jasno je, da dok su principi optimizacije zaštite ispunjeni, neće biti prekoračenja graničnih vrijednosti doza zračenja. Preporučene granične vrijednosti prikazane su

u Tabeli 1. U praksi, ove vrednosti su dovoljno visoke da osiguraju izostanak determinističkih efekata za sva tkiva i organe, izuzev očnog sočiva i kože, za koje su definisane posebne granične vrijednosti.

Za žene u trudnoći (a koje imaju status profesionalno izloženog lica) primjenjuju se granične vrijednosti za stanovništvo tokom perioda trudnoće.

Table 1. Granice doza za profesionalno izložena lica i stanovništvo usled planiranih izlaganja jonizujućem zračenju

	Profesionalno izložena lica	Stanovništvo
Efektivna doza	20* mSv	1 mSv
Ekvivalentna doza		
1) Očno sočivo	20 msv	15 mSv
2) Kožu	500 mSv	50 mSv
3) Ekstremitete	500 msv	/

*100 mSv u periodu od 5 uzastopnih godina (usrednjeno na 20 mSv po jednoj godini), pri čemu ni u jednoj godini efektivna doza ne smije preći više od 50 mSv.

Dijagnostički referentni nivoi (Diagnostic Reference Levels- DRL) su uvedeni da bi se lakše pratila pacijentna doza. Primarni cilj DRL-a je da se ukaže na lošu praksu, a sa druge strane da se promoviše dobra praksa prilikom upotrebe izvora jonizujućih zračenja, da bi to rezultovalo smanjenjem pacijentnih doza. Nacionalni referentni nivoi se utvrđuju empirijski, tj na osnovu aktuelne prakse, mjerenjem nivoa doza za odabrani broj pacijenata iz različitih ustanova. DRL su po definiciji nivoi provjeravanja i iskazuju se preko veličine koja predstavlja karakteristike prakse i omogućava međusobno poređenje različitih tehnika. DRL predstavljaju karakteristiku radiološke prakse i nisu pogodne za ocjenjivanje izloženosti pojedinačnih pacijenata. [5]

3.2 Tehnički principi zaštite

Postoje određena pravila kojih se treba pridržavati prilikom izlaganja, a to su:

- Ograničenje vremena izlaganja
- Povećanje distance od izvora jonizujućeg zračenja
- Upotreba zaštitnih barijera i zaštitnih sredstava

Ukupna doza koju čovjek primi prilikom izlaganja jonizujućem zračenju jednaka je proizvodu jačine doze i vremenu izlaganja, što govori da se treba sprječiti svako nepotrebno izlaganje, jer je vrijeme veliki faktor u ukupnoj dozi. Ograničavanjem vremena izlaganja postiže se da granična doza ne bude prekoračena shodno jačini polja zračenja u kojoj je pojedinac izložen.

Što se tiče distance, postoji nekoliko geometrijskih slučajeva koji određuju zavisnost jačine doze i izvora: tačasti izvor, linijski, površinski i zapreminski. S obzirom na definiciju tačkastog izvora (kada je rastojanje između pojedinca i izvora pet puta veće od najveće dimenzije izvora), skoro svi izvori u praksi se mogu smatrati tačkastim. U tom slučaju, jačina doze opada sa kvadratom rastojanja krećući se od izvora. Za profesionalno izložena lica treba praktikovati povećavanje udaljenosti što je više moguće, a da i dalje bude u mogućnosti da obavlja svoj posao. [6]

Treće od tri pravila su zaštitne barijere koje takođe predstavljaju veoma bitnu stavku za zaštitu od zračenja. Zbog toga se projektuju namenske barijere/bunkeri u kojima će se izvori zračenja nalaziti. Cilj projektovanja zaštitnih barijera jeste da obezbijedi ograničenje izlaganja kako izloženih radnika, tako i javnosti na prihvatljiv nivo. Pored zaštitnih barijera (koje predstavljaju kolektivna zaštitna sredstva), u upotrebi su i lična zaštitna sredstva kao što su olovne kecelje za cijelo tijelo, gonade, i tiroidnu žljezdu u fluoroskopiji.

Tokom interventnih procedura, zračenje kojem je izloženo osoblje potiče iz dva izvora. Primarni izvor jeste rendgenska cijev, ali postoji mali broj situacija u kojoj osoblje biva izloženo primarnom snopu. Drugi izvor zračenja za osoblje je pacijent odnosno rasejano zračenje koje nastaje prilikom intrakcije primarnog zračenja sa telom pacijenta i prostire se u svim pravcima. Nivo rasejanog zračenja zavisi od intenziteta primarnog zračenja odnosno smanjenje doze za pacijenta daje i nižu dozu za osoblje. U opštem slučaju pokazano je da je najveći intezitet rasejanog zračenja na ulaznoj površini pacijenta.

U smislu zaštite od zračenja u interventnim procedurama, od interesa je kontola doze za cijelo tijelo ali i doza za pojedine organe i tkiva, prije svega očno sočivo, kožu i ekstremitete. Smanjenje doze zračenja za osoblje se može sprovesti primenom tehničkih principa zaštite od zračenja (vrijeme, rastojanje i zaštitna sredstva) na sledeći način:

- Ograničiti vrijeme tokom kojeg je osoba izložena zračenju;
- Obezbijediti da je rastojanje između osoblja i izvora zračenja što je moguće veće (intenzitet zračenja koje potiče od tačkastog izvora opada sa kvadratom rastojanja);
- Upotrebom odgovarajućih zaštitnih sredstava (izrađena od olova ili ekvivalentnog materijala) (slika 6).

Upotrebom ličnih zaštitnih sredstava (оловне kecelje, štitnik za vrat, zaštitne naočale) kao i primjenom kolektivnih zaštitnih sredstava (plafonski montiran zaštitni ekran, olovne zavjese montirane na nosač pacijenta, pokretni paravani postavljeni između osoblja i pacijenta) može se smanjiti intenzitet rasijanog zračenja. Rezultati istraživanja pokazuju da kada se štitnik za vrat i zaštitna kecelja koriste zajedno (u odnosu na samo korišćenje zaštitne kecelje) efektivna doza za operatera može biti redukovana i do 50%.

Efikasnost zaštitnih sredstava:

-	Zaštitno sredstvo	Faktor za redukciju doze						
-	Zaštitne naočale	5	8-10	5-10	8	8-10	33	10
-	Plafonski zaštitni ekran	5,7	2,3	3	1,3-14	30	33	20
		1,5-4	2-7					
-	Olovne zavjesice	5 - 25						
-	Zaštitne naočale i olovne zavesice	25 - 143						

Plafonski montirani zaštitni ekrani pružaju značajnu zaštitu osoblja, pri čemu efikasnost zaštite zavisi od njihovog ispravnog pozicioniranja. Oni pružaju zaštitu gornjem delu tela, glavi i očima, i koristi se zajedno sa ličnim zaštitnim sredstvima. Ukoliko je plafonski montiran zaštitni paravan pozicioniran što je moguće bliže prijemniku slike i pacijentu, blago nagnut od operatera, to je doza za očno sočivo manja.

Kod nekih procedura nije praktično moguće koristiti plafonski montiran zaštitni paravan, te se doza za očno sočivo redukuje primjenom zaštitnih naočala. Upotrebom zaštitnih naočala (naročito onih sa lateralnom zaštitom), doza od rasejanog zračenja se može značajno smanjiti.

Postoje situacije kada se ruke osoblja mogu naći u primarnom snopu X-zračenja. Iako bi to značilo potrebu za primjenom zaštitnih rukavica, njihovo nošenje je zapravo

kontraproduktivno. Prisustvo zaštitnih rukavica u primarnom snopu utiče na rad uređaja za automatsku kontrolu ekspozicije (AES), što dovodi do automatskog povećanja intenziteta zračenja i generisanja veće količine rasijanog zračenja. Time je emilinisana zaštitna funkcija rukavica, a mogu i uticati na vještina pokreta ruku osoblja.



Slika 6. Lična zaštitna sredstva (zaštitne naočale, štitnik za vrat i zaštitna kecelja)

Kako će u ovom radu biti riječ o zaštitnim rukavicama posebnu pažnju ćemo posvetiti ovoj vrsti lične zaštite. One su prvenstveno namjenjene licu koje vrši radiološke preglede ili interventne procedure u kojima ruke i podlaktice moraju biti zaštićeni kako od direktnog snopa tako i od rasijanog zračenja. Rukavice trebaju da pokriju cijelu ruku, bez pukotina i najmanje da budu do polovine podlaktice. Ispod njih bi trebalo da se mogu nositi druge rukavice koje mogu da se Peru. Prave se tako da su svi prsti zatvoreni posebno. Osa palca treba da bude okrenuta prema dlani da bi vrh palca bio okrenut prema kažipstu. Trebalo bi da budu dizajnirane tako da osoba koja ih nosi lako da zatvori šaku kao i da je bez problema pomjera bočno u zglobu. Veoma važna stavka je da su napravljene tako da sadrže najmanje minimum zahtjevanog olovnog ekvivalenta tako da cijela površina bude zaštićena, napred, nayad, kao i prsti i zglob. Takođe one treba da budu napravljene tako da ako dođe do nekog oštećenja ili pucanja, koje može narušiti njihove atenuacione karakteristike, mogu vizualno da se otkriju. Svaki dodatni materijal koji se stavlja na rukavice treba da bude odvojen, da bi zaštitni materijal od koga su napravljene rukavice mogao da se pregleda tokom rutinskih provjera. [11]

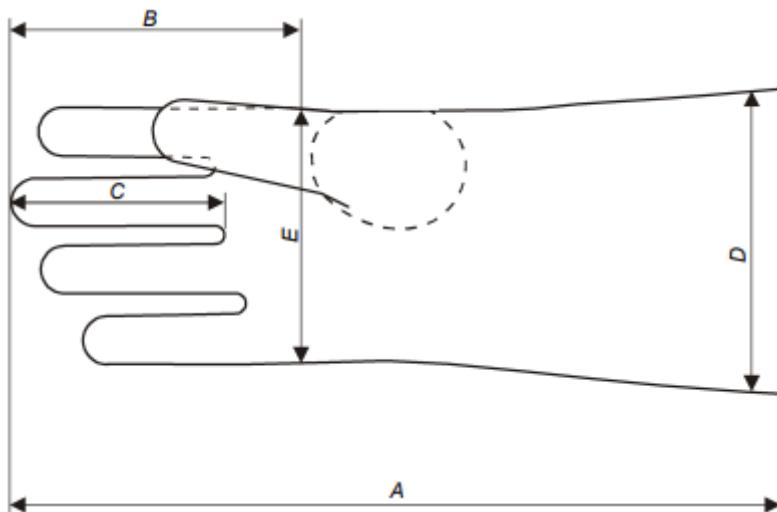
Zaštitni materijal od koga se prave rukavice i dodatni materijal za pokrivanje, treba da bude fleksibilan. Materijal bi trebao da ima ekvivalent olova ne manji od 0,25 mm Pb preko cijele površine.

Rukavice su standardnih veličina i oblika. (slika 7 i tabela 2)

Standard size	Letter symbol	Inside dimension cm				
		Length			Half-circumference	
		A	B	C	D	E
Small	S	35	11	7	16	11
Medium	M	35	11,5	7	17	12
Large	L	35	12	7	18,5	13

Dimensions A to E are shown in Figure 1; they are minimum dimensions.

Slika 7. Standardne veličine rukavica [11]



Svaka zaštitna rukavica treba da sadrži informacije prikazane u tabeli 1. Te informacije treba da se naznače jasno i trajno i treba da se nalaze na samom pakovanju rukavica. [11]

Tabela 2. Informacije koje treba da sadrži svako pakovanje rukavica [11]

Informacija	Primjer
Ime ili trgovачka marka proizvođača ili dobavljača	x,y,z
Vrijednost ekvivalenta olova izražen kao debljina olova, naznačen prvo simbol Pb praćen debljinom u milimetrima	Pb, 0,25
Interval napona rendgenske cijevi korišćeni da bi se ekvivalent olova odredio	60keV-150keV
Ako je primjenljivo, oznaku za veličinu prema prethodnoj tabeli	S, M, L
Referencu za ovaj standard, IEC 61331-3:2014	

Radnici se moraju pridržavati pravila i propisa rada sa izvorima zračenja, a ovlašćene osobe za zaštitu od izlaganja moraju za svakog radnika voditi dozimetrijske kartone u koje se upisuju mjesecne ili tromjesečne doze nakon očitavanja ličnih dozimetara. Period nakon koga se očitavaju lični dozimetri zavisi od grupe kojoj pripadaju profesionalno izložena lica.

4. INTERVENTNA RADIOLOGIJA

Interventna radiologija (IR) predstavlja skup dijagnostičkih i terapijskih procedura u toku kojih pri izvođenju radiolog utiče na morfološko i/ili funkcionalno stanje liječenog organa. Postoji mogućnost njene primjene skoro u svakoj specijalističkoj oblasti. Jedan od osnovnih uslova za dobro izvođenje IR procedura je dobro poznavanje radioloških tehnika vizuelizacije. Svrha IR je da se postavi dijagnoza ili postigne neki terapijski cilj primjenom što je manje moguće invazivne tehnike uz smanjenje rizika za pacijenta. Metodama interventne radiologije najviše odgovara iskusan radiolog, koji mora tjesno da sarađuje sa specijalistima drugih oblasti medicine.

Interventnoj radiologiji pripada pionirsko mjesto u razvoju minimalno invazivne medicine, terapijskih procedura koje su označile revoluciju u medicine. Prije svega jer se pacijent pošteđuje fizičke traume i obezbjeđuju mu se brz oporavak. Zahvaljujući interventnoj radiologiji veliki broj stanja pacijenta koja su ranije zahtijevala isključivo hiruške zahvate danas se liječe minimalno invazivnim procedurama. Interventna radiologija je značajna u razvijanju terapijskih procedura kao što je kateterizacija srca, ugradnja stenta i druge. Radiološka dijagnostika je oduvijek bila nezamjenjiv temelj za dalje liječenje pacijenata hiruškim i drugim metodama, ali se unazad nekoliko decenija njena primjena na tome i završavala. Iz razvoja novih tehnologija počela je da se javlja ideja da se tokom rendgenskog snimanja pojedinih organa ili sistema organa istovremeno primjene neki oblici terapije kao što je balon za širenje krvnog suda ili stent i na ovaj način je započeo razvoj radiološke terapeutike tj interventne radiologije (IR) koja se još naziva kliničkom ili hiruškom radiologijom.

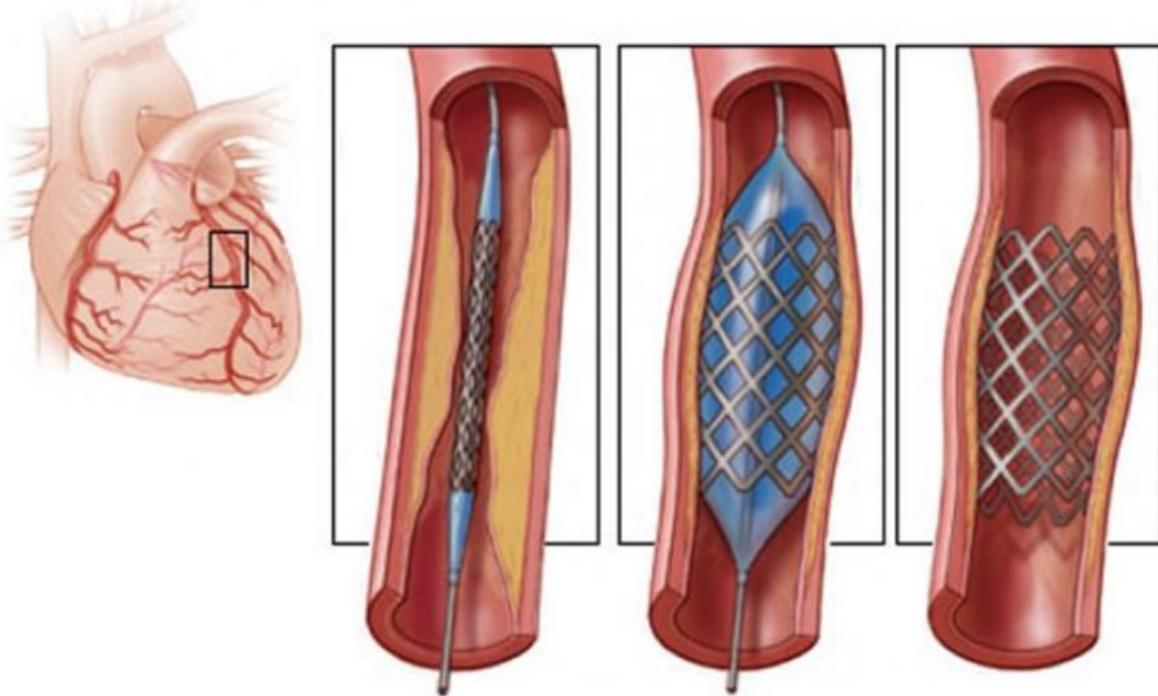
Interventne radiološke procedure se izvode u posebnim hiruškim salama koje se još nazivaju angio-sale uz prisustvo hirurga i radiologa i uz hirušku pripremu pacijenta. Intervencije se uglavnom rade pod lokalnom anestezijom, ali u određenom broju slučajeva neophodna je opšta anestezija što zahtijeva i prisustvo anesteziologa. Uz pomoć digitalnih rendgenskih slika koje se prate na monitorima, sitni instrumenti kojima se izvodi intervencija (igla, kateter) uvode se u tijelo pacijenta u krvni sud ili neki organ kroz minimalne rezove na koži. Ovakvim načinom liječenja pacijent se pošteđuje fizičke traume karakteristične za klasične operacije, ali se takođe mnogo smanjuje i rizik za pojavu infekcije i skraćuje vrijeme oporavka.

Interventna radiologija se može klasifikovati prema mjestu primjene i prema metodama. Prema mjestu primjene, IR se može podijeliti na vaskularnu i nevaskularnu, dok se prema metodi dijeli na dijagnostičku i terapijsku. Terapijska se često naziva i hiruškom radiologijom. Radiologija se i dalje širi i napreduje uključujući i učestvovanje specijalista drugih medicinskih grana u terapijskoj fazi IR, odnosno ona se sve više klinički orijentiše pa se naziva i kliničkom radiologijom. Pa tako kardiolozi preuzimaju procedure vezane za srce, neurolozi se fokusiraju na liječenje krvnih sudova vrata i mozga, pedijatrijski radiolozi se bave specifičnim problemima djece i drugi. Interventna radiologija danas zahtijeva od specijalista radiologije da poznaju široku kliničku praksu, da učestvuju u liječenju počevši od razgovora sa pacijentima, zatim konsultacija sa kliničkim specijalistima do primjene interventnih terapijskih procedura.

4.1 Vaskularna interventna radiologija

Ova vrsta interventne radiologije obuhvata intervencije na krvnim sudovima, od perifernih krvnih sudova, što se odnosi na ekstremitete, krvnih sudova organa u abdomenu i plućima, do krvnih sudova u vratu i mozgu. U vaskularnoj IR dijagnostička procedura snimanja stanja krvnih sudova izvodi se uz pomoć katetera (savitljive cjevčice), a sa daljim razvojem tehnologije pretvorena je u mogućnost da se istovremeno obavi terapijski dio. U dijagnostičkoj fazi u određeni krvni sud se ulazi kateterom, injektuje kontrastno sredstvo i snimaju promjene i to kako u samom krvnom суду i na njegovom zidu, tako i na organu koji taj krvni sud vaskularizuje. Najčešće je riječ o suženjima (stenoze), i proširenjima krvnih sudova (aneurizme), kao i različitim patološkim promjenama u organizmu. Sa razvitkom terapijske IR, stenoze su isprva liječene balon dilatacijom, tj širenjem krvnog suda pomoću balona, međutim zbog kratkog vijeka balona razvijena je tehnika ugradnje stenta (mrežice) koja je inaktivna u organizmu i krvni sud drži trajno prošireni. Ugradnjom stenta, u određenom broju slučajeva izbjegnute su hiruške operacije koje se primjenjuju samo ukoliko iz nekog razloga IR ne može da pomogne. Aneurizme koje mogu biti fatalne, uklanjaju se pomoću posebnih stentova koji odrzavaju normalan volumen krvnog suda, a aneurizmatični dio isključuju iz protoka i onemogućuju otkidanje tromba koji se najčešće u tom proširenju nalazi.

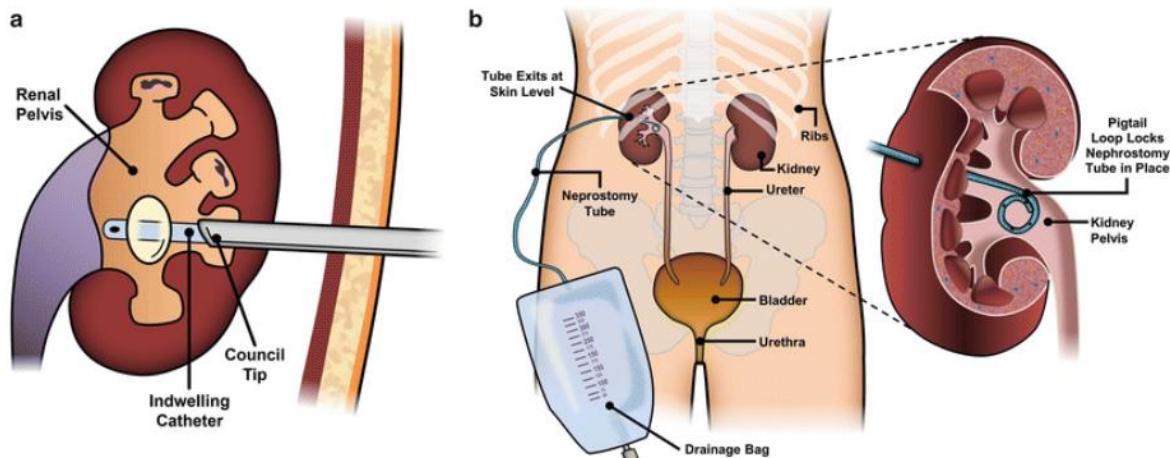
Embolizacija krvnih sudova je još jedna terapijska metoda IR. Kada postoji tumor koji iz nekog razloga nije operabilan, kateter se kroz krvni sud vodi do tumora, gdje se ubacuje embolomaterijal za zatvaranje dotoka krvi u tumor, nakon čega on prestaje da se hrani i stagnira. Embolizacija je palijativna metoda, koja produžava život pacijentu, tako što zaustavlja rast tumora, ili kao preoperativna metoda, pri kasnijoj operaciji omogućava manju potrošnju krvi. Ovom metodom se palijativno ili u potpunosti mogu liječiti tumori bubrega i jetre, ginekološki i urološki krvareći tumori. Embolizacija se može primjenjivati do tri puta godišnje.



Slika8. Princip ugradnje stenta u suženu koronarnu arteriju [10]

4.2 Nevaskularna interventna radiologija

Nevaskularna interventna radiologija obuhvata intervencije na parenhimatinoznim organima kao što su jetra, pankreas i bubrezi, a najčešće se radi o uklanjanju opstrukcija, drenaži takozvanih tečnih kolekcija u abdomenu (ciste, apcesi i drugo) ili sklerozaciji što predstavlja ubrizgavanje nekog sklerozantnog sredstva koje dovodi do smrežuravanje neke promjene. Ukoliko postoje indikacije za neku patološku promjenu u nekom od unutrašnjih organa, dijagnostička IR se služi biopsijom (jetre, pluća, bubrega, nadbubrege, pankreasa...). U zavisnosti na kom organu se radi biopsija, specijalnim iglama se uzima uzorak tkiva tog organa i šalje na histološki pregled i na osnovu rezultata određuje se terapija. Ako je dijagnostifikovana neka opstrukcija najčešće se interveniše drenažom. Na primjer prilikom zastoja oticanja urina na nivou od bubrege do bešike, uvodi se kateter u izvodni sistem bubrege i omogućava isticanje urina u spoljašnju kesu van tijela što omogućava smanjenje napetosti u bubregu i direktvo popravlja zdravstveno stanje pacijenta, a istovremeno se radiološki utvrđuje i razlog opstrukcije, kao i nivo na kome je do nje došlo i na osnovu toga se može odlučiti o daljoj terapiji. Interventno-radiolološka procedura u tom slučaju pomaže da se funkcija bubrega sačuva, tj da se izbjegne hiruško odstranjivanje bubrega. Ovo predstavlja jedan od mnogobrojnih primjera primjene nevaskularne IR. [10]



Slika 9. Šematski prikaz procesa drenaže [13]



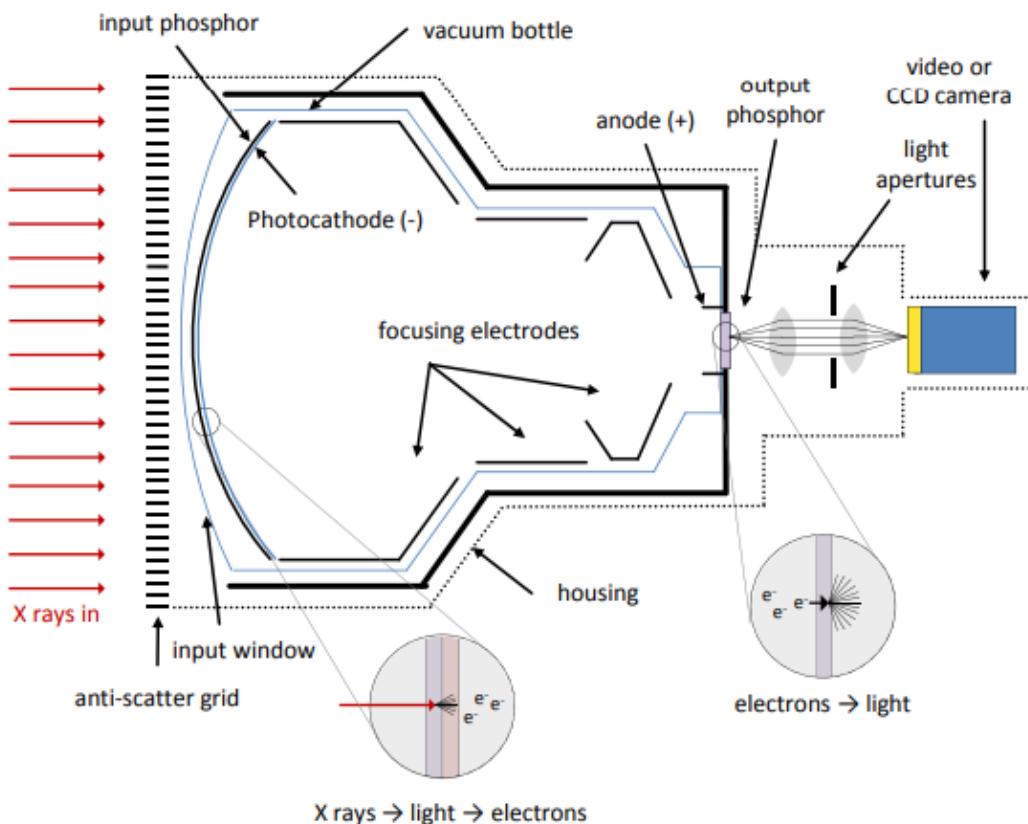
Slika 10. Rendgenski snimak procesa drenaže[14]

4.3 Fluoroskopija

Nakon više od vijeka korišćenja X zračenja u dijagnostici i terapiji, ekspanzija njihove upotrebe van prostora predviđenih za njihovo korišćenje nikad nije bila veća. Najviše se upotrebljavaju prilikom interventnih procedura, u kardiologiji, ali i kod velikog broja kliničkih procedura gdje se fluroskopija koristi za navođenje i praćenje, recimo prilikom operativnih zahvata. Fluoroskopija je tip medicinskog imidžinga koji pokazuje kontinualno rendgenske slike na monitoru, kao rendgenski film. Slika se transmiteme na monitor tako da se dio tijela, instrument ili kontrastni agens kroz tijelo vide do sitnih detalja.

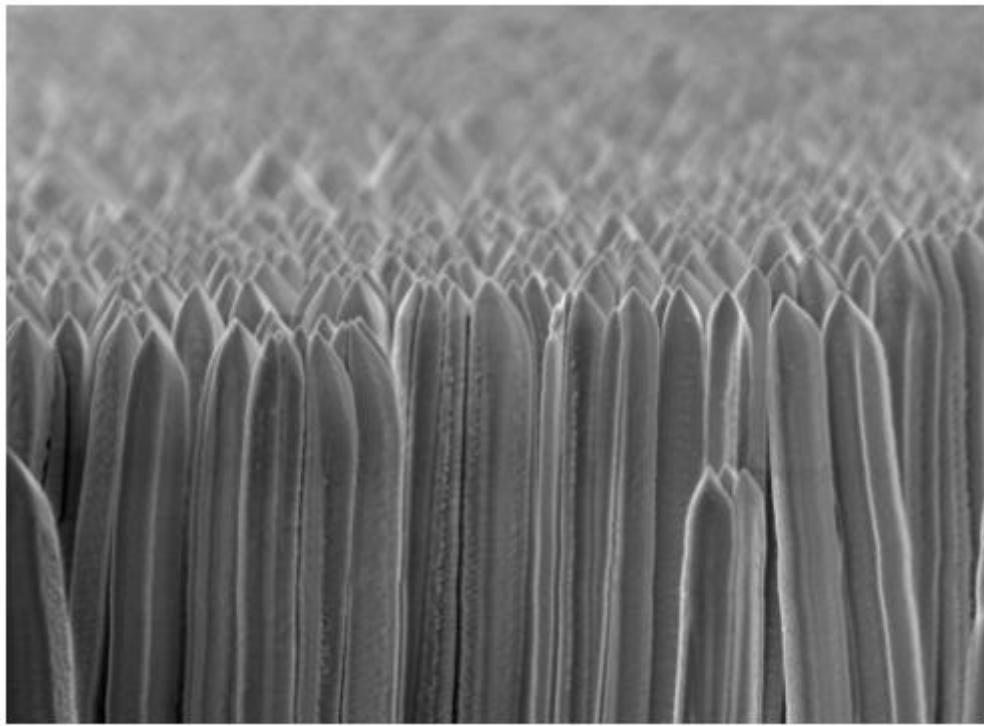
Fluoroskopski imidžing sistem koristi istu tehnologiju kao radiografski sistem sa nekim modifikacijama. U zavisnosti od primjene, fluoroskopski sistem može zahtijevati generator velike snage i rendgensku cijev visokog toplotnog kapaciteta. Najveća razlika između radiografske i fluoroskopske opreme je prijemnik slike. Raniji fluoroskopski sistemi koristili su intenzivirajući ekran koji je sličan radiografskom snimanju filma koji radiolog direktno pregleda. Međutim ti direktni sistemi proizvodili su slike koje su nejasne i zahtjevale su da radiologove oči budu prilagođene tamnim uslovima, što je često rezultovalo visokim dozama kako za pacijenta tako i za radiologa. Zbog toga je razvoj pojačavača intenziteta rendgenske slike (XRII- X Ray Image Intensifier) bilo od suštinskog značaja za uspješno fluoroskopsko snimanje kakvo danas poznajemo. [4]

Fluoroskopski sistem za snimanje obično uključuje rešetku protiv rasijanja kao prvi element u lancu. Fokusirana mreža protiv rasijanja ima istu svrhu u fluoroskopiji kao i kod radiografskog snimanja, a to je da uklanja radljano zračenje iz spektra koje degradira kontrast slike.



Slika 11. Osnovna struktura XRII [9]

XRII konvertuje fotone niskog intenziteta koji izlaze iz tijela pacijenta u visoko vidljivi fotonski tok pomoću velikog broja konverzionih slojeva i serije elektroda unutar vakuumskog kontejnera (slika 12). X zraci koji su izašli iz tijela pacijenta, prošli kroz rešetku protiv rasijanja i noseću metalnu konstrukciju stižu na ulazni forsorni sloj. Cezijum jodid (CsI) je najčešće korišćen materijal za konverziju X zraka u svjetlost. Igličasta struktura cezijum jodida (slika 12) minimalizuje bočno širenje svjetlosti unutar ulaznog fosfora.



Slika 12. Prikaz CsI filma debljine $\sim 750 \mu\text{m}$ [9]

Ovi svjetlosni fotonii pogađaju veoma tanku bi ili multialkalnu fotokatodu, debljine oko 20nm, gdje se fotoelektričnim efektom oslobađaju elektroni i ubrzavaju se prema pozitivno nanelektrisanoj anodi na izlaznom fosforu. Zatim se elektroni konvertuju nazad u svjetlost na izlaznom fosforu. Elektronski snop između dvije elektrode ubrzava se do energija između 24 i 39 keV i fokusira se na anodu pomoću niza elektroda smještenih na stranicama XRII. Tipične vrednosti incidentne kerme u vazduhu (IAKRs) za fluoroskopska snimanja (koja koriste vidno polje od 30 cm (FOV-Field of View)) su u opsegu od 15 do 40 mGy/min (8,8-22 nGy/frame) i variraju u zavisnosti od izabrane brzine frejmova.

Pojačanje intenziteta rendgenske slike može da se odvija preko dva mehanizma. Prvi je elektronski ili pojačanje fluksa, što je rezultat kinetičke energije dobijene ubrzavanjem elektrona između dvije elektrode. Elektronsko pojačanje obično ima vrijednost 50. Drugi mehanizam pojačanja intenziteta je pojačanje od minifikacije. Pojačanje od minifikacije je rezultat redukcije velike rendgenske slike na ulaznom fosforu (na primjer 40 cm) u sliku manjeg dijametra na izlaznom fosforu, obično 2,5 cm. Na primjer, pojačanje od minifikacije na XRII koji koristi 40 cm FOV i 2,4 cm izlazni fosfor bi bila $40^2/2,5^2$ odnosno 256. Pojačanje od minifikacije se smanjuje kako se elektronsko povećava.

Povećanje osvjetljenosti je posljedica elektronskog povećanja i kreće se između 2500 i 7000 u zavisnosti od FOV.

Faktor konverzije je još jedna mjera XRII pojačavača i obično se koristi kao pokazivač performansi pojačavača. Faktor konverzije je odnos luminescencije izražene u Cd/m^2 mjerene na izlaznom fosforu i incidentne kerme u vazduhu (IAKR) izražene u $\mu\text{Gy}/\text{s}$ mjerene na ulaznom fosforu koristeći pri tome referentne uslove snopa. Konverzionalni faktor varira od 9 do 27 $\text{Cd}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\mu\text{Gy}^{-1}\cdot\text{s}^{-1}$ u novim XRII pojačavačima. Ovaj faktor opada sa vremenom i konačno pada na nivo koji zahtijeva promjenu XRII pojačavača.

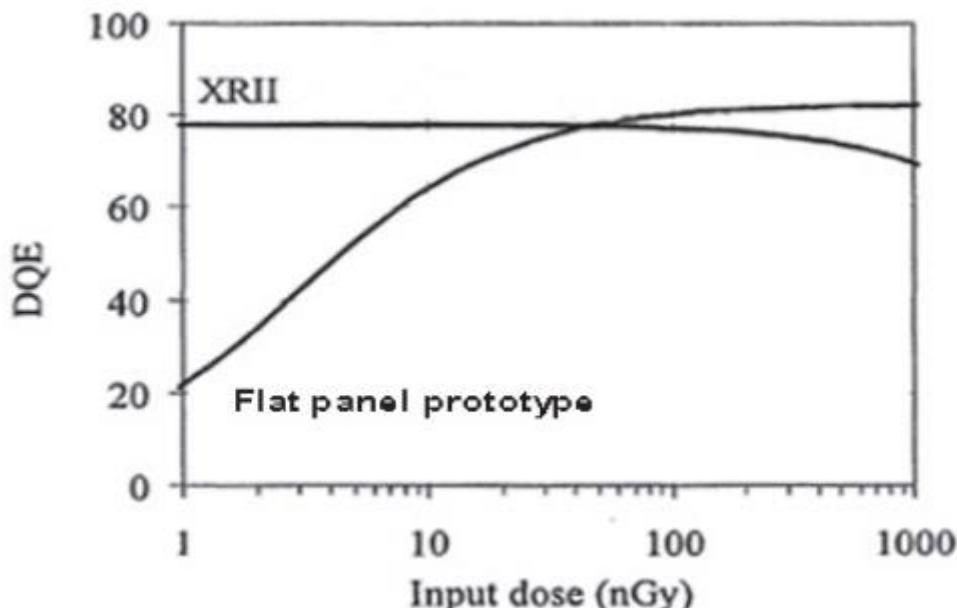
Optička slika sa izlaza XRII pojačavača usmjerava se na druge komponente za prikaz slike na monitoru ili za snimanje slike. Najjednostavnije, optički sistem se sastoji od tri elementa:

- kolimatorskih sočiva koji oblikuju divergentni svjetlosni snop sa izlaza XRII u skoro potpuno paralelan snop,
- Otvor blende da ograniči da ograniči količinu svjetlosti koja stiže do video kamere i
- Sočiva koja fokusiraju sliku na video kameru

Otvor blende može biti fiksan ili se mijenjati. Optička slika koju kamera zabilježi se konvertuje u analogni električni signal. Video kamere se biraju na osnovu nekoliko fundamentalnih karakteristika uključujući kašnjenje i SNR (Signal to Noise Ratio). Kamere sa niskim SNR doprinose povećanju nivoa šuma na fluoroskopskim slikama. Kašnjenje opisuje brzinu odgovora video kamere na promjenu signala i kamere sa velikim kašnjnjem zadržće neki preostali signal od trenutnog frejma u nekoliko narednih frejmova i takođe biće potrebno nekoliko frejmova da se dobije/izgradi pun signal. Veliko kašnjenje može da rezultuje zamućenjem slike objekata u pokretu, ali će redukovati šum i iz ovog razloga kašnjenje može da se podesi da bude prednost kada se snimaju objekti koje se ne kreću brzo. Maksimalan SNR se postiže kada se video kamera koristi blizu svog maksimalnog nivoa signala i vrlo je važno da otvor blende bude podešen u skladu s tim.

Analogni signal sa video kamere može direktno da se prikaže na video monitoru. Obrada digitalne slike zahtijeva da analogni signal bude digitalizovan pomoću analogno-digitalnog konvertora. CCD kamera je uređaj koji se sastoji od velikog broja fotoprovodnih ćelija. Optička svjetlost koja potiče od izlaznog fosfora se konvertuje u elektrone u amorfnom fotoprovodnom sloju CCD kamere. Elektroni se skladište u potencijalne jame nastale stvaranjem razlike potencijala između redova i kolona ćelija unutar CCD-a. Skladišteno nanelektrisanje koje se nakupilo prilikom ekspozicije očitava se korišćenjem paralelnih i serijskih pomjerajućih registara koji pomijeraju nanelektrisanje od kolone do kolone i od reda do reda, stvarajući analogni signal koji se pojačava i izlazi kao video signal ili se direktno digitalizuje. Neke od prednosti CCD kamere su to što nema kašnjenja i ima širok dinamički opseg, a takođe može smanjiti ili eliminisati cvjetanje slike i distorziju slike. Skoriji fluoroskopski sistemi uvode ravne panele kao receptore slike koji posjeduju nekoliko prednosti u odnosu na XRII. Prednosti uključuju veće dimenzije panela, manje glomazan profil, odsustvo distorzije slike i veći QDE (Quantum Detection Efficiency). Receptori slike sa ravnim ekranom sada omogućavaju nove aplikacije kao što su rotaciona angiografija i CBCT (Cone Beam CT).

Nakon što je obavljena cijelokupna obrada slike, ona opet mora biti konvertovana iz digitalnog u analogni signal za prikaz slike na monitoru. Raniji televizijski standardi ustanovili su da je potrebno najmanje 525 video linija slike da bi se adekvatno prikazale pokretne slike. Struja frekvencije 60Hz je potrebna da bi se prikazale sve linije skeniranja u integralnom broju ciklusa (/60s, 1/30s,...). Kako se sve linije skeniranja ne mogu prikazati u jednom ciklusu na frekvenciji od 60 Hz zbog ograničenja propusnog opsega i neprihvatljivog treptanja slike pri sporim brzinama skeniranja, neophodno je da se skeniraju dva frejma ili video polja od kojih svako sadrži po polovicu skenirane linije na isprepletenu način. Kombinovane prednosti brzine frejmova od 30 i 60 Hz i isprepletenu način skeniranja postali su televizijski standard.

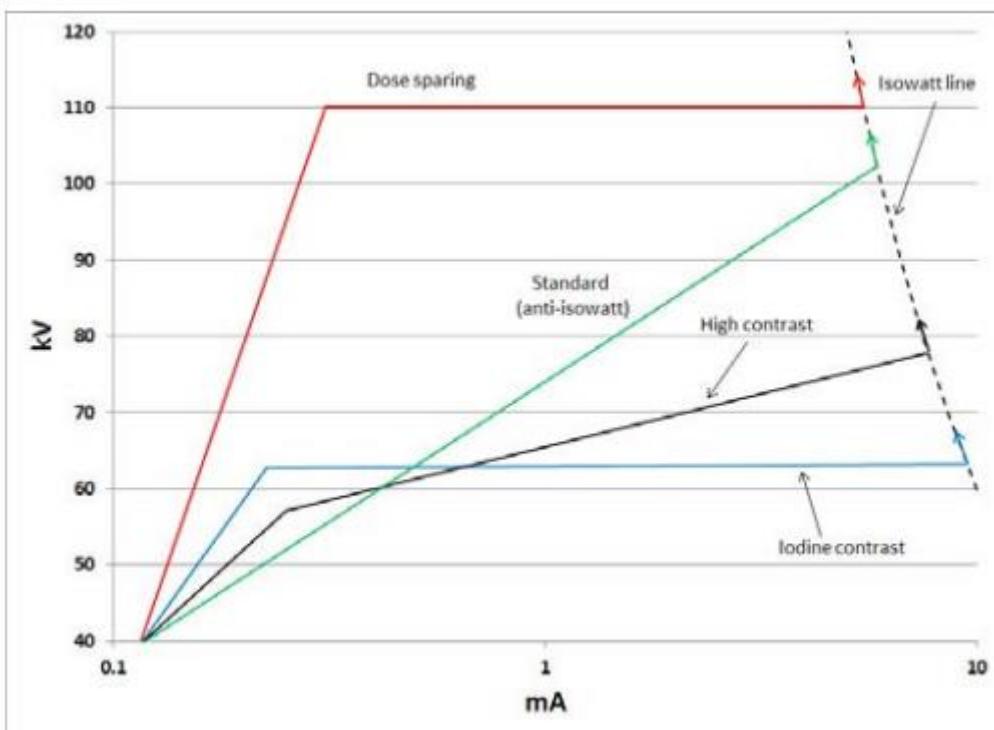


Slika 13. QDE kao funkcija ulazne doze za ravni panel i XRII [9]

Rezulucija sistema za video skeniranje ograničena je u vertikalnom pravcu brojem efektivnih linija koje čine sliku. Efektivni broj linije je broj skeniranih linija slike pomnožen sa Kell faktorom. Kell faktor je empirijski dobijen i opisuje vertikalnu degradaciju slike koja je karakteristična za svaki uređaj i kreće se od 0,7 (za vidcom kamere i uređaje za prikaz sa katodnom cijevi) do 0,9-0,95 (za CCD kamere i monitore sa tečnim kristalima).

Automatska kontrola ekspozicije - AEC

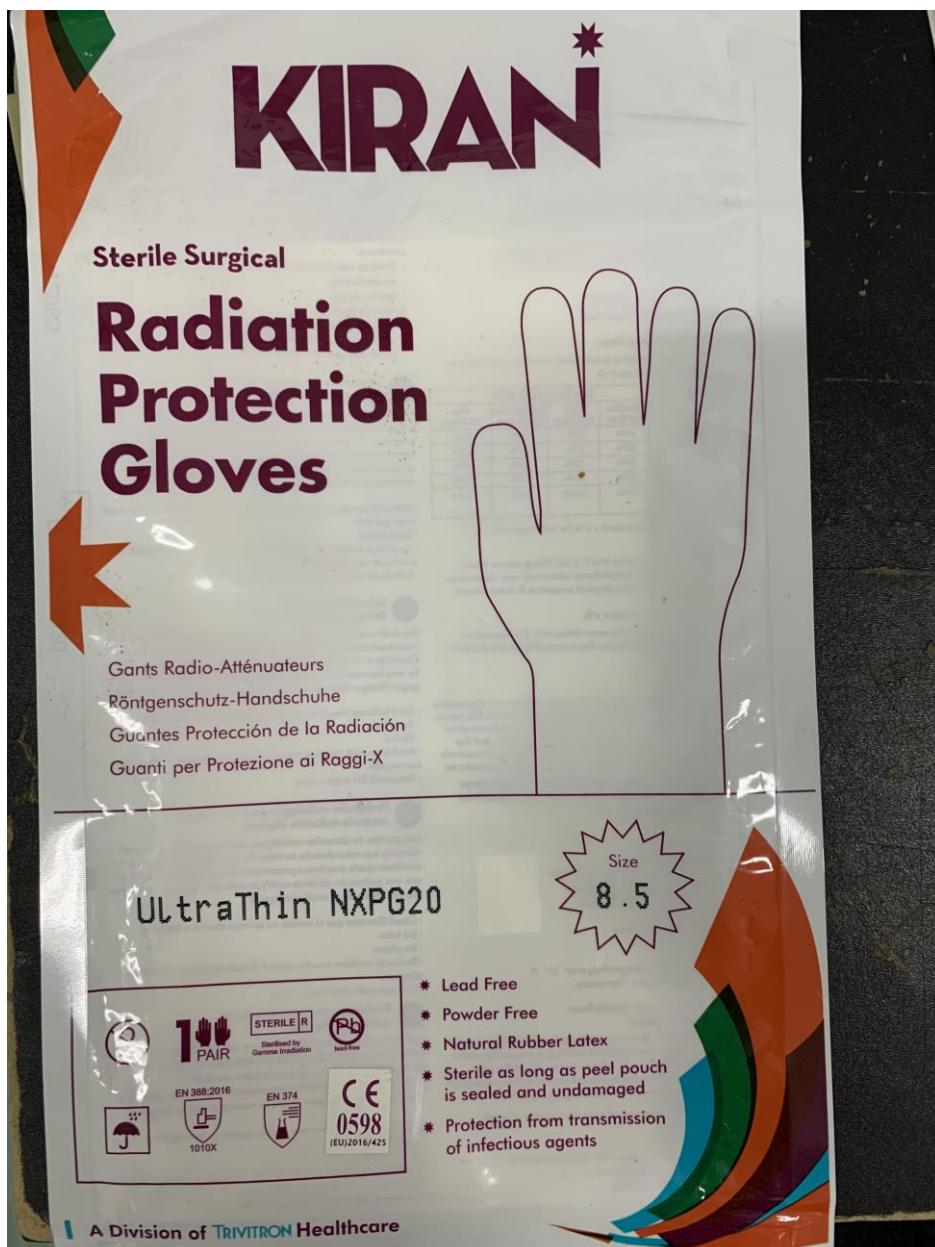
AEC sistemi mogu se još biti poznati kao automatska kontrola doze ili automatska kontrola osvjetljenosti. Opisuje u suštini automatsku kontrolu napona video kamera, ali se primjenjuje i za kontrolu ekspozicije u fluoroskopskim sistemima. Radiografski sistemi koriste AEC uređaje koji automatski prilagođavaju faktore radiografske tehnike, najčešće mAs, da isporučuju konstantan intenzitet signala na prijemniku slike bez obzira na različite debljine pacijenta, energije rendgenskih cijevi, udaljenosti fokusa od detekrota i druge tehničke parametre. Na veoma sličan način i fluoroskopski sistemi koriste AEC koji kontroliše IAKR na XRII da bi spriječio fluktuacije u osvjetljenosti slike i SNR-u što bi učinilo dijagnostifikovanje ili navigaciju instrumenata teškim. Fluoroskopski AEC može koristiti signal sa senzora kao što je fotodioda, fotomultiplikatorska cijev, ili najčešće korišćen je signal sa video kamere ili direktno sa ravnog panela, da bi se odredila neophodna podešavanja parametara fluoroskopskog sistema kao što su napon cijevi i struja. Odabir parametara se radi na osnovu unapred oređenih krivih koje su pohranjene u generatoru i koje omogućavaju neke izvore parametara. Neke od tih krivih su standardna kriva, kriva niske doze i kriva visokog kontrasta (slika 14). Složenost fluoroskopskog AEC-a se povećava sa naprednim dodacima gdje AEC preuzima kontrolu nad dodatnim parametrima opreme kao što su dužina pulsa, dodana filtracija i promjenljivo podešavanje otvora blende. [9]



Slika 14. Neke kontrolne krive za različite imidžing zadatke u fluoroskopiji [9]

5. ODREĐIVANJE SVOJSTAVA SLABLJENJA MATERIJALA

Tema ovog rada je određivanje atenuacionih svojstava rukavica napravljenih od materijala koji ne sadrži olovo (slika 15.) u cilju provjere mogućnosti korišćenja istih u interventnoj radiologiji. Važno je napomenuti da su ispitivane rukavice napravljene od materijala koji je lagan, fleksibilan, koji odgovara obliku ruke tako da osobe koje bi koristile rukavice ne bi imale problema s osnovnim pokretima ruku, tj. Ove rukavice omogućuju pun spektar pokreta, što je vrlo važno prilikom izvođenja procedura u interventnoj radiologiji.



Slika 15. Rukavice za zaštitu od zračenja

U eksperimentu smo mjerili kermu u vazduhu, prilikom prolaska rendgenskog zračenja kroz rukavicu. Kako bi rezultati bili što vjerodostojniji, uslovi u kojima je eksperiment rađen podešeni su tako da predstavljaju okolinu što sličniju stvarnim uslovima, odnosno prostorijama u kojima se vrše interventne procedure. Napon rendgenske cijevi je podešavan u skladu sa naponima koji se koriste prilikom procedura interventne radiologije.

U ovom poglavlju biće pojašnjena postavka eksperimenta, aparatura koja se koristi i veličine koje se mijere.

5.1 Kerma

Kinetic Energy Released in Medium (K) odnosno Kermu definišemo kao:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad \left[\frac{J}{kg} = Gy \right] \quad (21)$$

Gdje dE_{tr} predstavlja sumu svih početnih kinetičkih energija nanelektrisanih ionizujućih čestica (elektrona i pozitrona) koji su oslobođeni nenelektrisanim česticama (fotonima) u materijalu mase dm . Foton predaje svoju energiju sredini u dvije faze, gdje u prvoj fazi predaje energiju sekundarnoj nanelektrisanoj čestici putem fotoefekta, Komptonovog efekta i efekta nastanka para elektron-pozitron dok u drugoj fazi ove nanelektrisane čestice predaju svoju energiju sredini kroz koju prolaze ionizacijom i ekscitacijom (neelastični sudari).

Jačine kerme u vazduhu (air kerma rate) se vrlo često koristi umjesto ekspozicione doze (exposure kerma rate) i definiše se kao:

$$K_{air} = \frac{1}{1-g} \frac{W_v}{e} X \quad (22)$$

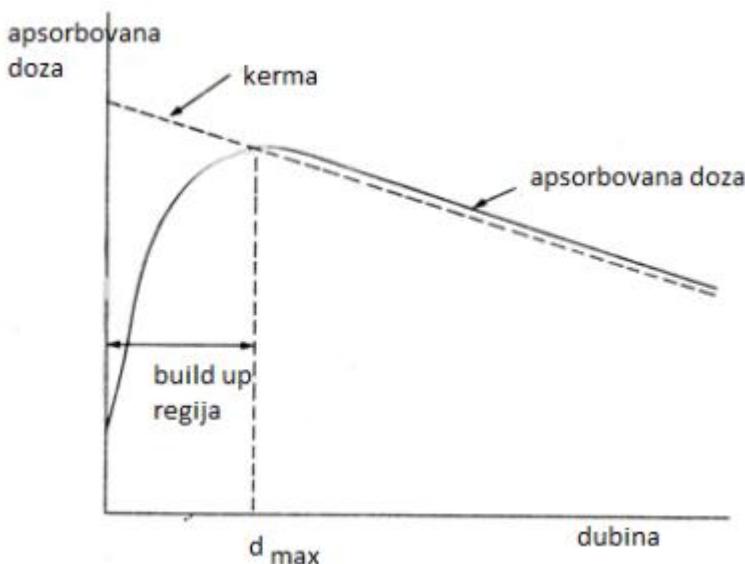
Gdje je g mali dio kerme, odnosno energije izgubljene u zakočnom zračenju, a X ekspozicija.

$$\left(\frac{W}{e} \right) = 33,97 JC^{-1} = 0,879 cGyR^{-1} \quad (1R = 2,58 \cdot 10^{-4} Ckg^{-1}),$$

Gdje je W srednja energija potrebna da se u vazduhu kreira jonski par.

Jačina kerme u vazduhu definiše se kao promjena kerme u jedinici vremena i ima jedinicu $[Gy/s]$.

Veza između apsorbovane doze i kerme je prikazana na slici kada široki snop fotona ulazi u medijum. Kerma je maksimalna na površini medijuma, a zatim opada sa dubinom, dok apsorbovana doza prvo raste do maksimalne vrijednosti u build up-u, a zatim na isti način opada kao kerma. Oblast koja se nalazi između povrsine medijuma i tačke u kojoj je maksimalna vrijednost zbir kerme i apsorbovane doze zove se build up regija.



Slika 16. Veza kerme i apsorbovane doze u funkciji dubine

5.2. Ionizaciona komora

Ionizaciona komora spada u gasne dozimetre i na osnovu njene primjene može biti različitih oblika i veličina, ali neke osobine su zajedničke za sve ionizacione komore. Ona predstavlja šupljinu ispunjenu gasom obavijenu provodnim spoljašnjim zidom koji predstavlja jednu elektrodu, dok se u centru komore nalazi kolektujuća elektroda. Ove dvije elktrode su razdvojene izolatorom kojima je cilj spriječavanja curenja struje kada se dovede napon na komoru. Naelektrisanje koje nastaje u interakciji zračenja sa gasom koji ispunjava komoru se skuplja na centralnoj elektrodi. Komora pod dejstvom spoljašnjeg napona kada se nađe na putu fotonskom snopu, putem fotoelektrične i Komptonove interakcije u zidu komore stvara elektrone koji se kreću kroz gas komore izazivajući njegovu jonizaciju. Zid komore mora da bude dovoljno debelj i da bi elektroni koji putuju kroz šupljinu komore poticali samo od zida komore, a ne i od materijala koji je okružuje. Prema tome zid komore mora biti minimalno debeljine koliki je domet elektrona koji nastaju u fotonskim reakcijama, ali obziron da on u određenoj mjeri i atenuira snop ne smije biti debelji nego što je neophodno.

Ionizacione komore su uglavnom osjetljive na promjenu atmosferskih uslova, tj. na promjenu pritiska i temperature te zahtijevaju uvođenje određenih korekcija. Veličine koje mjeri ionizaciona komora su nanelektrisanje i struja, koje su naspale ulaskom snopa u šupljinu mase m_{gas} , pa se iz ovih veličina direktno računa doza D ili brzina doze u gasu (najčešće je u pitanju vazduh):

$$D_{vazduh} = \frac{M}{m_{vazduh}} \left(\frac{W}{e} \right) \quad (23)$$

Obzirom da je u pitanju komora spoljašnjeg tipa i da je vazduh unutar komore podložan promjeni pritiska i temperature, mjerena su izvođena u kontrolisanim uslovima uz uvođenje korekcije na pritisak i temperatuku koja se izrađava na sledeći način:

$$k_{Tp} = \frac{(273,2 + T)}{(273,2 + T_0)} \frac{p_0}{p} \quad (24)$$

gdje su T i p temperatura i pritisak u trenutku mjerena, a $T_0 = 20^\circ C$ i $p_0 = 101,3 kPa$ i predstavljaju referentne vrijednosti. Pored ove korekcije moraju se uzeti u obzir i korekcija na

polaritet k_{pol} , faktor elektrometra ($k_e = 1$ kada su komora i elektrometar zajedno kalibrirani) i korekcija na rekombinaciju k_s .

Kada uzmemo u obzir sve pomenute korekcije, apsorbovana doza u vazduhu će biti:

$$k_{air} = Q \cdot N_k \cdot k_d \quad (25)$$

gdje je Q sakupljeno nanelektrisanje na elektrodi, N_k kalibracioni koeficijent komore za apsorbovanu dozu, a k_d korekcioni faktor.

Tip ionizacione komore koji je korišćen u ovom eksperimentu je Exradin A3, serijskog broja S/N: XR171102. Ovo je sfererna komora dizajnirana za precizno mjerjenje ekspozicione doze i jačine ekspozicione doze. Vrlo se lako centriра za precizno pozicioniranje i pogodna je za mjerjenja u vazduhu. Obezbeđuje brza, precizna i pouzdana mjerjenja. Napravljena je od plastike koja je ekvivalentna vazduhu i pruža odličnu provodljivost i godine pouzdane upotrebe. Izgleda i specifikacije komore su prikazane na slici i u tabeli. Etaloniranje korišćene ionizacione komore je od avgusta 2021. godine i iznosi 7,963 mGy/nC za kvalitet zračenja RQR5 (U=70kV, HVL=2,57mm Al).



Slika 17. Ionizaciona komora Exradin A3

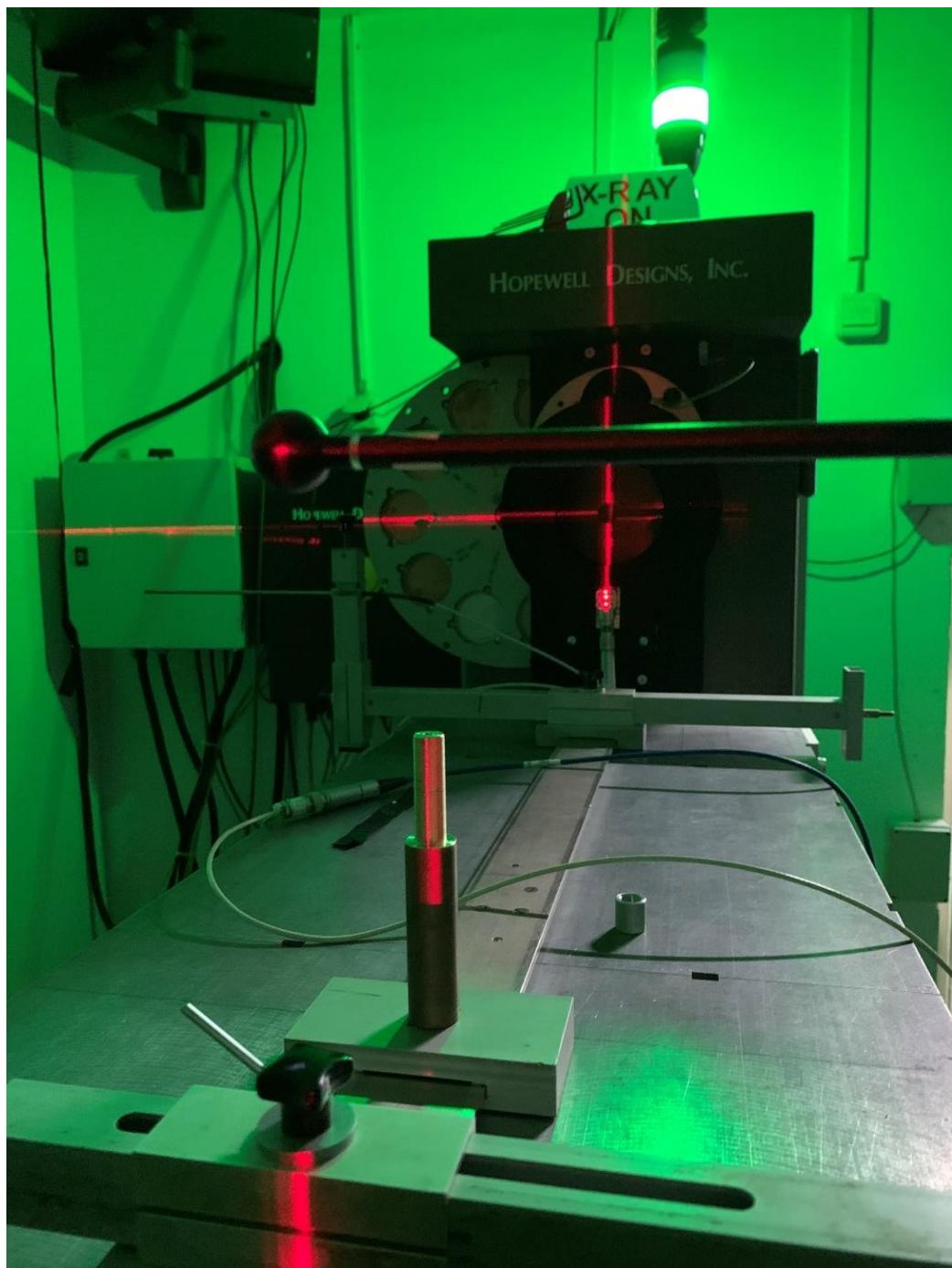
Tabela 3. Specifikacije ionizacione komore

REF broj	92717
Aktivna zapremina	3,6 cm ³
Kalibracioni faktor	0,9 R/nC
Prečnik komore	2mm
Debljina zida	0,25mm
Materijal zida, kolektora i zaštite	Shonka plastika C552, ekvivalent vazduhu
Maksimalan polarizacioni potencijal	1000V
Preporučeni potencijal	300V
Nominalna efikasnost	100% u preporučenim uslovima

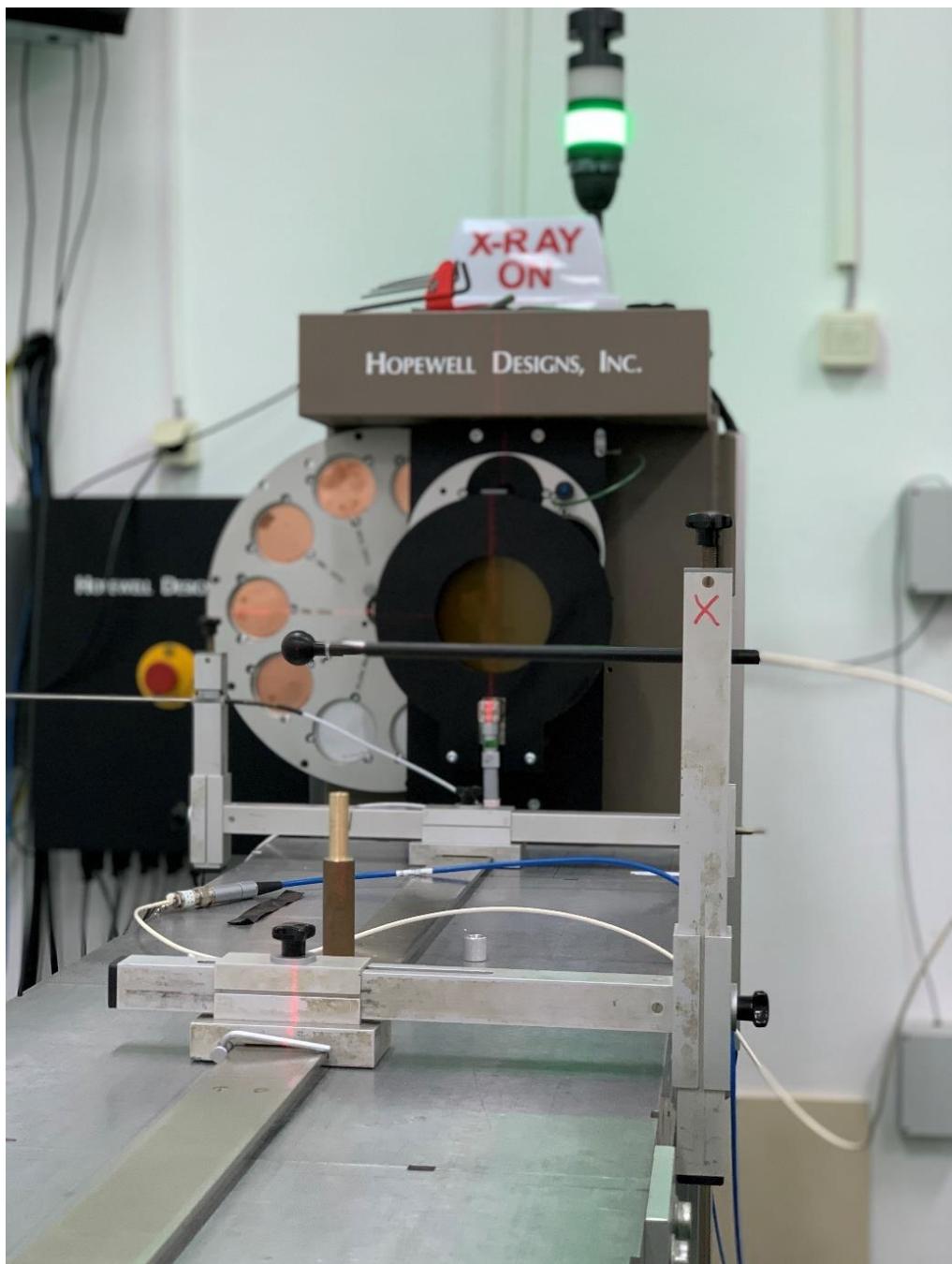
Nominalna inherentna struja curenja	10-15A
Nikošumni triaksijalni kabl	50Ω, 29pF/ft, 1,5m dužine
Signalni konektor	Triaksijalni BNC konektor (2-Lug, muški ulaz)
Visokovoltažni konektor	Integralni sa triaksijalnim konektorom
Otvori za ventilaciju	Dva otvora, prema vani, na vratu komore
Osnova	Ne može se skidati, 2,7mm prečnik X 22,9cm, crni fenol
Dostupne buil-up kape	2,3mm zid C552 (60Co), 5,6mm zid Delrin, 8,5mm zid Delrin, 11,5mm zid Delrin
Vodootporna	Ne
Standardi proizvoda	CE0413, dizajniran da prati IEC 60601-1

Komora se poziciona na presijeku lasera, na 1m udaljenosti od generatora zračenja kao što je prikazano na slici 18 i slici 19.

Generator X zračenja je Hopewell Designs X80-225 kV-E koji takođe može da se vidi na slici.



Slika 18. Pozicioniranje komore na presjek lasera



Slika 19. Pozicioniranje komore

Mjerenje kerme u vazduhu prvo radimo za neoslabljen snop, tj bez prisustva rukavice i zatim smo ista mjerenja uradili za dva i jedan sloj rukavica (slika 20 i slika 21) za spektar napona od 80kV do 150kV. Rezultati mjerenja su priloženi u sledećem poglavljju. Razlog baš ovog opsega napona je taj što se u interventnoj radiologiji ne koriste naponi ispod 80kV, zbog toga mjerena počinjemo s ovom vrijednošću.

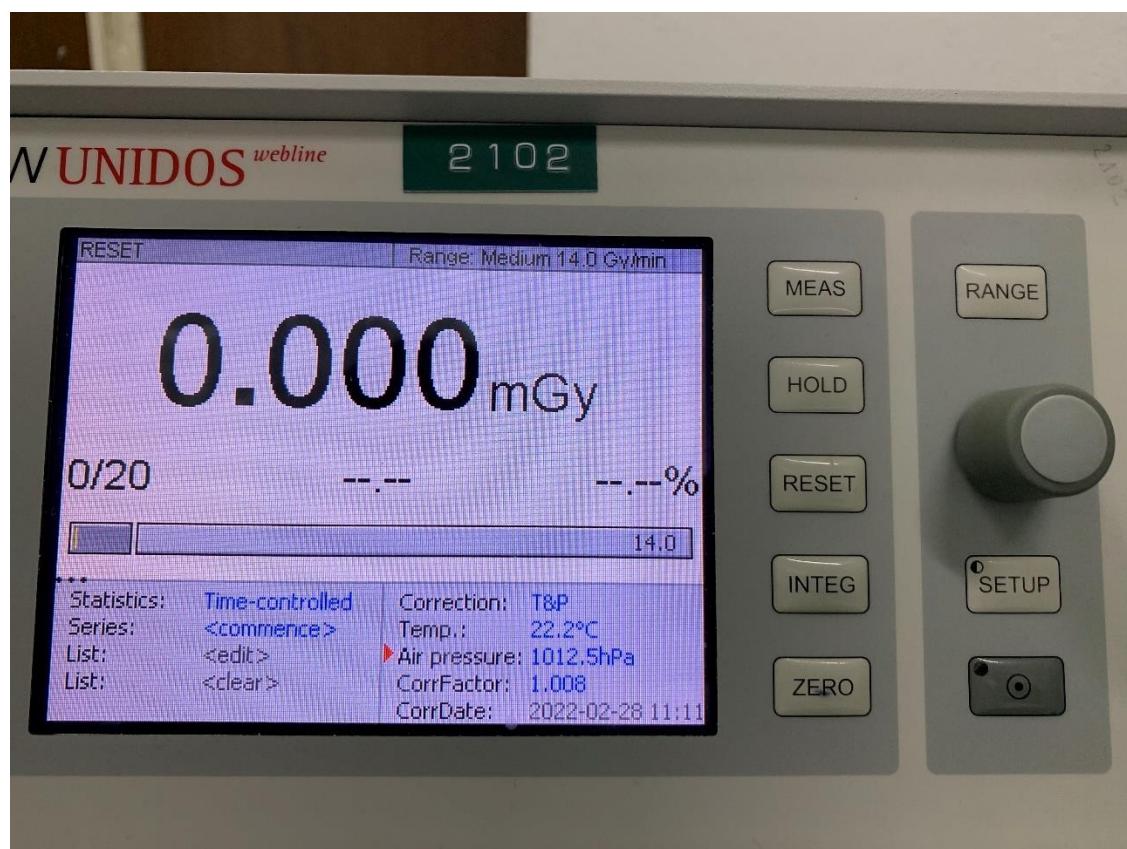


Slika 20. Atenuacija snopa kroz dva sloja rukavica



Slika 21. Atenuacija snopa kroz jedan sloj rukavica

Rezultati su očitavani sa elektrometra modela PTW Unidos Webline serijskog broja S/N: 2102. U elektrometar je potrebno unijeti pritisak i temperatutu u trenutku mjerjenja, a on izračuna odgovarajući korekcioni faktor, a rezultate prikazuje direktno u Gy kao što je prikazano na slici 22.



Slika 22. Elektrometar PTW Unidos Webline

6. REZULTATI I DISKUSIJA

Radi određivanja atenuacionih karakteristika rukavica računali smo sledeće veličine:

- Faktor slabljenja $F = \frac{K_0}{K_I}$
- Homogenost i
- Ekvivalent olova

6.1. Faktor slabljenja

Faktor slabljenja se računa po fumuli:

$$F = \frac{K_0}{K_I} \quad (26)$$

Gdje je K_0 vrijednost kerme u vazduhu za neoslabljen snop za napone od 80, 90, 100, 120 i 150 kV, a K_I je vrijednost kerme u vazduhu nakon prolaska snopa kroz jedan sloj rukavica, računat za iste vrijednosti napona. Rezultati mjerena prikazani su u tabeli 4.

Tabela 4.

Napon (kV)	K_0 (mGy)	K_I (mGy)	F	Atenuacija (%)	Atenuacija koju daje proizvođač (%)	Relativno odstupanje izmjerene vrijednosti i one koju daje proizvođač (%)
80	45,5±6,8	27,6±4,2	1,64±0,43	39,2 ±1,6	38,0±1,5	3,3
90	53,5±8	35,5±5,3	1,50±0,37	33,5±1,6	-	-
100	63,4±9,5	44,6±7	1,42±0,34	29,9±1,7	32,0±1,3	6,4
120	78±12	61,6±9,2	1,26±0,29	20,9±1,8	-	-
150	109±16,4	93,9±14	1,16±0,25	13,7±1,9	-	-

Na osnovu budžeta mjerne nesigurnosti pripremljenu od strane Instituta za nuklearne nauke „Vinča“ na nivou povjerenja 2σ , kombinovana mjerna nesigurnost za mjerjenje kerme u vazduhu iznosi 15% od izmjerene vrijednosti iste.

Relativno odstupanje izmjerene vrijednosti atenuacije u odnosu na onu koju daje proizvođač izračunato je samo za atenuaciju na naponima navedenim u specifikaciji.

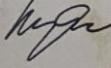
Iz tabele 3 možemo vidjeti da se u zavisnosti od korišćenih napona atenuacija kreće od $\approx 14\%$ do $\approx 40\%$.

Za svaki napon izvora zračenja koriste se posebni filteri da bi zrake manjih energija eliminisali iz snopa. Za svaku promjenu napona, odnosno svaki promijenjeni filter potrebno je takođe promijeniti i kalibracioni faktor komore, što se podešava na elektrometru. Ove koeficijente daje IAEA, a prikazani su na slici 23.

International Atomic Energy Agency					
Calibration certificate No. SRB/2021/4					
The following instruments from VINCA Institute of Nuclear Sciences Belgrade, Serbia					
have been calibrated at the IAEA Dosimetry Laboratory:					
		Ionization chamber	Electrometer		
Model/type:		Exradin A3	UNIDOS		
Serial number:		#XR171102	#20767		
Manufacturer:		Standard Imaging	PTW		
Calibration period:	from 2021-Jul-09		to 2021-Jul-16		
Calibration coefficients in terms of air kerma					
The calibrations have been performed following the procedure given in Appendix 2 DOLP.013 "Calibration of Reference Dosimeters for Diagnostic Radiology at the IAEA Dosimetry Laboratory". The IAEA reference standard chamber Exradin A3, (#XR071832) used to calibrate the instruments was calibrated at the PTB in October 2019.					
Radiation quality	Half Value Layer [mm Al]	Chamber N_k [mGy /nC]	Chamber + electrometer N_k [mGy /scale unit]	Uncertainty [%]	\dot{K}_{air} [mGy/min]
RQR2	1.42	8.048	8.056	1.3	42
RQR3	1.78	8.005	8.010	1.3	42
RQR4	2.18	7.983	7.987	1.3	38
RQR5	2.57	7.973	7.976	1.3	38
RQR6	3	7.963	7.967	1.3	41
RQR7	3.58	7.966	7.970	1.3	41
RQR8	4.02	7.963	7.968	1.3	41
RQR9	5.04	7.963	7.964	1.3	41
RQR10	6.71	7.967	7.973	1.3	40

Uncertainties in the calibration correspond to a coverage factor, $k = 2$. The calibration coefficients are established at the reference conditions $T = 20.0\text{ }^{\circ}\text{C}$, $P = 101.325\text{ kPa}$ and $\text{R.H.} = 50.0\text{ %}$.

Electrometer settings during the calibration (see Appendix for details):	
Settings (user):	Charge, Ranhe High, 23 nC
Scale unit (user):	nC
Polarizing Voltage (user):	-300 V (CEG)
Polarizing Voltage (IAEA):	+300 V (CEP)


D. van der Merwe
 Section Head, Dosimetry and
 Medical Radiation Physics Section

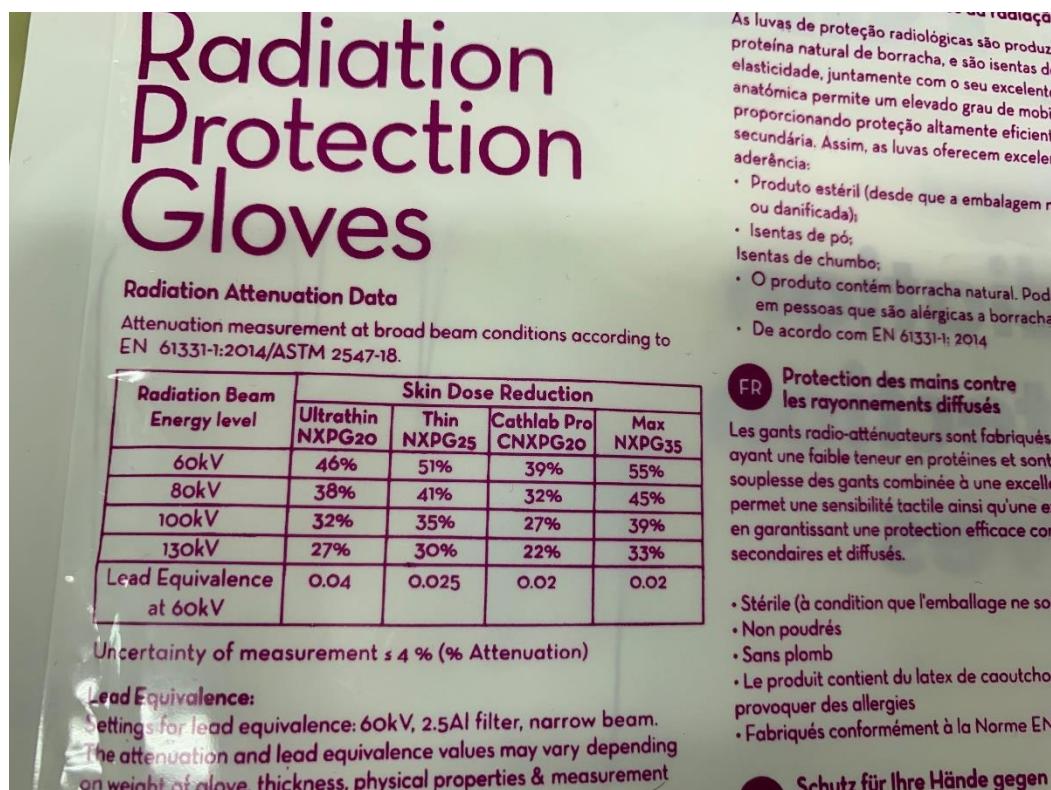
Date of issue: **2021-08-06**

DOLF.1301_20200310

1/2 pages

Slika 23. Kalibracioni faktori komore koje daje IAEA

Na osnovu podataka prikazanih na slici mogli smo napraviti poređenje naših rezultata i onih vrijednost atenuacije koju daje proizvođač.



Slika 24. Vrijednosti atenuacija, ekvivalent olova I mjerna nesigurnost koju daje proizvođač

Za model rukavica koji smo koristili, a to je Ultrathin NXPG20 za one napone koji se poklapaju tj za napone od 80kV i 100kV možemo vidjeti da su približnih vrijednosti.

6.2. Homogenost

Homogenost doze provjeravali smo na pet zazličitih pozicija rukavice za tri različite vrijednosti napona i to 80kV, 100kV i 150kV. Rezultati su prikazani u sledećim tabelama.

Tabela 5. Vrijednost kerme za neoslabljen snop za vrijednosti napona od 80kV, 100kV i 150kV

U (kV)	K₀ (mGy)
80	45,5±6,8
100	63,4±9,5
150	109±16,4

Tabela 6. Nehomogenost za vrijednost napona 80kV

Pozicija	Kerma (mGy)	Faktor slabljenja F	Odstupanje od srednje vrijednosti F (%)
1.	22,7±3,4	1,9±0,3	15,6
2.	19,0±2,9	2,4±0,4	23,7
3.	21,6±3,2	2,1±0,3	4,7
4.	24,4±3,7	1,90±0,3	28,5
5.	18,9±2,8	2,4±0,4	25,1
		Srednja vrijednost: 2,2	

Iz tabele 6 vidimo da je na naponu od 80kV najveće odstupanje od srednje vrijednosti zabilježeno u tački 4 i iznosi 28,5%.

Tabela 7. Nehomogenost za vrijednost napona 100kV

Pozicija	Kerma (mGy)	Faktor slabljenja F	Odstupanje od srednje vrijednosti F (%)
1.	41,3±6,2	1,5±0,1	14,4
2.	34,1±5,1	1,9±0,1	17,6
3.	38,3±5,8	1,6±0,1	2,5
4.	42,2±6,3	1,5±0,1	17,7
5.	34,3±5,1	1,8±0,1	17
		Srednja vrijednost: 1,7	

Iz tabele 7 vidimo da je na naponu od 100kV najveće odstupanje od srednje vrijednosti zabilježeno u tački 4 i iznosi 17,7%.

Tabela 8. Nehomogenost za vrijednost napona od 150kV

Pozicija	Kerma (mGy)	Faktor slabljenja	Odstupanje od srednje vrijednosti F (%)
1.	98,8±14,8	1,1±0,2	6,2
2.	87,8±13,1	1,3±0,2	8,7
3.	95,2±14,3	1,2±0,2	2,1
4.	101,6±15,2	1,1±0,2	9,3
5.	86,9±13	1,3±0,2	8,9
		Srednja vrijednost: 1,2	

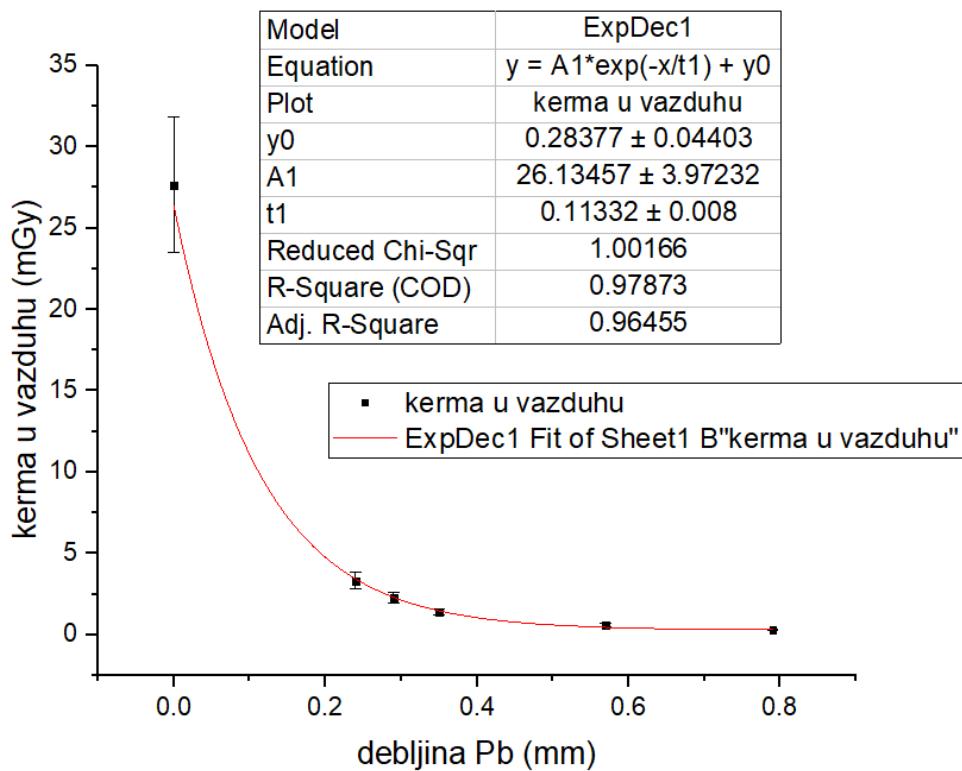
Iz tabele 8 vidimo da je na naponu od 80kV najveće odstupanje od srednje vrijednosti zabilježeno u tački 4 i iznosi 9,3%.

Nehomogenost je rađena za dva sloja rukavica.

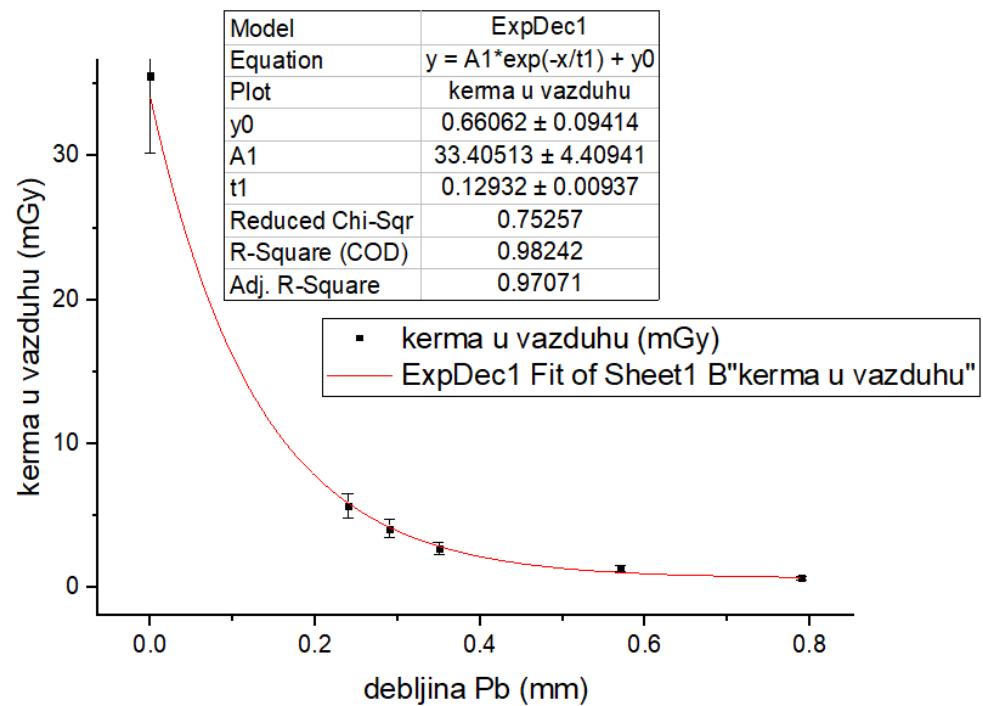
6.3. Ekvivalent olova

Ekvivalent olova predstavlja debljinu čistog olova koja bi u odgovarajućim uslovima dala isto slabljenje fotonskog snopa kao i materijal čiji se ekvivalent određuje. On se određuje mjeranjem kerme u vazduhu za ispitivani materijal, a zatim upoređivanjem sa debljinom sloja olova dobijenog sa istom tom vrijednošću kerme. Ekvivalent olova se izražava u jedinicama [mmPb].

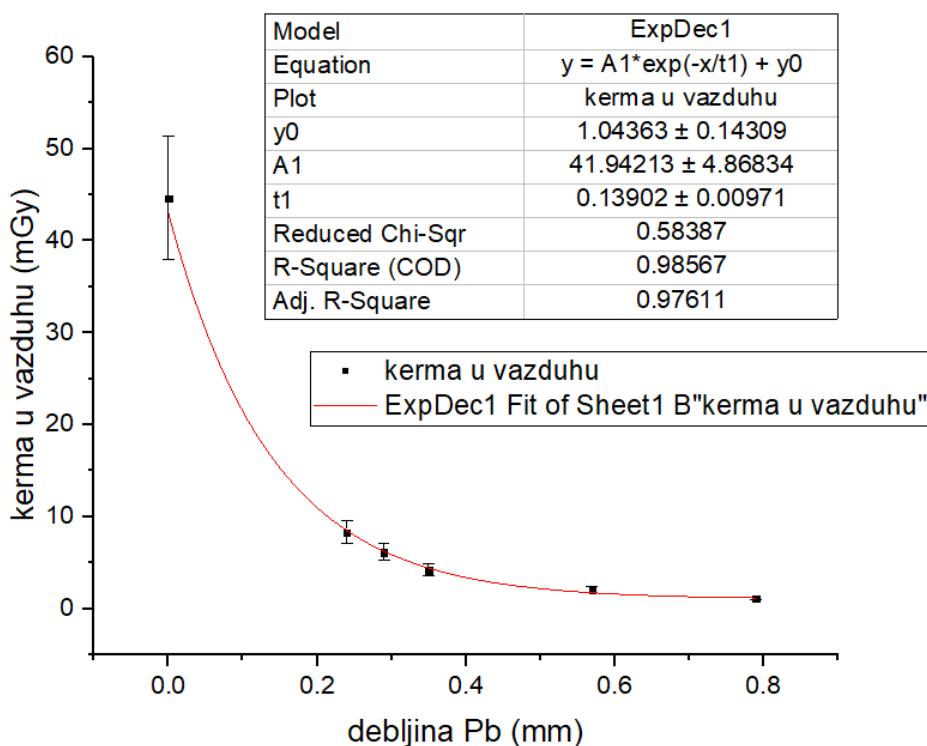
U ovom eksperimentu smo odredili ekvivalent olova za spektar napona na kojima smo vršili mjerjenja. Ekvivalent olova smo dobili na osnovu jednačina atenuacionih krivih za svaki napon ponaosob, a svaka od krivih je prikazana na sledećim slikama.



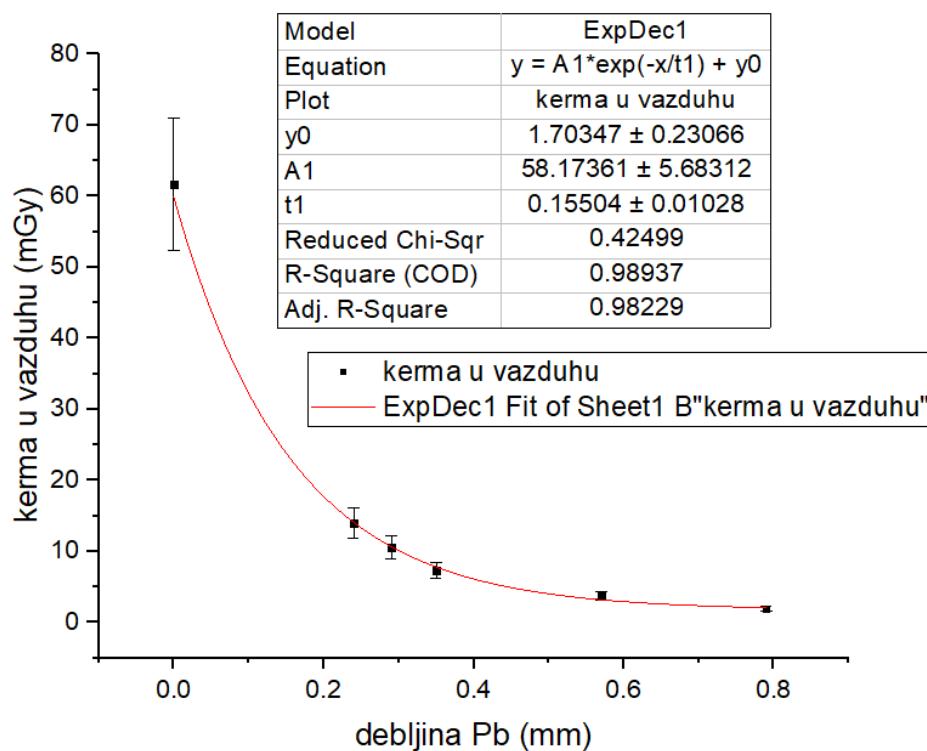
Slika 25. Atenuaciona kriva za olovo za napon od 80kV



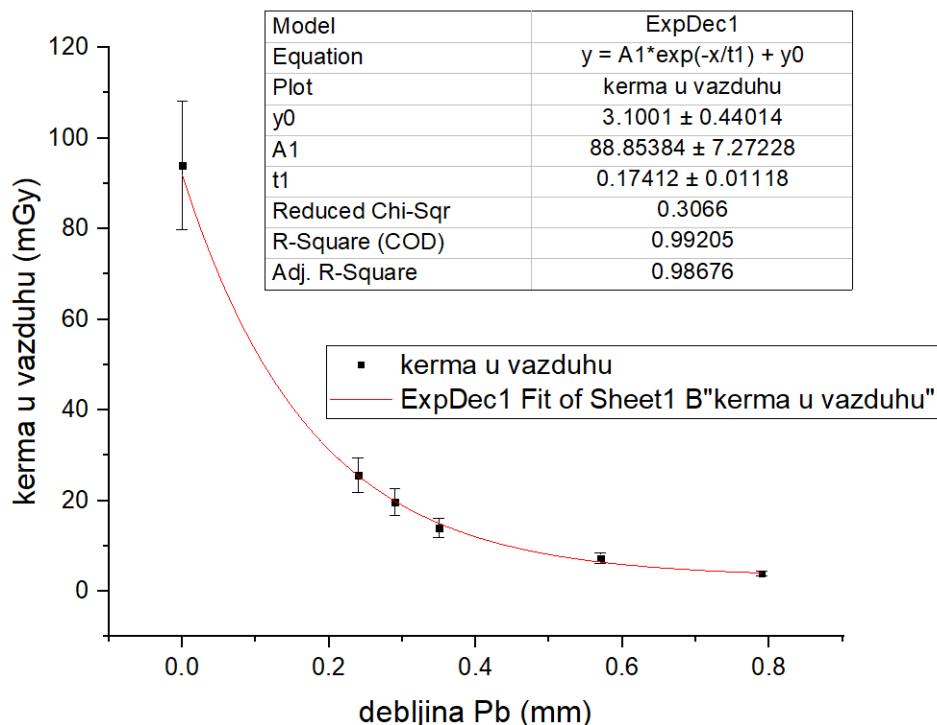
Slika 26. Atenuaciona kriva za olovo za napon od 90kV



Slika 27. Atenuaciona kriva za olovo za napon od 100kV



Slika 28. Atenuaciona kriva za olovo za napon od 120kV



Slika 29. Atenuaciona kriva za olovo za napon od 150kV

Na osnovu jednačina atenuacionih krivih olova odredili smo i ekvivalent olova u odnosu na materijal koji smo ispitivali, tj materijal od kojeg su napravljene zaštitne rukavice, a rezultati su predstavljeni u tabeli 9.

Tabela 9. Vrijednosti ekvivalenta olova

U(kV)	Kerma u vazduhu (mGy) za jedan sloj rukavica	Ekvivalent olova (mm)
80	$27,6 \pm 4,2$	0,045
90	$35,6 \pm 5,3$	0,04245
100	$44,6 \pm 5,7$	0,04004
120	$61,7 \pm 9,2$	0,03151
150	95 ± 14	0,02349

7. ZAKLJUČAK

Kako interventna radiologija zauzima veoma važno mjesto u razvoju minimalno invazivnih metoda u medicini, potrebno je posvetiti posebnu pažnju unapređenju samih metoda kao i zaštiti koja se tom prilikom koristi. Obzirom da su najviše ruke profesionalno izloženih lica izložene direktnom (primarnom) snopu ionizujućeg zračenju tokom ovakvih procedura ovaj rad posvećen ispitivanju materijala od kojeg bi se takve rukavice mogle praviti. U pitanju su rukavice koje bi omogućile lako rukovanje potrebnim instrumentima, jer su lagane i prilagodljive obliku ruke.

Nakon ispitivanja atenuacionih svojstava zaštitnih rukavica koje ne sadrže olovu, a koje bi se koristile u interventnoj radiologiji došli smo do zaključka da konkretno ove rukavice nisu preporučljive za korišćenje tokom procedura IR.

Naime, ekvivalent olova za materijal od kojih su rukavice napravljenje za spektar napona od 80kV do 150kV kreće se od 0,024mm Pb do 0,045mm Pb. Kako je navedeno u poglavlju br. 3, zaštitni materijal bi se koristio za rukavice kao i za dodatni materijal za pokrivanje trebao bi da ima ekvivalent olova ne manji od 0,25mm Pb. Obzirom da su rukavice vrlo lagane i prilagodljive ruci, u odnosu na olovne, materijal od kojeg su napravljenje ne sadrži ekvivalent olova dovoljan da bi se koristile u procedurama interventne radiologije tj. u direktnim snopovima zračenja.

Kako interventna radiologija zauzima veoma važno mjesto u razvoju minimalno invazivnih metoda u medicini, kako dijagnostičkih tako i terapijskih, ovo je tema kojoj treba posvetiti posebnu pažnju i raditi na unapređenju zaštite od zračenja prilikom ovakvih procedura.

8. LITERATURA

- [1] Miodrag Krmar, Uvod u nuklearnu fiziku, [2013]
- [2] Jasmina Jakonić, Projektovanje debljine zaštitnih barijera za prostorije za terapiju 131-I, [2015]
- [3] Directive 2013/59/Euratom – Protection against ionizing radiation, [2019]
- [4] IAEA, Diagnostic Radiology Physics, [2014]
- [5] ICRP, Publication 60, Recomendations of the Internetional Commission on Radiological Protection, [1991]
- [6] Predrag Božović, Eksperimentalno određivanje atenuacionih svojstava pločastih materijala na bazi gipsa za zaštitu od zračenja u dijagnostičkoj radiologiji [2011]
- [7] Borislava Petrović, Fizičke osnove radioterapije [2018]
- [8] Marko Nikčević, Tomislav Andelić, Radioaktivnost i jonizujuća zračenja, detekcija, dozimetrija i zaštita od jonizujućih zračenja [2011]
- [9] ICRP, Radiological Protection in fluoroscopically guided procedures performed outside the imaging department [2011]
- [10] Slobodan Vranješ, Interventna radiologija [2013]
- [11] SRPS EN 61331-3, Sredstva za zaštitu od rendgenskog zračenja u medicinskoj dijagnostici- Deo 3: Zaštitna odeća, naočare i štitnici za pacijente [2015]
- [12] <https://physics.stackexchange.com/questions/351950/why-do-electrons-move-towards-anode-in-the-photoelectric-effect-experiment>
- [13] <http://foto-basa.com/inag-urethral-stent-placement.html>
- [14] <https://globalcaresurgery.info/interventna-radiologija/perkutana-nefrostoma-pcn/>

BIOGRAFIJA



Ljubica Đozlija je rođena 1994. godine u Gradišci, BiH. Završila je Gimnaziju – opšti smjer u Kozarskoj Dubici 2013. godine. 2016 godine upisala je Prirodno matematički fakultet Univerziteta u Novom Sadu. Diplomski rad pod nazivom *Određivanje 226-Ra u vodi detekcijom Čerenkovljevog zračenja* odbranila je 2021. godine i iste godine upisala master studije medicinske fizike na departmanu za fiziku Prirodno matematičkog fakulteta.

UNIVERZITET U NOVOM SADU

PRIRODNO-MATEMATIČKI FAKULTET

KLJUČNA DOKUMENTACIJSKA INFORMACIJA

Redni broj:

RBR

Identifikacioni broj:

IBR

Tip dokumentacije: Monografska dokumentacija

TD

Tip zapisa: Tekstualni štampani materijal

TZ

Vrsta rada: Master rad

VR

Autor: Ljubica Đozlja

AU

Mentor: Prof Jovana Nikolov, dr Predrag Božović

MN

Naslov rada: Eksperimentalna verifikacija atenuacionih karakteristika rukavica bez olova
u interventnoj radiologiji

NR

Jezik publikacije: srpski (latinica)

JP

Jezik izvoda: srpski/engleski

JI

Zemlja publikovanja: Republika Srbija

ZP

Uže geografsko područje: Vojvodina

UGP

Godina: 2022

GO

Izdavač: Autorski reprint

IZ

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

MA

Fizički opis rada: Broj poglavljja: 8

FO Broj strana: 46

Broj tabela: 9

Broj slika: 29

Naučna oblast:

FIZIKA

NO

Naučna disciplina:

Medicinska fizika

1.1.1.1 ND

Predmetna odrednica/ ključne reči:

rendgensko zračenje, zaštitne rukavice, atenuacija, ekvivalent olova, zaštita od jonizujućeg zračenja u medicine, interventna radiologija

PO

UDK

Čuva se:

Biblioteka departmana za fiziku, PMF-a u Novom Sadu

ČU

Važna napomena:

nema

VN

Izvod:

IZ

Datum prihvatanja teme od NN veća:

DP

Datum odbrane:

25.07.2022.

DO

Članovi komisije:

KO

Predsednik: prof dr Nataša Todorović

član: prof dr Olivera Klisurić

član: prof dr Jovana Nikolov

**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: Ljubica Đozlija

AU

Mentor/comentor: Prof Jovana Nikolov, dr Predrag Božović

MN

Title: Experimental verification of lead free gloves in interventional radiology

TI

Language of text: Serbian (Latin)

LT

Language of abstract: English

LA

Country of publication: Republic of Serbia

CP

Locality of publication: Vojvodina

LP

Publication year: 2022

PY

Publisher: Author's reprint

PU

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

PP

1.1.1.1.1 Physical
description:

1.1.1.1.2 PD

Scientific field: Physics

SF

Scientific discipline: Medical physics

SD

Subject/ Key words: X ray radiation, protection gloves, attenuation, lead equivalent, protection against ionizing radiation, interventional radiology

SKW

UC

Holding data: Library of Department of Physics, Trg Dositeja Obradovića 4

HD

Note: none

N

Abstract:

AB

Accepted by the Scientific Board:

ASB

Defended on: 25.07.2022.

DE

Thesis defend board:

DB

President: prof dr Nataša Todorović

Member: prof dr Olivera Klisurić

Member: prof dr Jovana Nikolov