



UNIVERZITET U NOVOM SADU
PRIRODNO--MATEMATIČKI
FAKULTET
DEPARTMAN ZA FIZIKU



KONTROLA KVALITETA SNOPA JONIZUJUĆEG ZRAČENJA RENDGEN APARATA U INTERVENTNOJ RADIOLOGIJI

-diplomski rad-

Mentor:

Prof. dr Jovana Nikolov

Kandidat:

Marija Despotović

Novi Sad, septembar 2021

Ovim putem želim da izrazim veliku zahvalnost mentoru ovog rada, profesorici dr Jovani Nikolov na pomoći, razumijevanju, prenesenom znanju i podršci, ne samo tokom izrade rada, nego i tokom mog visokoškolskog obrazovanja.

Dr Goranu Štrbcu za sve savjete i svu pomoć tokom studija.

Dr Nikoli Jovančeviću, kao predsjedniku komisije, na prihvatanju odgovornosti vezanoj za izradu teme.

Nastavnici Milki Simić koja me je kroz matematiku uvela u svijet prirodnih nauka.

Živani, Nikoli, Marku i Trivku za svu podršku, ljubav i svaki prijateljski savjet.

Najviše porodici, na svoj podršci i ljubavi koju mi pružaju!

Sadržaj

1. Uvod.....	3
2. Interakcija zračenja sa materijom.....	4
2.1 Interakcije rendgenskog zračenja sa materijom.....	4
2.1.1 Komptonovo rasijanje.....	4
2.1.2 Fotoelektrični efekat.....	5
2.1.3 Stvaranje para elektron-pozitron.....	6
2.2 Atenuacija gama i rendgenskih zraka.....	6
2.3 Debljina poluslabljenja.....	7
3. Dozimetrija.....	9
3.1 Dozimetrijske veličine.....	9
3.1.1 Ekspoziciona doza.....	9
3.1.2 Apsorbovana doza.....	10
3.1.3 Ekvivalentna doza.....	11
3.1.4 Efektivna doza.....	12
3.1.5 Kerma.....	13
4. Interventna radiologija.....	14
4.1 Fluoroskopija.....	14
4.1.1 Rasijano zračenje i mjere zaštite profesionalno izloženog osoblja u fluoroskopiji.....	19
4.1.2 Benefiti i rizici u fluoroskopiji.....	22
4.1.3 Fluoroskopske sale - Angiosala.....	22
5. Kontrola kvaliteta snopa zračenja.....	22
5.1 Zakonska regulativa.....	24
5.2 Oprema korištena u eksperimentima.....	27
5.2.1 Barracuda.....	27
5.2.2 MPD „Multi Purpose Detector“.....	28
5.2.3 Ocean™ Softver.....	29
5.2.4 Fantom.....	30
5.3 Mjerenja.....	31
5.3.1 Napon na cijevi.....	32
5.3.2 Vrijeme ekspozicije.....	32
5.3.3 Kerma i jačina kerme.....	33
5.3.4 HVL i totalna filtracija.....	33

5.4 Ispitivanje jačine ambijentalnog doznog ekvivalenta	34
6 Zaključak.....	36
7 Literatura.....	37
8 Biografija	39

1. Uvod

Grana fizike koja se bavi primjenom fizičkih principa, tehnika i metoda u kliničkom okruženju, u svrhu istraživanja, prevencije, dijagnostike i liječenja se zove *medicinska fizika* [1]. Ona ima značajnu ulogu u medicini, biologiji i medicinskim istraživanjima. Medicinsku fiziku čine četiri važne oblasti, to su: radioterapija, radiodijagnostika, nuklearna medicina i zaštita od zračenja. Ostale oblasti interesa medicinske fizike, koje ne koriste jonizujuće zračenje, su mjerenja doza zračenja, MRI, primjena ultrazvuka i drugih tehnologija u medicini. Medicinski fizičari su stručnjaci iz oblasti fizike koji obavljaju sljedeće poslove:

- Tehničko nadgledanje i provjera rada uređaja,
- Kalibracija i verifikacija mjernih uređaja,
- Učestvovanje u planiranju dijagnostičkih i terapijskih tretmana pacijenata,
- Edukacija i obuka,
- Istraživanje i razvoj,
- Zaštita od zračenja i zaštita pacijenata, osoblja i javnosti,
- Dozimetrija izvora zračenja i pacijentna dozimetrija,
- Optimizacija fizičkih aspekata dijagnostičkih i terapijskih procedura, i
- Razvoj protokola za bezbednu i sigurnu upotrebu jonizujućeg zračenja

Jedan od bitnijih zadataka medicinskih fizičara jeste obezbjeđivanje bezbjedne i efikasne upotrebe jonizujućeg zračenja u medicini. Bezbjednost i efikasnost se postižu redovnim kontrolama kvaliteta snopa isporučenog zračenja i praktičnom primjenom protokola propisanih od strane domaćih i međunarodnih institucija u svim oblastima medicine koje se služe izvorima zračenja u dijagnostičke ili terapijske svrhe.

Cilj ovog rada jeste da se na nekoliko primjera pokaže kako se ispituje ispravnost uređaja u Srbiji i da se dobijeni rezultati uporede sa domaćim standardima i granicama propisanim od strane Direktorijata za radijacionu i nuklearnu sigurnost i bezbjednost Srbije. Mjerenja su vršena u salama za interventnu radiologiju – angiosalama u Opštoj bolnici u Somboru i Opštoj bolnici u Subotici.

2. Interakcija zračenja sa materijom

Prije nego što počnemo sa izlaganjem mehanizama putem kojih zračenje interaguje sa materijalnom sredinom kroz koju se kreće, potrebno da je da definišemo šta je to uopšte zračenje. Pod zračenjem podrazumijevamo opšti pojam koji se koristi da bi se opisao proces emitovanja energije u obliku fotona ili čestica [2]. Tokom prolaska kroz neku materijalnu sredinu zračenje vrši jonizaciju tj. proizvodi pozitivno i negativno naelektrisane čestice-jone, te se zbog toga još i naziva *jonizujuće zračenje*. Da bi se fotoni ili čestice uopšte smatrali zračenjem oni moraju imati određen iznos energije, koji mora biti veći od energije jonizacije atoma materijala tj. sredine kroz koju se kreću. Jonizacija i ekscitacija predstavljaju osnovne mehanizme putem kojih zračenje interaguje sa materijom. Interakcije se odvijaju u atomskom omotaču. U zavisnosti od prirode zračenja, pored jonizacije i ekscitacije postoje i još neki mehanizmi zračenja, te na osnovu toga možemo da razlikujemo čestično zračenje i fonsko gama i rendgensko zračenje [2].

2.1 Interakcije rendgenskog zračenja sa materijom

Za razliku od naelektrisanih čestica fotoni ne gube energiju postepeno putem Kulonove interakcije kao alfa i beta čestice. Oni mogu čak i da pređu određene udaljenosti prije nego što uopšte interaguju sa sredinom kroz koju se prostiru. Koliko će daleko foton doći zavisi od vjerovatnoće interakcije po jedinici pređenog puta. Procesi interakcije fotona sa materijom su znatno složeniji od procesa kojim interaguju naelektrisane čestice. Fotoni mogu biti apsorbovani ili rasijani mjenjajući svoj smjer sa energetske ili bez energetske gubitaka. Po pitanju interakcije gama i rendgenskog zračenja sa materijom ne postoji nikakva razlika. Riječ je o elektromagnetnom zračenju manjih talasnih dužina, i jedina razlika između njih jeste mjesto njihovog nastanka [2,3]. Postoje četiri osnovna mehanizma interakcije fotona sa materijom:

- Komptonovo rasijanje
- Fotoelektrični efekat
- Stvaranje para elektron-pozitron
- Rejljevo rasijanje

Od prethodna četiri navedena mehanizma, u dijagnostičke svrhe se koriste prva tri [3].

2.1.1 Komptonovo rasijanje

Komptonov efekat predstavlja tipičan primjer nekoherentnog rasijanja fotona na slobodnom elektronu. Do nekoherentnog zračenja dolazi kada foton ima znatno višu energiju od srednje energije veze orbitalnih elektrona. Sam proces rasijanja se posmatra kao elastičan sudar. Na osnovu zakona održanja energije i impulsa dobija se saglasnost eksperimenalnih i računskih rezultata. Foton prilikom interakcije sa elektronom predaje dio svoje energije, povećavajući time svoju talasnu dužinu, izbacujući ga iz atoma. Što je ugao rasijanja veći, utoliko je veća i promjena talasne dužine zračenja. Ova promjena talasne dužine fotona prije i posle rasijanja je data izrazom:

$$\Delta\lambda = \lambda - \lambda_0 = \Lambda(1 - \cos\theta) = 2 \cdot \Lambda \cdot \sin^2(\theta/2) \quad (1)$$

Gdje su λ i λ_0 talasne dužine rasijanog i u padnog fotona, θ je ugao rasijanja, a Λ se naziva Komptonovom talasnom dužinom i ona iznosi $2.42 \cdot 10^{-12} \text{ m}$. Iz zakona održanja ćemo da nađemo izraz za energiju koju elektroni primaju prilikom Komptonovog rasijanja:

$$E = \frac{\frac{E_{f_0}}{m_0 \cdot c^2} (1 - \cos\theta)}{1 + \frac{E_{f_0}}{m \cdot c^2} (1 - \cos\theta)} \quad (2)$$

Gdje E_f predstavlja početnu energiju fotona, a E'_f energija fotona nakon rasijanja. Sa porastom energije fotona, vjerovatnoća za Komptonov efekat opada sa porastom energije.

Rasijanje takođe može da bude i koherentno tj. da ne dolazi predaje energije fotona elektronu, i to rasijanje se naziva Tomsonovo. Ono se dešava na orbitalnom elektronu kada foton ima manju energiju od energije veze. Ovakav proces utiče na slabljenje snopa prilikom prolaska kroz neku materijalnu sredinu jer skreće fotone sa prvobitnog pravca [2,4,6].

2.1.2 Fotoelektrični efekat

Fotoelektrični efekat predstavlja proces stvarne apsorpcije prilikom kojeg foton interaguje sa nekim atomom sredine kroz koju se prostire, i predaje svu svoju energiju vezanom elektronu. Foton nakon interakcije nestaje, a elektron biva emitovan. Energija emitovanog elektrona je jednaka:

$$E_e = E_0 - E_b \quad (3)$$

Gdje E_0 predstavlja energiju upadnog fotona, E_b vezivnu energiju orbitalnog elektrona i E_e energiju emitovanog elektrona. Da bi apsorpcija uopšte nastupila, upadni foton mora da posjeduje energiju koja je veća ili jednaka vezivnoj energiji elektrona koji se emituje. Emitovani elektron je najvjerovatnije onaj elektron čija je vezivna energija najbliža energiji upadnog fotona [4]. Kada dođe do izbijanja elektrona iz unutrašnjosti atoma, on za sobom ostavlja upražnjeno mjesto koje može popuniti elektron sa neke više ljuske uz emisiju karakterističnog X-zračenja. U suprotnom, ako je energija upadnog fotona manje od vezivne energije elektrona, do oslobađanja elektrona iz atoma neće doći [2-4].

2.1.3 Stvaranje para elektron-pozitron

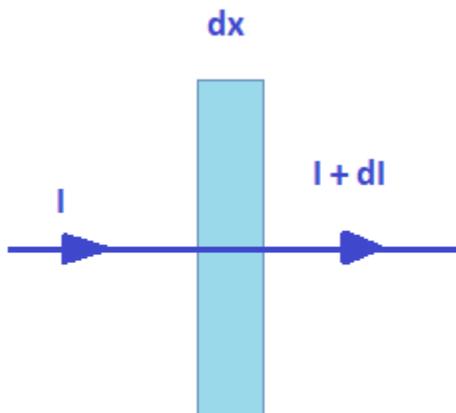
Stvaranje parova elektron-pozitron, u kome foton potpuno iščezava, je moguće u slučaju kada je energija fotona dovoljno velika. Da bi došlo do stvaranja parova potrebno je da energija fotona ne bude manja od dvostruke energije mirovanja elektrona $2m_e \cdot c^2$. Elektron i pozitron će biti emitovani u pravcu kretanja fotona. Energija fotona se troši na dvostruku energiju mirovanja elektrona i kinetičku energiju elektrona E_- i pozitrona E_+ :

$$E_f = 2m_e \cdot c^2 + E_- + E_+ \quad (4)$$

Ako elektron i pozitron imaju dovoljnu veliku energiju i oni mogu da vrše jonizaciju. Kada izgubi svoju kinetičku energiju, pozitron doživljava anihilaciju u kontaktu sa elektronom. U tom procesu, obe čestice iščezavaju uz emisiju fotona od 0.511 MeV (pod uglom od 180°) [2].

2.2 Atenuacija gama i rendgenskih zraka

U daljem tekstu ćemo obe vrste zračenja tretirati kao snopove fotona koji se kreću brzinom



svjetlosti. Radi jednostavnosti posmatraćemo slučaj monohromatskog zračenja intenziteta I , koje prolazi kroz proizvoljni materijal debljine dx . U ovom slučaju dolazi do smanjenja intenziteta snopa gama zračenja dI i ono je dato relacijom:

$$dI = -\mu \cdot I \cdot dx \quad (5)$$

gdje je μ faktor proporcionalnosti i naziva se *linearni atenuacioni koeficijent*. Linearni atenuacioni koeficijent predstavlja relativno slabljenje intenziteta snopa fotona po jedinici puta atenuatora. Na slabljenje nam ukazuje znak minus „ - „ u izrazu. Izražavamo ga u jedinici $[m^{-1}]$. Metodom razdvajanja promjenjivih u izrazu (5), i integracijom izraza

Slika 1. Prolazak snopa kroz atenuator

od I do I_0 po dI i 0 do x po dx , dobijamo sljedeću relaciju:

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu x} \quad (6)$$

Linearni atenuacioni koeficijent se može predstaviti kao suma individualnih linearnih atenuacionih koeficijenata za svaki od efekata i interakcije fotona sa materijalom:

$$\mu = \mu_{Rejli} + \mu_{fotoefekat} + \mu_{Komptonovo} + \mu_{par e-p} \quad (7)$$

Jedan od problema sa kojim se susrećemo kada je u pitanju linearni atenuacioni koeficijent jeste da je on definisan preko funkcije prirode supstance i njene gustine, kao i energije zračenja. Tada jedna te ista supstanca koja može da se nađe u različitim agregatnim stanjima, može da ima i različite vrijednosti gustine zbog čega linearni atenuacioni koeficijent ne može predstavljati karakteristiku posmatranog atenuatora. Na primjer, linearni koeficijenti slabljenja za vodu, led i paru nisu isti i odnose se kao :

$$\mu_{voda} > \mu_{led} > \mu_{para} \quad (8)$$

Problem se rješava uvođenjem masenog koeficijenta slabljenja $\mu_m = \frac{\mu}{\rho}$, koji ujedno postaje i karakteristika sredine, a zavisi samo od energije zračenja [2-4].

Tabela 1 Materijali, gustine materijala i Linearni atenuacioni koeficijenti (za 50keV) za neke od materijala [2]

Materijal	Gustina (g/cm ³)	μ (cm ⁻¹)
Vodena para	0.000598	0.000128
Vazduh	0.00129	0.000290
Led	0.927	0.196
Voda	1	0.214
Kost	1.85	0.573

2.3 Debljina poluslabljenja

Poludebljina sloja ili HVL¹ se definiše kao ona debljina sloja za koju bi, prilikom prolaska kroz materiju, intenzitet rendgenskog zračenja opao na polovinu svoje upadne vrijednosti. Izražava se u [mm] ili [cm]. Sa povećanjem prodornosti snopa, raste i HVL. Veza između HVL-a i linearnog atenuacionog koeficijenta je data sa:

$$HVL = \frac{0.693}{\mu} \quad (9)$$

Relacija pokazuje da je HVL obrnuto proporcionalan linearnom atenuacionom koeficijentu, a broj 0.693 je dobijen kao eksponencijalna vrijednost za koju bi prodornost snopa zračenja imala vrijednost od 0.5 [5]. Ovim parametrom se služimo kada opisujemo kvalitet snopa zračenja i

¹ Half Value Layer

njegovim mjerenjem kontroliramo da li su rendgenski zraci u skladu sa dijagnostičkim standardima. Prosječna vrijednost HVL-a za meka tkiva se kreće u opsegu 2.5 do 3 cm [22].

3. Dozimetrija

U prethodnom poglavlju je bilo riječi o interakciji zračenja sa materijom, te smo pažnju obratili na samo zračenje, a ne na sredini kroz koju se zračenje prostire. Razvojem nuklearnih tehnologija, pronalaskom rendgenskih zraka i razvijanjem rendgenskih tehnika, jonizujuće zračenje je dobilo veoma bitnu ulogu kako u medicini tako i u nauci i u industriji. U medicini je pronašlo najveću primjenu u razvoju rendgen dijagnostike, nuklearne medicine i u radijacionoj tehnici. Pored medicine, zračenje se u industriji koristi za sterilizaciji hrane, a u nauci za izučavanje strukture atoma i jezgra. Veća upotreba jonizujućeg zračenja u svakodnevnim aktivnostima čovjeka rezultovala je i većim izlaganjem ljudi zračenju, te su se prve posljedice prekomjernog ozračivanja uočile u prvih par godina nakon otkrića rendgenskih zraka. Tako su se nametnule potrebe za razvojem posebnog pravca čiji je predmet izučavanja ispitivanje efekata koje je zračenje proizvelo u materijalu kroz koji se prostiralo. Posebna naučna disciplina koja se bavi mehanizmima pod kojim dolazi do predaje energije zračenja, proračunima, načinima mjerenja i izračunavanjem raznih doza zračenja se naziva *dozimetrija* [1,3,7].

3.1 Dozimetrijske veličine

Dakle, da bismo uopšte mogli da sagledamo biološke promjene koje su nastale kao posljedica zračenja na organske strukture, kao i da vršimo procjene rizika, neophodno je uvođenje fizičkih veličina putem kojih se dejstvo zračenja može kvantitativno i kvalitativno opisati. Te su u tu svrhu uvode posebne dozimetrijske veličine i njihove odgovarajuće dozimetrijske jedinice [2,7]. U daljem tekstu ćemo razmatrati ekspozicionu, apsorbovanu, ekvivalentnu i efektivnu dozu, kao i kermu.

3.1.1 Ekspoziciona doza

Prva dozimetrijska veličina koja je usvojena na internacionalnom nivou i koja je trebala da kvantitativno opiše efekte rendgenskog i gama zračenja je *ekspoziciona doza* ili *ekspozicija*. U skladu sa boljim razumijevanjem procesa interakcije zračenja sa materijom, definicija ekspozicije i njena jedinica su se vremenom više puta mijenjale. Zajedničko za sve modifikacije ove fizičke veličine jeste koncept radijacione ekspozicije zasnovan na pretpostavci da je broj stvorenih jonskih parova proporcionalan energiji koju zračenje ostavi u sredini kroz koju se kretalo [2,8].

Ekspoziciona doza ili ekspozicija se definiše kao:

$$X = \frac{\Delta Q}{\Delta m} \quad (10)$$

gdje ΔQ apsolutnu vrijednost ukupnog naelektrisanja jedne vrste koje se stvori u vazduhu kada svi sekundarni elektroni u potpunosti izgube energiju i prestanu da vrše jonizaciju, a Δm je masa vazduha koja se u toj zapremini nalazi. Ekspozicija se definiše samo za X i gama zračenje energija do 3MeV [2].

Na osnovu relacije (10) po definiciji se dobija jedinica [C/kg], međutim uvedena je posebna jedinica za ekspozicionu dozu, i to je rendgen [R]. Veza između nove i stare jedinice je:

$$1 \frac{C}{kg} = 3876R \text{ ili } 1R = 2,58 \cdot 10^{-4} \frac{C}{kg} \quad (11)$$

tj. 1R odgovara onoj količini elektromagnetnog zračenja koje u gramu vazduha proizvede naelektrisanje od $2.58 \cdot 10^{-7} C$ pri normalnim uslovima [2].

Pored ekspozicione doze možemo da definišemo i *brzinu ekspozicije* kao količnik ekspozicione doze i vremena ozračivanja Δt :

$$\dot{X} = \frac{X}{\Delta t} = \frac{\Delta Q}{\Delta m \cdot \Delta t} \quad (12)$$

Pri čemu njenu jedinicu izražavamo kao [R/s].

Ukoliko je naš gama emiter jednostavne geometrije kao npr. tačkast, tada se gama zračenje emituje izotropno u svim prostornim pravcima, moguće je izračunati ekspoziciju ili brzinu ekspozicije. Ukoliko nam se gama zračenje emituje izotropno u svim pravcima tada broj fotona koji prođe kroz datu površinu opada sa kvadratom rastojanja. Broj fotona će nam u tom slučaju biti proporcionalan aktivnosti A posmatranog izvora. Relacija za brzinu ekspozicione doze će tada biti:

$$\dot{X} = \frac{X}{\Delta t} = \Gamma \frac{A}{d^2} \quad (13)$$

Veličina Γ se naziva *gama konstanta*, i njena vrijednost zavisi od svojstva izotopa koji se raspada [4,7].

3.1.2 Apsorbovana doza

Internacionalna komisija za radijacione veličine ICRU je 1968. godine definisala apsorpcionu dozu D kao mjeru biološki značajnog efekta koji proizvede zračenje. Ona se definiše kao odnos energije ΔE koju zračenje preda datoj zapremini materijala kroz koje se prostire i mase Δm koju sadrži ta zapremina [1,2]:

$$D = \frac{\Delta E}{\Delta m} \quad (14)$$

Energiju ΔE mjerimo u džulima i ona nam predstavlja razliku ukupne energije svih čestica (direktnih i indirektnih) koje uđu u datu zapreminu i ukupne energije čestica koje izađu iz nje. Ovako definisana energija ΔE predstavlja samo energiju koja zaista ostane u posmatranoj zapremini materijala.

Jedinica apsorbovane doze je Grej [Gy], u praksi se koristi i manja jedinica koja se naziva *rad*, pri čemu je $1\text{Gy} = 100\text{rad}$.

Takođe, možemo definisati i *brzinu apsorbovane doze*:

$$\dot{D} = \frac{D}{\Delta t} = \frac{\Delta E}{\Delta m \cdot \Delta t} \quad (15)$$

Gdje smo sa Δt označili dužinu trajanja ozračivanja. Mjerna jedinica za ovu veličinu je [Gy/s]. Dakle, pošto smo već definisali apsorbovanu dozu i ekspozicionu dozu, sada možemo definisati i vezu između njih ili *energetski ekvivalent jedinične ekspozicije* [2]:

$$1 \frac{\text{C}}{\text{kg}} = 33.85\text{Gy} \rightarrow 1\text{R} = 86.9 \cdot 10^{-4}\text{Gy} = 0.968\text{rad}$$

3.1.3 Ekvivalentna doza

Ekvivalentnu dozu uvodimo jer do sada definisane veličine, apsorbovana i ekvivalentna doza, ne razlikuju različite vrste zračenja. Iz prakse je poznato da iste doze različitih vrste zračenja izazivaju radiacione štete različitih stepena. Radi toga se morala uvesti nova fizička veličina koja će moći da razlikuje izlaganje različitim vrsta zračenja [7]. Biološki efekti zračenja na tkivu su različiti za različite vrste zračenja. Ti efekti zračenja potiču najčešće od hemijskih promjena na organskim molekulima potrebnim za normalno funkcionisanje ćelije. Vjerovatnoća bioloških oštećenja je veća ukoliko je veća i specifična jonizacija zračenja tj. broj jonskih parova koje proizvede čestica zračenja po jedinici puta. S obzirom da je specifična jonizacija u direktnoj vezi sa linearnim energetskim transferom LET², jasno nam je da će zračenje koje ima veći LET doprinjeti većem stepenu oštećenja ćelija [1,2,7].

Da bismo izračunali različita biološka dejstva raznih vrsta zračenja izračunali numerički uvodimo pojam ekvivalentne doze koja nam predstavlja proizvod apsorbovane doze i faktora kvaliteta Q :

$$H = D \cdot Q \quad (16)$$

² Linear Energy Transfer- količina energije koju jonizovana čestica preda materialu, kroz koji prolazi, po jedinici puta

Faktor kvaliteta Q je bezdimenziona veličina čija brojna vrijednost zavisi od specifične jonizacije ili LET-a. Jedinica za ekvivalentnu dozu je Sivert [Sv] ili [J/kg], dok se u praksi koristi i rem [rem], pri čemu je $1\text{ Sv} = 100\text{ rem}$. Na osnovu preporuke Međunarodna komisija za zaštitu od zračenja ICRP usvojene su vrijednosti za faktor kvaliteta. U zavisnosti od tipa zračenja, vrijednosti za Q se kreću u opsegu od 1 do 20. Vrijednosti se mogu pronaći u tabeli:

Vrsta zračenja	Faktor kvaliteta Q
Rendgensko, gama i beta	1
Termalni neutroni	5
Neutroni i protoni	20
Alfa čestice	20
Teška jezgra	20

3.1.4 Efektivna doza

Međunarodna komisija za zaštitu od zračenja ICRP je 1978.godine uvela novu dozimetrijsku veličinu, efektivnu dozu H_e koja je definisana relacijom:

$$H_e = \sum_i W_i \cdot H_i \quad (17)$$

Zbog kompleksnosti ljudskog organizma i činjenice da različita tkiva mogu imati različite reakcije na zračenje, uveden je tkivni težinski faktor w_t za svaki organ. On nam govori o stepenu osjetljivosti na zračenje različitih organa. H_i predstavlja srednju ekvivalentnu dozu u tkivu, te se ona razlikuje za svako tkivo pojedinačno. Bilo kakvo izlaganje zračenju kao posljedicu ima nestohastičke i stohastičke efekte. Pod stohastičkim efektima se podrazumjevaju razna stanja koja su izazvana zračenjem, a to mogu biti razne genetske promjene, leukemija, razni karcinomi itd. Nažalost, za njih nam nije poznat prag doze iznad koje se pojavljuju, dok su nam granice za nestohastičke efekte poznate [3,8].

ICRP je dala preporuke za težinske faktore sa namjerom da se nestohastički efekti spriječe a stohastički ograniče na razuman nivo. Ukoliko imamo ozračenje cijelog tijela, rizik od stohastičkih efekata odnosno tkivni težinski faktor w_t je jednak jedinici odnosno 100%. U sljedećoj tabeli će biti prikazani težinski faktori za različite dijelove tijela dobijeni po preporuci ICRP 1997. godine [8].

Organ/Tkivo	W_t	Rizik od stohastičkih efekata (%)
Dojke	0,12	72

Pluća	0,12	72
Jajnici	0,08	8
Mokraćna bešika	0,04	16
Jetra	0,04	16
Tiroidna žlijezda	0,04	16
Površina kosti	0,01	4
Mozak	0,01	4
Koža	0,01	4
Cijelo tijelo	1	100

3.1.5 Kerma

Radijaciona veličina ekspozicija u SI sistemu je zamjenjena veličinom *kerma u vazduhu*. Naziv *kerma* potiče od od engleske skraćenice za Kinetic Energy Released per unit Mass ili u prevodu na srpski, količina energije koja se oslobodi po jedinici mase. Ova veličina se odnosi na indirektno jonizujuće zračenje, tj. predstavlja mjeru transfera energije indirektno jonizujućeg zračenja direktnom [3]. Kerma je data relacijom:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (18)$$

I definisana kao količnik zbira svih pojedinačnih kinetičkih energija čestica oslobođenih sekundarno jonizujućim naelektrisanim česticama dE_{tr} u materijalu mase m [7].

Jedinica za kermu je grej Gy [4].

Ovo je najčešće korištena veličina u oblasti zaštite od jonizujućeg zračenja. Kerma i apsorbovana doza imaju istu vrijednost u vazduhu, te se ona koristi za opisivanje polja zračenja u prisustvu ili odsustvu pacijenta. U rendgen dijagnostici kerma u mekom tkivu i kerma u vazduhu su približno jednake pa se u proračunima zaštite od zračenja i izjednačavaju.

Jačina kerme se izražava kao promjena kerme u vremenskom intervalu:

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt} \quad (19)$$

Jedinica za jačinu kerme je [Gy/s] [6,9].

4 Interventna radiologija

Interventna radiologija (IR) je subspecialnost radiologije koja izvodi minimalno invazivne operativne zahvate pomoću imidžing tehnika kao što su fluoroskopija, kojom ćemo se baviti dalje u radu, kompjuterizovana tomografija (CT), ultrazvuk i magnetna rezonanca (MRI), i sve to u svrhu liječenja određenih bolesti pacijenta. Jedna je od tehnološki najnaprednijih specijalizacija moderne medicine. Ovakve intervencije po prirodi su manje agresivne, kraće traju i pacijenti se brže oporavljaju u odnosu na tradicionalne zahvate. Mogu da se izvode bez opšte anestezije i ne zahtjevaju hospitalizaciju pacijenta. Bez obzira na razloge, tehnike i elemente koje koristi, zajedničko za sve procedure je da se koriste uređaji za imidžing u cilju posmatranja toka zahvata [10].

Interventna radiologija se može podijeliti u tri grupe [11] :

- Vaskularna:
 - Arterijska i
 - Venska
- Nevaskularna
- Onkološka.

IR se koristi u liječenju velikog broja oboljenja kao što su karcinom, duboka venska tromboza, proširene vene, aneurizam, miomi na materici, itd. Takođe, IR izvodi kompleksnije intervencije, počevši od postavljanja katetera i „otvora“ za hemoterapiju do naprednih procedura uključujući transarterijsku hemoembolizaciju (TACE, koja služi za liječenje tumora jetre) i radioembolizaciju.

Tokom jednog operativnog zahvata, IR tim se sastoji od interventnog radiologa, radiološkog tehničara i medicinske sestre. Tehničar ima ulogu da asistira tokom cijele operacije, dok je zadatak medicinske sestre da kontroliše vitalne znakove pacijenta, kao i da obezbjedi lijekove i sedative za kontrolu bola. Dodatno, IR tim može i da uključi ljekara opšte prakse i/ili još jednu medicinsku sestru, koji će pacijenta voditi korak po korak kroz proceduru, i davati mu smjernice nakon intervencije [10].

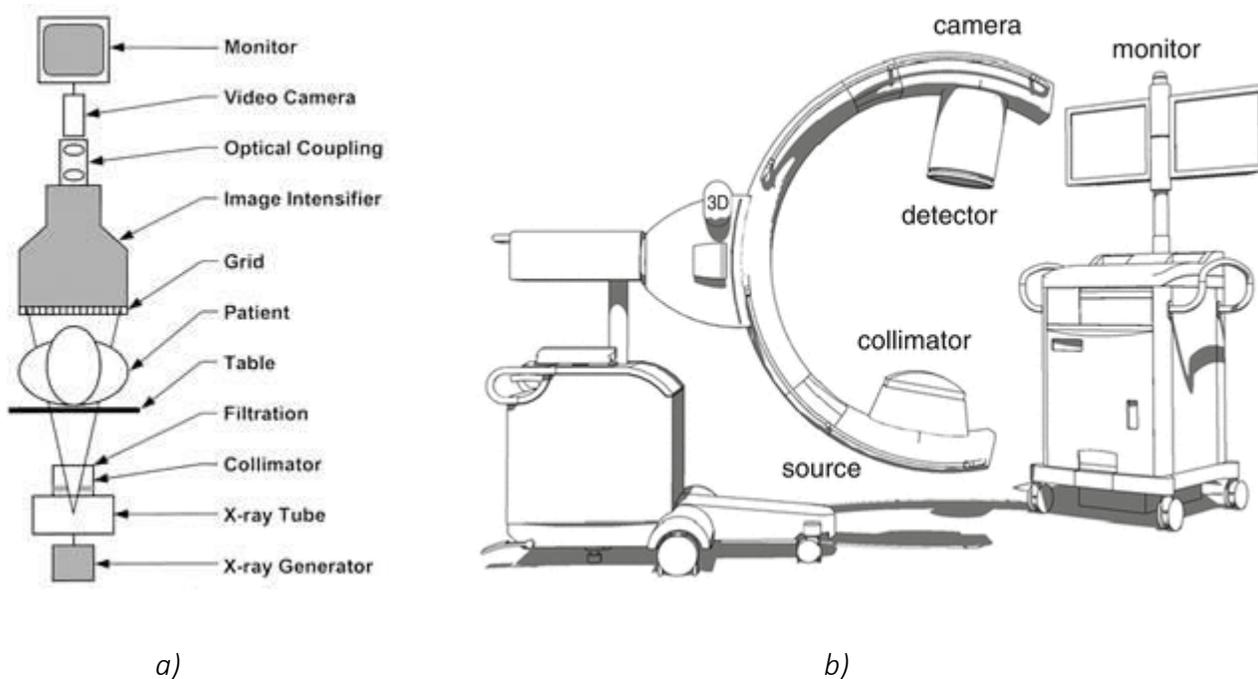
4.1 Fluoroskopija

Još od početka XX vijeka fluoroskopija je pored radiografije bila jedna od osnovnih dijagnostičkih metoda. Tada se izvodila u mračnoj sobi sa radiologom koji je pratio scintilacije na debelom fluorescentnom ekranu, zahvaljujući kom je tehnika dobila i ime. Prvi fluoroskop se sastojao od rendgenske cijevi i fluorescentnog ekrana na kom se stvarala slika. Barijum platino-cianid, cink-kadmium i kadiumska sol, su bili samo neki od materijala koji su korišteni za izradu fluoroskopskih ekrana [12]. S obzirom da je metoda bila isključivo dijagnostička, pružala je male rizike za pacijente i osoblje. Međutim, u posljednje dvije decenije došlo je do naglog napretka i češće upotrebe fluoroskopije u terapeutske svrhe. Duže vrijeme izlaganja je dovodilo do pojave

stohastičkih efekata na tijelu pacijenta, npr. raznih oštećenja na koži, kao i do nekih determinističkih efekata. U fluoroskopiji je veoma bitno da se obezbijedi optimalan odnos između kvaliteta slike i doze. Ovakvi problemi su zahtjevali reforme starih pravilnika i uvođenje novih preporuka u imidžing metodama. Najveća vrijednost ekspozicione doze koja je dozvoljena u fluoroskopiji je 20 R/min, dok se tipične vrijednosti kreću od 1 R/min do 2 R/min za tanje dijelove tijela i 3 R/min do 5 R/min za prosječnog pacijenta. Doze mogu biti dosta veće za gojazne pacijente [3,12].

Ova imidžing metoda se koristi u svrhu vizualizacije pokreta unutrašnjih organa, struktura i uređaja, u visokoj rezoluciji. U stručnoj terminologiji se definiše i kao „real time“ imidžing tehnika. „Real time“ snimanje podrazumjeva 30 FPS (frejmova u sekundi) što pruža dovoljno dobar utisak kontinuiranog kretanja. Za jednu desetominutnu intervenciju se proizvede oko 18 000 individualnih slika. Osnovne komponente koje su uključene u moderne fluoroskopske imidžing sisteme su [3]:

- Generator rendgenskog zračenja
- Rendgenska cijev
- Kolimator
- Filtri snopa
- Sto na kom je smješten pacijent
- Pacijent
- Rešetka za rasijano zračenje ili grid
- Pojačavač slike
- Optički sistem sa kamerama
- Monitor



Slika 2. Komponente fluoroskopskog sistema [18,31]

Dosta komponenti fluoroskopskog sistema su slične komponentama u radiografiji. Razlika je u optičkom sistemu, koji sadrži pojačavače slike, kamere i razne analogno-digitalne konvertore. Osnovne fluoroskopske komponente su rendgenska cijev, dizajnirana tako da kontinuirano emituje zračenje, detektor i pojačavač slike. Slika sa pojačavača se prenosi do monitora gdje medicinsko osoblje može da prati tok intervencije. Slika sa pojačavača se prenosi do monitora na kom se prati tok intervencije. Rendgenska cijev i prijemnik slike su montirani na „C-arm“ držaču (*slika 1b*) [13].

Glavne komponente rendgenske cijevi su anoda i katoda, između kojih je velika razlika potencijala, do nekoliko desetina ili stotina kV. U rendgenskoj cijevi dolazi do stvaranja rendgenskog ili x-zračenja usljed bombardovanja anode elektronima visokih energija. Mjerenjima je ustanovljeno da 99% energije elektrona koji padaju na katodu se pretvara u toplotnu energiju, a da samo svega 1% se pretvara u energiju zračenja. Postoje dva procesa koji dovode do emisije rendgenskog zračenja na osnovu kojih možemo da ga podjelimo, na karakteristično i zakočno zračenje. Zračenje proizvedeno u rendgenskoj cijevi se naziva primarnim snopom zračenja, ono ne biva atenuirano, a pravac mu se može predvidjeti i kontrolisati [4]. Tri najvažnija parametara koja karakterišu snop zračenja su napon (mjeren u kV), jačina struje (mjerena u mA) i vrijeme ekspozicije. Oni se mogu proizvoljno zadati na kontrolnoj tabli generatora rendgenskog zračenja. Promjenom ovih parametara utiče se na kontrast i osvjetljenje slike [3].

Brojna vrijednost napona u rendgenskoj cijevi tokom jedne ekspozicije se izražava u kilovoltima ili kV. On značajno utiče na kvalitet snopa zračenja, odnosno utiče na njegovu prodornu moć. Što je veća vrijednost kilovolta to će biti veća i prodornost snopa zračenja kroz deblje ili gušće tkivo. Ukoliko snop zračenja nastaje usljed malih vrijednosti napona, on postaje slab i biva absorbovan u tkivu. Dok, snopovi nastali na većim vrijednostima napona imaju veću prodornost kroz tkivo i mogu doći do detektora zračenja. Koje će se vrijednosti ulaznog parametra kV izabrati zavisi od procedure koja se izvršava i do vrste tkiva koje se izalže zračenju. Za primjer ćemo uporediti vrijednosti ovog parametra u dvije različite tehnike. U fluoroskopiji se koriste drugačije postavke ulaznih parametara nego u radiografiji ili mamografiji. Na primjer, u fluoroskopiji se koristi 90 do 150 kV, dok se u radiografiji koristi 40 do 120 kVp [3]. Sa povećanjem kV, kontrast slike opada. Ukoliko snimak ima visok kontrast tj. visoke vrijednosti kV, na slici će da se vide pretežno bijele i crne oblasti, a sivih oblasti će biti manje. Sivih oblasti raznih nijansi će biti na snimku sa niskim kontrastom ili manjim vrijednostima napona. Veoma male promjene kV mogu da utiču na kvalitet slike. Osim što imaju značajan uticaj na kvalitet slike, veće vrijednosti kV povećavaju i rasijano zračenje na osoblje [3,13].

Jačina struje (mA) ukazuje na kvantitet snopa zračenja, tj. koliko fotona rendgenskog zračenja je proizvedeno. Direktno je povezana sa dozama koje pacijent prima i ne utiče na prodornost snopa. Ukoliko se vrijednosti mA povećaju za duplo, pacijent će primiti dva puta veću dozu. Bilo kakve promjene kV moraju biti kompenzovane sa promjenama mA da bi se održalo isto vrijeme ekspozicije. Za zacrnjenja na cjelokupnom snimku potrebno je smanjiti mA, a ukoliko je dobijena slika isuviše osvjetljena tada je potrebno povećati mA. Ovaj parametar se prilagođava prema veličini i vrsti tkiva koje se posmatra. Ukoliko se korisni pulsni mod u fluoroskopiji vrijednost

mu je svega 1 mA do 5 mA, što je relativno nisko u poređenju vrijednostima istih parametara u radiografiji koji se kreću od 50 mA do 1 200 mA ali u kombinaciji sa kraćim vremenom ekspozicije do 100 ms [13]. U angiografiji generator rendgenske cijevi je podešen tako da prvo povećava mA što očuvava kontrast ali rezultuje povećanom dozom koju prima pacijent.

Osim kV i mA, vrijeme ekspozicije je isto podesiv parametar. Važno je napomenuti da se vrijeme ekspozicije u fluoroskopiji mjeri u minutima, ne u milisekundama kao kod radiografskih uređaja. Iako su ovi parametri podesivi, često je i u upotrebi ABC (Automatic brightness control) ili Automatska kontrola osvjetljaja koja automatski reguliše vrijednosti kV i mA za održavanje konstantnog kvaliteta slike [3,13].

Primarni snop zračenja je polihromatski, tj. sadrži fotone različitih energija. Fotoni niskih energija ne doprinose proizvodnji slike jer bivaju apsorbani u koži pacijenta i time mu povećavaju dozu. Sa druge strane, fotoni visokih energija, imaju dovoljno energije da prođu kroz tkivo do pojačavača slike i da učestvuju u njenom stvaranju. Ovo su primarni razlozi zbog kojih postavljamo filtere, odnosno pravimo filtraciju primarnog snopa, kako bismo smanjili broj fotona niskih energija, da bi doza bila manja. Iako filtracija primarnog snopa smanjuje broj fotona niskih energija, ona smanjuje i broj fotona visokih energija. Radi toga potrebno je povećati vrijeme ekspozicije i jačinu struje da bi se kompenzovali gubici fotona sa visokim energijama. Broj fotona visokih energija koji se apsorbuju u filterima je zanemarljiv u odnosu na količinu filtriranih fotona sa niskim energijama. Promjene u postavci ulaznih parametara daju manje doze za pacijente u odnosu na one koje bi pacijent dobijao bez filtriranog snopa. Kombinacija niskih vrijednosti kV i filtra obezbjeđuju u angiografiji niže doze i isti kvalitet slike [3]. Postoji mogućnost i upotrebe dodatne filtracije, odnosno filtera napravljenih od metala ili stakala debljine 1 do 2 mm. Njena upotreba zavisi ključivo od mase i starosne dobi pacijenta. U posljednjih nekoliko godina, kako se pulsni fluoroskopski mod koristio više od kontinuiranog, povećala se i upotreba dodatne filtracije. [3,5,13]. Najčešće se koriste dodatni filteri od aluminijuma (Al), bakra (Cu), rodijuma (Rh) ili od erbijuma (Er). Bakarni filteri smanjuju doze za kožu do 70% [14].

Današnja fluoroskopska oprema pruža mogućnost prilagođavanja kvaliteta slike i izlaganja zračenju prema potrebama ispitivanja. U sljedećoj tabeli ćemo prikazati neke osnovne razlike u vrijednostima parametara između fluoroskopije i radiografije.

<u>Tabela 4</u> Kratak pregled parametara u fluoroskopiji i radiografiji [14]		
Parametar	GI Fluoroskopija	Radiografija
kV	60 -120	50 -130
mA	0.5 Kontinuirani mod 0-100 Pulsni mod	200 -800
Vrijeme ekspozicije	0.5-15 min	0.01 - 0.3 sec
Izloženost osoblja rasijanom zračenju	Da	Ne
Doze na koži za pacijente	10 -60 mGy/img	0.2 – 10 mGy/img

Razlike u parametrima koji se koriste u radiografiji i fluoroskopiji znatno utiču na kvalitet i osvijetljenost slike. Na koji način se ova razlika zapravo manifestuje biće pokazano u sljedećem primjeru. Predstavljene su dvije slike, na kojima se nalazi fantom karlične kosti ili pelvis, od kojih je jedna fluoroskopski frejmu a druga radiografski snimak. Ulazni parametri koji su korišteni da bi se dobila slika A su 75 kV i 2.4 mA, a kerma na ulazu u fantom iznosi 0.019 mGy/frejmu, dok je radiografski snimak dobijen upotrebom nešto manjeg napona na cijevi od 65kVp i 9 mAs. Kerma na ulazu je oko 1.4 mGy za jedan snimak [15].



a)



b)

Slika 3. Prikaz snimka karlične kosti u a) fluoroskopskom frejmu i b) radiografskom snimku [15]

U fluoroskopiji postoje tri operativna moda:

- Pulsni mod

U pulsnoj fluoroskopiji može da se izabere rad sa 30, 15, 7.5 i 3.75 FPS. Koristi se kada nije potrebna trajna rezolucija da bi se smanjila doza koju primi pacijent i osoblje. Zamućenja na slici skoro da i nema. U angiografiji se koristi pulsni mod sa 7.5 FPS [3].

- Kontinuirani mod

Ovaj mod proizvodi snop zračenja koristeći 0,5 do 6 mA. Kamera prikazuje 30 FPS, što ukazuje da se svaki frejmu prikazuje svake 33ms. Svaki pokret koji se desi može da dovede do zamućenja slike [3].

- „High dose rate“ fluoroskopija

Kao što sam naziv kaže, ovaj mod isporučuje visoke doze. Koristi se isključivo kod gojaznih pacijena, i isporučuje dozu oko 20 R/min [14].

Fluoroskopija se najčešće koristi u angioplastici i angiografiji, biopsiji, ugradnji stentova, lokaliziranjem stranih objekata, ugradnji injekcija u kičmu ili spojeve, vertebroplastici, tokom teških operacionih zahvata, što uključivalo duže vrijeme izlaganja pacijenta i osoblja zračenju, a danas se koristi u terapeutske svrhe. S obzirom da ova metoda proizvodi jako mnogo slika da bi se dobio „real time“ efekat, ovaj sistem mora da proizvede jasnu sliku. Doze u fluoroskopiji su znatno veće nego u klasičnoj radiografiji, te se zbog toga preporučuje upotreba novijih visoko osjetljivih detektora, koji rade u modovima koji mogu da stvaraju sliku sa po nekoliko stotina puta manjim intenzitetom zračenja [3, 14].

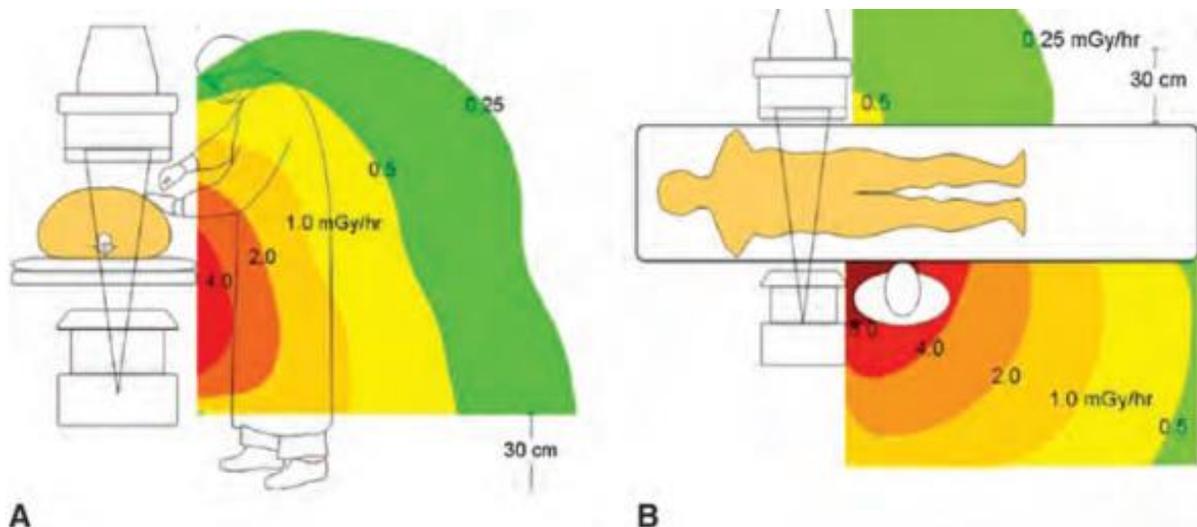
4.1.1 Rasijano zračenje i mjere zaštite profesionalno izloženog osoblja u fluoroskopiji

Iako bi pacijent trebao biti jedina osoba izložena zračenju tokom fluoroskopskih procedura, zračenju se takođe u nekoj malo manjoj mjeri izlaže i medicinsko osoblje. Najveći izvor zračenja kom je izloženo osoblje je rasijano zračenje od pacijenta, a pored rasijanog mogu biti izloženi curećem zračenju od rendgenske cijevi. Na povećanje rasijanog zračenja mogu uticati povećanje kV, povećanje mA, duže vrijeme izlaganja i pozicija pacijenta. Kontrolisanjem doze koju primi pacijent, kontroliše se i smanjuje rasijanog zračenje koje će da primi osoblje. Stalno izlaganje zračenju na radnom mjestu zahtjeva i čestu upotrebu zaštitne opreme. Svrha zaštitne opreme je da pruži bezbjednu radno okruženje za medicinsko osoblja a i da obezbjedi bezbjedno sprovođenje intervencije [3,13,16].

Tri najvažnija načina na koje se osoblje može zaštititi od zračenja su vrijeme provedeno u blizini izvora zračenja, distanca i zaštitna oprema. Vrijeme provedeno u blizini radijacionog izvora je potrebno svesti na minimum da bi se smanjilo vrijeme izlaganja zračenju. Distanca jedan od najefektnijih načina da se smanji izloženost zračenju. Na rastojanju 1m od stola pacijenta, intenzitet zračenja u fluoroskopiji opada na 0.1% prvobitne vrijednosti. Tokom intervencije, osoblje koje se nalazi u neposrednoj okolini rendgenske cijevi, poželjno je da se pozicioniraju na lokacije gdje je rasijano zračenje minimalno. Tokom bilo koje intervencije značajno je da se primjenjuje ALARA³ princip. Bazira se na činjenici da zračenje može da nanese štetu, i da bilo koje izlaganje zračenju treba biti što je manje moguće [13,17].

Na sljedećem primjeru ćemo pokazati kako pozicija i udaljenost od položaja rendgenske cijevi mogu da utiču na smanjenje doze osoblja nastale od rasijanog zračenja.

³ ALARA - *As Low As Reasonably Achievable, osnovni princip zaštite od zračenja* [13]



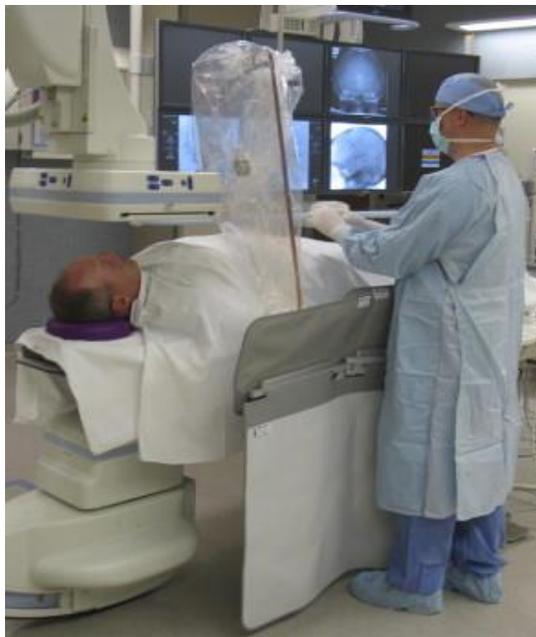
Slika 4. Doze od rasijanog zračenja tokom fluoroskopije i položaji izloženog osoblja [2]

Na slici broj 4 je prikazan tok jedne intervencije u dva različita položaja rendgenske cijevi. U slučaju A rendgenka cijev se nalazi ispod stola pacijenta, a u slučaju B cijev je u lateralnom položaju. U oba primjera doktor se nalazi sa desne strane pacijenta. Dijagrami pokazuju kako doza opada sa povećanjem udaljenosti od mjesta na kom snop prodire u tijelo pacijenta. U slučaju A vidimo da je rasijano zračenje najveće u donjem dijelu tijela operatora, a najmanji u predjelu grave. Dok u slučaju B, rasijano zračenje ima najveći intenzitet sa one strane operatora na kojoj se nalazi rendgenska cijev, a najmanji intenzitet zračenja je sa one strane gdje je postavljen pojačavač slike. Preporučljivo je da operator (tehničar, doktor ili sestra) se uvijek nalazi sa one strane gdje je intenzitet rasijanog zračenja najmanji [3].

Prvi tip zaštitne opreme koji ćemo predstaviti jeste oprema na samom uređaju. Ona podrazumjeva upotrebu zaštitnog zastora koji je okačen na onoj strani stola pacijenta gdje se nalazi osoblje. Postavlja se između rendgenske cijevi i medicinskog osoblja i, po pravilu, bi se trebalo uvijek koristiti. U praksi se ona nekada i ne koristi, a posebno pri procedurama u kojima je postolje uređaja postavljeno u bočnom ili kosom položaju. One se danas prave od razgradivih materijala koji u sebi sadrže elemente kao što su Bizmut [16]. Pored zastora na uređajima imamo i ličnu zaštitnu opremu. Nju čine kecelje, okovratnici za tiroidnu žlijezdu, naočare i rukavice. Kecalja i okovratnik za tiroidnu žlijezdu spadaju u osnovna i obavezna lična zaštitna sredstva osoblja u IR i trebaju se koristiti tokom cijele intervencije.

Kecelje od olova su najpoznatiji vid zaštite u IR. One pokrivaju 75-80% aktivne koštane srži u tijelu te se zbog onkogenih efekata moraju nositi tokom cijele intervencije. Da bi kecelje davale maksimalnu zaštitu ne smiju biti izlomljene i ispucane. Sloj Olova debljine 0.25mm apsorbira više od 90% zračenja. Materijali koji se koriste u keceljama su u posljednjih nekoliko godina unapredovali. Nekada su kecelje bile teške, i uzrokovala su povrede i bole u leđima profesionalno izloženog osoblja. Iz tog razloga su se češće birale zaštitne „suknje“. Proizvođači su počeli da prave

kecelje od kompozitnih materijala, u kombinaciji sa Barijumom i Olovom. Ovi materijali obezbjeđuju bolju apsorpciju zračenja a ujedino su i smanjili težinu kecelja za oko 30% [13,16].



Slika 5.. Zaštitni zastor između rendgenske cijevi i operatora[32], i zaštitna kecelja [33]

Pored kecelje preporučuje se i upotreba rukavica sa primjesama Olova ukoliko će ruke biti izložene blizu primarnog snopa. Rukavice⁴ su veoma tanke, oko 0.25mm olova i time se obezbjeđuje njihova fleksibilnost. Da bi se ruke zaštitile potrebno je da se drže što dalje od direktnog snopa zračenja. Takođe je veoma bitno mjeriti dozu zračenja na rukama. Zaštitne naočare se koriste da bi se oči zaštitile od rasijanog zračenja koji može prouzrokovati nastanak katarakte. Ukupna doza za očno sočivo je 20 mSv/godišnje [13].

Profesionalno izložena lica su dužna da koriste i lične dozimetre radi vršenja monitoringa primljenog zračenja. U zavisnosti od situacije, mogu se koristiti jedan ili dva. Ukoliko se koristi samo jedan lični dozimetar, on se postavlja u predio grudnog koša. U slučaju da se nose dva, jedan se postavlja ispod a drugi preko zaštitne kecelje. Preporučuje se da samo trudnice nose dva dozimetra. Na osnovu mjerenih vrijednosti ličnih dozimetara mogu se pratiti promjene u nivoima zračenja na radnim mjestim. U ličnoj dozimetriji se najviše koriste TDL dozimetri [7,13].

⁴ Po NCRP izvještaju No.102, 0.25mm je minimum Olova potrebnog u sastavu rukavica da bi se one koristile u fluoroskopiji. [13]

4.1.2 Benefiti i rizici u fluoroskopiji

S obzirom da se fluoroskopija koristi u raznim procedurama i ispitivanjima u cilju dijagnostike i liječenja pacijenata, ona sa sobom nosi i određene rizike. Doza koju pacijent primi zavisi od individualnosti same procedure. One mogu da rezultuju veoma visokim dozama zračenja, posebno ako su u pitanju kompleksniji zahvati koji podrazumjevaju da uređaj radi duži vremenski period. Od oštećenja na koži pa sve do kancera izazvanih zračenjem, samo su neki od rizika koji mogu da se jave nakon izlaganja zračenju. Zbog cijelog spektra indikacija nastalih zračenjem veoma je bitno informisati pacijente o potencijalnim rizicima.

U sljedećoj tabeli se mogu pronaći podaci o nekim efektima koji se javljaju na koži nakon jednokratnog izlaganja zračenju:

Oštećenje	Prag doze (mGy)	Prvo pojavljivanje efekta	Pik
Osip	2 000	Par sati nakon tretmana	~24h
Ožiljci na koži	20 000	6 sedmica	...
Trajna epilacija	7 000	3 sedmica	...

Međutim danas, vjerovatnoća za njihovo manifestovanje je jako mala, ali je potrebno sve rizike svesti na što manji mogući nivo. Da bi se taj rizik smanjio, potrebno je sva ispitivanja izvoditi isključivo kada je nemoguće ustanoviti oboljenje nekim neradijacionim metodama, kada je potrebno liječenje oboljenja ili u našem slučaju, navođenje kroz operaciju. Uostalom, ukoliko je procedura neophodna, radijacioni rizici su zanemarljivi u odnosu na benefite koje bi pacijent dobio. Radijacioni rizik je najčešće manji u odnosu na rizike same operacije, kao što su anestezija. *ALARA* princip bi trebao uvijek da se poštuje da bi se izloženost zračenju smanjila. Veoma je bitno uzeti u obzir parametre samog pacijenta da bi se izbalansirali rizici i benefiti. Na primjer, ukoliko je u pitanju mlađi pacijent, on je osjetljiviji na zračenja, i potrebno je voditi posebnu brigu u smanjenju vremena ekspozicije. Isto pravilo važi i za trudnice [19].

4.1.3 Fluoroskopske sale - Angiosala

Zbog različitih procedura u kojima se koristi fluoroskopija postoji i više različitih tipova sala u kojima su smješteni fluoroskopski sistemi. Neke od tih sala su Genitourinarne GI/GU, sala za cistografiju, angiografiju i neurovaskularni imidžing, ali mi ćemo u daljem tekstu zbog potreba rada reći nešto više o angiosalama [3].

Angiosale su višenamjenske sale u IR u kojima se obavlja angiografija. To je procedura kojom hirurk uz pomoć rendgenskog zračenja i kontrastnog sredstva identifikuje zakrčenja ili

suženja u arterijama. Procedura je ista za svaki dio tijela. Doktor pažljivo, uz pomoć slike koju stvara fluoroskopski uređaj, uvodi kateter u tijelo pacijenta i navodi ga do kritične oblasti (aorta, srce, bubreg itd). Pretraga traje 15 do 30 minuta, u zavisnosti od toga koji krvni sudovi se snimaju [20]. Ali ukoliko dođe do značajnih komplikacija, procedura se može i odužiti. Sto u angiosali ne može da rotira, nego on samo „lebdi“. Rendgenska cijev i detektor mogu se okretati oko stola pacinta [3]. Fluoroskopski sistem je postavljen tako da može da se rotira i postavlja pod raznim uglovima. U salama, hirurzi stoje najčešće sa desne strane stola na kom leži pacijent. U većini tih sala, medicinski tim se služi jednim monitorom, međutim ukoliko su u pitanju kompleksnije intervencije koriste se i dva. Visoka rezulicija i ažurna slika su dvije najbitnije komponente u angiografiji, a za to je ključna veličina detektora u salama. Za perifernu angiografiju dimenzije detektora se kreću od 30 do 44cm, a za neuroangiografiju od 23 do 30cm. Radi česte upotrebe jodiranih kontrastnih sredstava, injektor za intravenozno ili intra-arterijsko ubrizgavanje jodiranih materijala, zahtjevaju da budu montirani za sto ili za plafon u angio salama [21].



Slika 6. Angiosala sa svim elementima [34]

5 Kontrola kvaliteta snopa zračenja

U uvodu smo govorili o osnovnim zadacima medicinskih fizičara i ustanovili da je kontrola kvaliteta snopa jonizujućeg zračenja jedan od njih. U interventnoj radiologiji veoma je bitno obezbjediti sliku dobre rezolucije koja će pomoći u utvrđivanju tačne dijagnoze i sve to pri optimalnim dozama zračenja. Sve provjere kvaliteta snopa zračenja se izvode po protokolima i preporukama ustanovljenim od strane Direktorijata za radijacionu i nuklearnu sigurnost i bezbjednost Srbije i međunarodnih agencija kao što je IAEA⁵. Kontrola kvaliteta mora da obezbjedi usklađenost procedura i opreme sa propisanom zakonskom regulativom, bezbjedno radno okruženje i optimalan kvalitet slike. Učestalost testova kontrole kvaliteta, da bismo uopšte mogli sa pouzdanošću tvrditi da oprema funkcioniše ispravno između dva testa, zavisi od osjetljivosti procesa, dijela opreme, starosti i frekvenciji upotrebe uređaja i važnosti pojedinog elementa u kliničkoj proceduri. Ukoliko je proces posebno osjetljiv i podložan promjenama pod uticajem okoline ili učestalosti korišćenja, potrebno je testove izvoditi češće [22]. Isto tako, za stariju opremu, koja je po pravilu manje pouzdana, preporučljivo je češće izvođenje testova kontrole kvaliteta. Elementi koji najviše utiču na kvalitet slike ili na apsorbovanu dozu, potrebno je pratiti što je češće moguće sprovođenjem testova kontrole kvaliteta.

Sve procedure kontrole kvaliteta i njihove rezultate potrebno je dokumentovati, jer poređenjem novih rezultata sa prethodnim je najbolji način uočavanja promjena u radu opreme [22,23].

5.1 Zakonska regulativa

Pravilnik o primjeni izvora jonizujućih zračenja u medicini

Prema članu 1 ovim pravilnikom se propisuju uslovi za obavljanje nuklearne aktivnosti u medicini, kao i način zaštite pacijenata tokom medicinskog izlaganja radi sprovođenja dijagnostičkog ili terapijskog postupka.

Članom 6 su definisana medicinska izlaganja jonizujućim zračenjima, a to su :

1. izlaganje pacijenata u dijagnostičke ili terapijske svrhe;
2. izlaganje radnika tokom preventivnih zdravstvenih pregleda;
3. izlaganje pojedinaca u okviru programa rane dijagnostike;
4. izlaganje zdravih pojedinaca ili pacijenata koji dobrovoljno učestvuju u medicinskim, biomedicinskim, dijagnostičkim ili terapijskim istraživačkim programima;

⁵ International Atomic Energy Agency je Međunarodna agencija osnovana 1957.godine čija je svrha razvoj nuklearne energije u miroljubljive svrhe i ograničenje nuklearnog oružja. [30]

5. izlaganje pojedinaca u medicinsko-pravnim postupcima; Medicinska izlaganja jonizujućim zračenjima su i izlaganja pojedinaca koji svjesno i dobrovoljno (izvan okvira svog zanimanja) pomažu i olakšavaju izlaganje pacijenata.

Opravdanost izlaganja

Na osnovi člana 7 definisana je opravdanost medicinskog izlaganja izvorima jonizujućih zračenja:

“Medicinsko izlaganje se mora sprovoditi tako da ukupna korist do koje dovodi, uključujući i direktnu zdravstvenu korist po pojedinca i društvo bude veća od moguće štetnosti po zdravlje pojedinca koje ovo izlaganje može da izazove. Pri oceni opravdanosti upoređuju se namena i cilj dijagnostičkog ili terapijskog postupka; ukupna očekivana korist za pojedinca i društvo; šteta za zdravlje koja može nastati i rizik od raspoloživih alternativnih tehnika kojima se može postići isti cilj bez primene izvora jonizujućih zračenja ili uz primenu manjih doza jonizujućih zračenja.” [24]

Uslovi za obavljanje radijacione delatnosti u medicini I način zaštite pacijenata Rendgen dijagnostika i interventna radiologija

Sledećim članovima su definisani uslovi za obavljanje radijacione djelatnosti i mjere zaštite pri izlaganju izvorima zračenja za pacijente i profesionalno izloženo osoblje.

Član 29 govori o tome da sve osobe koje se nalaze u kontrolisanoj zoni moraju koristiti zaštitnu opremu koja mora biti označena podatkom o zaštitnoj moći (naveden ekvivalent zaštite olovu). Vrsta zaštitne opreme, zaštitna moć i način upotrebe moraju biti opisani u uputstvima za svaku vrstu izlaganja.

Lista dijagnostičkih I interventnih procedura koje najznačajnije doprinose kolektivnoj dozi za populaciju

<u>Tabela 6</u> Procedure u radiografiji/fluoroskopiji uz primjenu kontrasta [25]		
Tip procedure	Specifični pregledi obuhvaćeni tipom procedure	Tipična tehnika
Gornji dio gastrointestinalnog trakta	Želudac I duodenum	2-3 min fluoroskopije 5-20 min radiografije
Irigografija	Debelo crijevo	~5min fluoroskopije 5-10 min radiografije
Pasaža crijeva	Tanko crijevo	~5 min fluoroskopije 5-20 min radiografije
Intravenska urologija	Bubrezi, ureter I mokraćna bešika	Nekoliko AP radiografija nakon primjene kontrasta na bazi joda

Kardiološka angiografija	Koronarna angiografija Lijeva I desna ventrikulografija	~5 min fluoroskopije Nekoliko stotina radiografija
--------------------------	---	---

Prijemna i periodična ispitivanja izvora jonizujućih zračenja u medicinskoj primeni

U ovom dijelu pravilnika prikazaćemo tabelarno, radi potreba ovog rada, veličine koje se ispituju ispitivanja, dozvoljene granice odstupanja i periodi provjeravanja rendgen aparata za prosvjetljavanje. Kasnije ćemo kroz praktični dio da ispitamo zadane veličine I da provjerimo da li se one uklapaju u granice dopuštenih odstupanja definisanih pravilnikom.

Tabela 7 Parametri ispitivanja, dozvoljene granice odstupanja I periodi provjeravanja rendgen aparata za prosvjetljavanja [25]

Redni broj	Veličina koja se ispituje	Parameter koji se provjerava	Granice dopuštenih odstupanja	Periodi provjeravanja
1.	Napon rendgenske cijevi	Ponovljivost	±10%	Godišnje
		Tačnost		
2.	Vrijeme ekspozicije	Tačnost	±10%	Godišnje
3.	Maksimalna jačina izlazne doze	Norlnalna jačina izlazne doze	≤25 mGy/min	Godišnje
		Visoka jačina izlazne doze	≤100 mGy/min	
4.	Debljina poluslabljenja		≥2.3 mm Al za napon od 80 kV	Godišnje
5.	Usaglašenost svjetlosnog i zračnog polja		≤2% udaljenosti fokus-ulaz pojačavača slike	Godišnje
6.	Položaj centralnog zraka		≤1% udaljenosti fokus-ulaz pojačavača slike	Godišnje
7.	Granična rezolucija		36-40 cm: 0.7lp/mm 30-35 cm: 0.8 lp/mm 20-24 cm: 0.9 lp/mm 15-19 cm 1.25 lp/mm	Godišnje
8.	Granični kontrast		≤4%	Godišnje
9.	Kerma u vazduhu na ulaznoj površini pojačavača slike		≤1 μGy/s (bez rešetke, za fantom debljine 20 cm)	Godišnje

Pravilnik o granicama izlaganja jonizujućim zračenjima i mjerenjima radi procene nivoa izlaganja jonizujućim zračenjima
Granice izlaganja za profesionalno izložena lica i za stanovništvo

Prema članu 28 ustanovljenih ovim pravilnikom granica efektivne doze za profesionalno izložena lica iznosi 100mSv za pet uzastopnih godina (prosječna vrijednost je 20 mSv godišnje), uz dodatno ograničenje da ni u jednoj godini efektivna doza ne pređe vrijednosti od 50 mSv. Granica efektivne doze iz stava 1. ovog člana odnosi se na zbir doze spoljašnjeg izlaganja u definisanom vremenskom periodu i očekivane efektivne doze unutrašnjeg izlaganja od radionuklida unesenih u organizam u istom vremenskom periodu.

Članom 29 su definisane granice ekvivalentna doza za ograničenje izlaganja pojedinih organa profesionalno izloženih lica:

Izlaganje pojedinih organa	Ekvivalent doze [mSv/god]
Očno sočivo	150
Koža *	500
Ekstremiteti **	500

*odnosi se na ekvivalent doze usrednjen po površini bilo kog dijela kože veličine 1 cm² koji je izložen jonizujućim zračenjima

** šake, podlaktice, stopala i gležnjevi

Članom 37 definisana je efektivna doza za pojedinca iz stanovništva i ona iznosi 1 mSv godišnje.

Pravilnici i članovi korišteni u ovom poglavlju su preuzeti sa sajta srbatom.gov.rs (u literaturi navedeni pod brojevima 25 i 26).

5.2 Oprema korištena u eksperimentima

5.2.1 Barracuda

Za potrebe ovog eksperimenta koristili smo Barracuda mjerni instrument koji je namjenjen za analizu rendgenskih zračenja dijagnostičkih uređaja. Može se koristiti u procedurama kontrole kvaliteta, u servisne i kalibracione svrhe. Pomoću ovog instrumenta provjeravamo parametre dijagnostičkih sistema kao što su napon i struja cijevi, ekspozicija, doza, HVL itd.

Centralni dio sistema se sastoji od moduskog kabineta, koji je integrator različitih modula koji se koriste za povezivanje kabineta i detektora. U kućištu kabineta je smještena infrastruktura za različite module koji se mogu priključiti. Pored prostora za module, kućište obezbjeđuje odgovarajuće napajanje električnom energijom. Napajanje obezbjeđuje ispravljač od 12V. Postoji i mogućnost upotrebe nekog drugog ispravljača u rasponu napona 4V do 20V. Naponi preko 20V se nikada ne upotrebljavaju jer mogu da oštete kompletan sistem. Barracuda koristi različite

detektore, neki od njih su MPD ili višenamjenski detektor (o kom će biti više riječi u daljem tekstu), solid state detektori, jonizacione komore i razne sonde. Svaki od ovih detektora posjeduje odgovarajući modul na kabinetu.

Cijeli sistem posjeduje softverski dio koji daje mogućnost upravljanja sistema pomoću računara. Za svaki tip mjerenja postoji baza podataka sa kalibracionim vrijednostima koja se učitava automatski sa izborom testa [22]. Softver takođe sadrži već definisane veličine i korake koje treba primjeniti i pratiti da bi se mjerenje odradilo na ispravan način. Mjerenje sistemom Barracuda se svodi na pozicioniranje detektora na snop zračenja i odabir testa, nakon čega se mjerenje odvija uz praćenje već definisanih koraka u datom testu. Prikaz rezultata je u tabelarnoj formi sa ukazanom prihvatljivošću dobijenih rezultata mjerenja [22,26].



Slika 7. Barracuda detektorski sistem kompanije RTI Electronics AB

5.2.2 MPD „Multi Purpose Detector“

MPD ili Multi Purpose Detector je univerzalni detektor koji se koristi za sve vrste dijagnostičkih uređaja koji rade na principu rendgenskog zračenja. Korišćenjem Barracuda sistema i MPD detektora moguće je izmjeriti napon na cijevi (kV), dozu, HVL, totalnu filtraciju, brzinu doze itd. I to sve je moguće izmjeriti u toku samo jedne ekspozicije. Sistem Barracuda i MPD se postavljaju blizu cijevi čije se karakteristike mjere, a računar sa odgovarajućim softverom se postavi u kontrolnoj sobi. Barracuda i računar se mogu povezati preko kablova ili bežično preko bluetooth veze. MPD je konstruisan tako da u sebi inkorporira četiri detektora i set filtera, gdje manuelna promjena filtera ili detektora nije potrebna jer sve izmjene MPD obavlja automatski na osnovu komandi unešenih u softver.

Aktivna površina detektora je obilježena sa bijelim pravougaonikom. Minimalna veličina korišćenog polja je 3 x 21 mm. Realni detektor se postavlja 8 mm ispod površine kućišta MPD, koji će sam provjeriti da li je dato polje pravilno postavljeno u odnosu na poziciju realnog detektora. Ukoliko dođe do odstupanja MPD će sam da izvrši korekcije detektora. MPD je dizajniran tako da precizno može da mjeri napon i dozu u oblasti 20kV do 155kV. Konstrukcija samog detektora je omogućila mjerenje malog polja, širine ne veće od 3mm, kao i male vrijednosti brzine doze od 1 $\mu\text{Gy/s}$ [22,26].



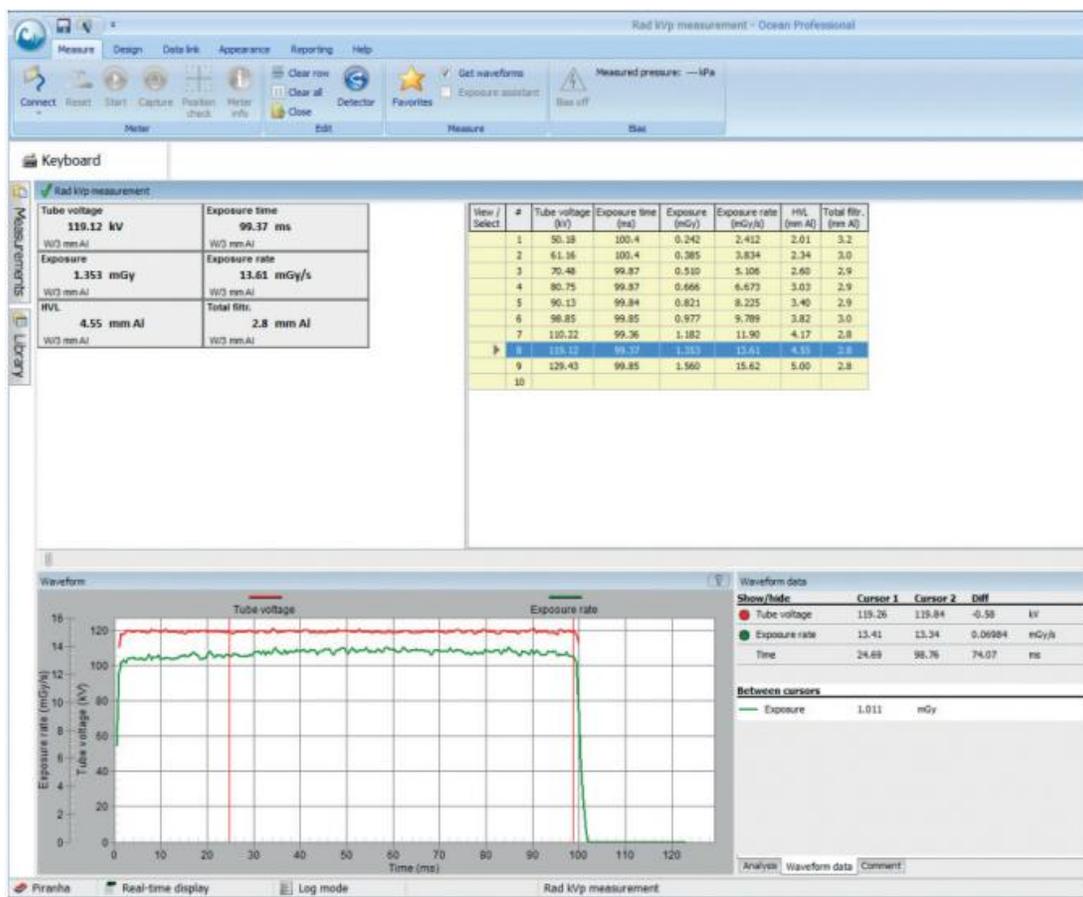
Slika 8. Multi Purpose Detector ili MPD

5.2.3 Ocean™ Softver

Ocean™ je RTI-ov softverski program i predstavlja profesionalnu platformu za izvršavanje testova kontrole kvaliteta. Softver sadrži dodatke za izvođenje testova baziranih na mjerenju pomoću Barakude. Dizajniran je tako da radi u Windows okruženju. Ovaj softverski program, zajedno sa instrumentima RTI Electronics AB je namjenjen za:

- Kontrolu kvaliteta snopa zračenja
- Procjenu performansi rendgenske opreme
- Evaluaciju ispitivanih tehnika i procedura
- Za servisiranje i održavanje uređaja
- Pružanje informacija o parametrima snopa zračenja koji mogu da utiču na dalji tok ispitivanja
- Edukacione svrhe, itd.

Svi podaci dobijeni tokom mjerenja se direktno čuvaju u bazi podataka, te daju mogućnost da se rezultati i naknadno mogu pogledati ili u nekom daljem vremenu, čak pruža i mogućnost upoređivanja sa novijim mjerenjima. Za većinu mjerenja generiše se i izvještaj koji se čuva u bazi podataka. Kroz par jednostavnih koraka dobijeni izvještaji se mogu poslati klijentu. Još jedna bitna činjenica koja čini ovaj program još primamljivijim jeste i mogućnost ponavljanja testova kao i „real time“ analiza [27].



Slika 9. Interface Ocean™ [27]

5.2.4 Fantom

Fantomi služe za simulacije interakcija zračenja sa ljudskim tijelom. Oni su ispunjeni materijalima koji su ekvivalent ljudskom tkivu, a to je najčešće voda. Obavezan je dio opreme prilikom provjere kontrole kvaliteta. Postoje tri vrste fantoma, a to su:

- o kalibracioni koji služe za testiranje detektora ,
- o dozimetrijski se koriste za mjerenje količine zračenja, i

- imidžing fantomi koji su u upotrebi prilikom procjena kvaliteta slike [28].

Mi smo koristili dozimetrijski fantom koji ima obim tijela odrasle osobe i obim glave odrasle osobe (ili tijela djeteta) prilikom mjerenja izlaganja osoblja. Fantom je koristan i ukoliko se na samom rendgen aparatu na kome se ispituje kvalitet slike ne može isključiti ACE (Automatska kontrola ekspozicije), onda je neophodno staviti fantom koji simulira pacijenta i dok se ispituje kvalitet snopa. Ukoliko aparat dozvoljava manuelno podešavanje parametara onda za kontrolu kvaliteta snopa fantom nije neophodan.



Slika 10. Fantom

5.3 Mjerenja

Mjerenja u cilju kontrole kvaliteta snopa jonizujućeg zračenja rendgen uređaja u interventnoj radiologiji su izvešena u Srbiji za dva rendgen aparata smještena u angiosalama koja su u aktivnoj upotrebi:

- Prvo mjerenje je vršeno u Opštoj Bolnici „Dr Radivoj Simonović“ ,Vojvođanska 75 Sombor. U pitanju je rendgen aparat za prosvjetljavanje kompanije SIEMENS Megalix Cat Plus, sa brojem cijevi 649401672.
- Drugo mjerenje je vršeno u Opštoj Bolnici „Subotica“, Izorska 3, Subotica, na rendgen aparatu za prosvjetljavanje marke SIEMENS ARTIS One sa brojem cijevi 649401675.

Oba mjerenja su obavljena pri standardnim uslovima temperature i pritiska, odnosno pri temperaturi od 23°C i pritiska 1043 hPa. Korišten je sistem Barracuda koji je povezan sa računarnom u kontrolnoj sobi. Svaki tip mjerenja je odgovarao odgovarajućem obrascu iz baze postavki softvera „Ocean™“. U daljem radu ćemo prikazati testove koji su sprovedeni i rezultate koje smo dobili.

5.3.1 Napon na cijevi

Svrha ovog testa je da se odredi tačnost napona na cijevi u fluoroskopskom modu pri konstantnoj vrijednosti struje. Na rendgen aparatu postavimo željenu vrijednosti napona u kV i struje u mA, ili takođe možemo da postavimo proizvod vremena i struje (mAs). Parametar se ispituje jednom godišnje, i dopušta odstupanja od $\pm 10\%$.

<i>Tabela 9</i> Mjerenje napona na cijevi						
<i>Kriterijum prihvatanja: $\pm 10\%$</i>						
	Opšta bolnica u Subotici			Opšta bolnica u Somboru		
Redni broj	Zadana [kV]	Izmjerena [kV]	Odstupanje [%]	Zadana [kV]	Izmjerena [kV]	Odstupanje [%]
1	80	73.38	-8.27	80	78.86	-1.42
2		73.95	-7.56		76.46	-4.42
3		73.68	-7.90		81.08	1.35
4		73.66	-7.92		81.1	1.37
5		78.82	-1.47		81.15	1.44
6		78.99	-1.26		81.08	1.35
7		79.29	0.89		81.08	1.35

5.3.2 Vrijeme ekspozicije

Ovaj parametar se ispituje radi određivanja tačnosti podešenog vremena ekspozicije, prije svega jer vrijeme izlaganja utiče na isporučenu dozu ali i na rasijano zračenja koje direktno ugrožava medicinsko osoblje u sali. S obzirom da je kod nas u pitanju fluoroskopski uređaj, a ne radiografski, vrijeme ekspozicije zavisi od potrebe intervencije, te mi u ovom ispitivanju nismo zadali vrijeme ekspozicije.

<i>Tabela 10</i> Mjerenje vremena ekspozicije		
	Opšta bolnica u Subotici	Opšta bolnica u Somboru
Redni broj	Izmjerena [ms]	Izmjerena [ms]
1	1737	13350

2	270.1	9405
3	403.7	3539
4	537.2	2538
5	333.6	3406
6	804.4	4206
7	804.4	3606

*Mjerna nesigurnost za vrijeme ekspozicije se može uzeti kao polovina podioka i iznosi 0.5 ms za sve prikazane rezultate mjerenja u tabeli.

5.3.3 Kerma i jačina kerme

Definicije kerme i jačine kerme su predstavljene u trećem poglavlju. Da bismo ustanovili koliku pacijent primi dozu potrebno je da vršimo mjerenja kerme u vazduhu na ulazu u kožu pacijenta. U slučaju kada imamo fluoroskopski uređaj, kao što je ovdje slučaj, bolje je mjeriti jačinu kerme zbog dinamičnosti tehnike. Da bismo simulirali pacijenta i mjerili kermu na ulazu u kožu pacijenta koristili smo se fantomom sa *slike 10*. Mjerenja su vršena tako što se detektor pozicionirao ispred fantoma, direktno u snop zračenja, te se na taj način mjerila kerma u vazduhu na ulazu u kožu [35]. Dobijeni rezultati su predstavljeni u *tabeli 12*.

Redni broj	Opšta bolnica u Subotici		Opšta bolnica u Somboru	
	Kerma [mGy]	Jačina kerme [mGy/s]	Kerma [mGy]	Jačina kerme [mGy/s]
1	0.4396	0.2528	0.29	0.02173
2	0.08989	0.3291	3.359	0.3571
3	0.1223	0.3008	6.316	1.8
4	0.1499	0.2777	4.514	1.777
5	0.2131	0.3949	6.02	1.766
6	0.0891	0.1102	7.4	1.758
7	0.08907	0.1074	6.37	1.765

*Mjerna nesigurnost za izmjerene vrijednosti kerme je $5 \cdot 10^{-5}$ mGy, a za jačinu kerme $5 \cdot 10^{-5}$ mGy/s.

5.3.4 HVL i totalna filtracija

HVL ili debljina poluslabljenja, o kojoj je bilo riječi u prvoj glavi, se mjeri tako što se stavljaju aluminijumske ploče, različitih debljina, između fokusa i detektora. Najveća preciznost mjerenja postiže se korišćenjem napona između 60 kV i 120 kV [22]. Totalna filtracija se tokom fluoroskopije može odrediti pomoću HVL-a za datu cijev, korišćenjem dobijenih podataka za datu vrijednost napona.

<i>Tabela 12 HVL</i>				
<i>Kriterijum prihvatanja: HVL \geq 2.3 mmAl pri naponu od 80kV za fantom debljine 20 cm i prečnika 25 cm.</i>				
	Opšta bolnica u Subotici		Opšta bolnica u Somboru	
Redni broj	HVL [mmAl]	Totalna filtracija [mmAl]	HVL [mmAl]	Totalna filtracija [mmAl]
1	5.37	12	7.86	28
2	5.42	12	5.94	14
3	5.43	12	3.58	3.9
4	5.42	12	3.57	3.9
5	4.43	6.3	3.57	3.9
6	4.43	6.3	3.57	3.9
7	4.39	6.1	3.57	3.9

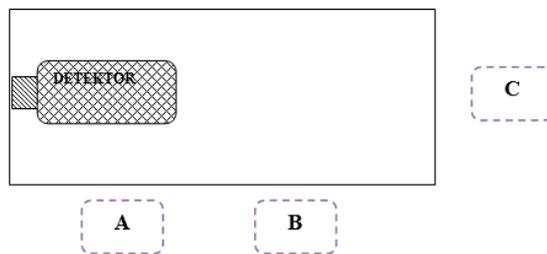
Na osnovu prikupljenih podataka zaključili smo da oba fluoroskopska uređaja rade ispravno i zadovoljavaju standarde propisane zakonskom regulativom koja je važeća u zemlji.

5.4 Ispitivanje jačine ambijentalnog doznog ekvivalenta

U okviru godišnje kontrole vrši se mjerenje ambijentalnog doznog ekvivalenta $H^*(10)$. Faktor (10) predstavlja dozu izmjerenu na dubini od 10 mm ispod površine kože. To je veličina koja se koristi za dozimetrijsku karakterizaciju polja u neposrednoj blizini izvora zračenja. Na osnovu mjerenja $H^*(10)$ možemo procijeniti dozu za profesionalno izložena lica i osoblje. Tokom mjerenja koristi se prenosni dozimetar i fantom. Jačina ambijentalnog doznog ekvivalenta mjeri se na rastojanjima koja odgovaraju poziciji glave, grudi, gonada i ruku profesionalno izloženih lica. Jačinu ambijentalnog doznog ekvivalenta izražavamo u $\mu\text{Sv/h}$ [29].

Prilikom mjerenja korišćen je detektor *Inspector Alert*. Jačina ambijentalnog doznog ekvivalenta $H^*(10)$ pri prirodnom nivou zračenja je izmjerena i iznosi $0.10\mu\text{Sv/h}$. Za parametre ispitivanja smo koristili napon na cijevi od 81kV i jačinu struje od 3.5 mA u Opštoj bolnici "Dr Radivoje Simonović" Sombor. Ispitivanja u Opštoj bolnici Subotica su nešto malo drugačija po pitanju zadanih parametara, upotrebljena je ista vrijednost napona na cijevi od 81kV, a vrijednost struje je iznosila 4.5 mA. Prije početka mjerenja izmjerena je nivo zračenja u svim okolnim prostorijama. Rezultati su pokazala da u svim okolnim prostorijama je izmjerena nivo zračenja u granicama prirodnog fona.

Prema sljedećoj šemi je postavljen detektor, a slovima A, B i C su označene pozicije na kojima se nalaze redom doktor, instrumentar i rendgen tehničar.



Slika 10. Pozicije profesionalno izloženog osoblja u angiosali u Srbiji

Rezultati su pokazali sljedeće:

Tabela 13 Ispitivanje ambijentalnog doznog ekvivalenta $H^*(10)$ u Opštoj bolnici „Dr Radivoje Simonović“ u Somboru

Mjerna nesigurnost: $\pm 20\%$

Pozicija	A (Doktor) [$\mu\text{Sv/h}$]	B (Instrumentar) [$\mu\text{Sv/h}$]	C (Rendgen tehničar) [$\mu\text{Sv/h}$]
Glava	7.9 ± 1.6	3.81 ± 0.76	3.54 ± 0.71
Grudi	6.5 ± 1.3	3.24 ± 0.65	4.17 ± 0.83
Gonade	3.21 ± 0.64	0.79 ± 0.16	0.17 ± 0.03

Tabela 14 Ispitivanje ambijentalnog doznog ekvivalenta $H^*(10)$ u Opštoj bolnici Subotica u Subotici

Mjerna nesigurnost: $\pm 20\%$

Pozicija	A (Doktor) [$\mu\text{Sv/h}$]	B (Instrumentar) [$\mu\text{Sv/h}$]	C (Rendgen tehničar) [$\mu\text{Sv/h}$]
Glava	4.26 ± 0.85	24.2 ± 4.8	27.4 ± 5.5
Grudi	10.9 ± 2.2	28.3 ± 5.7	17.1 ± 3.4
Gonade	5.1 ± 1.0	1.21 ± 0.24	1.45 ± 0.29

Na osnovu rezultata mjerenja $H^*(10)$ u dvije angiosale u Srbiji, zaključujemo da su mjere zaštite od zračenja na odgovarajućem nivou, i da su nivoi ekvivalentnih doza manji od doza propisanih zakonom.

6 Zaključak

Fluoroskopija je „real time“ imidžing tehnika koja je svoju primjenu našla u interventnoj radiologiji. Kroz dva primjera smo pokazali kako se vrši provjera ispravnosti fluoroskopskih uređaja pomoću sistema Barracuda. Sama kontrola kvaliteta podrazumijeva detektovanje promjena u radu aparata, te na taj način možemo na vrijeme da uočimo i odstranimo kvarove i promjene na uređaju. Akcent u ovom radu je na provjeri parametra: napon na cijevi, kerma i jačina kerme, HVL i totalna filtracija. Pored kontrole ovih parametara, postoji još i provjera usaglašenosti osvjetljenog i ozračenog polja, položaj centralnog zraka, granična rezolucija i granični kontrast, međutim u ovom radu ovi parametri nisu ispitivani.

Pored kontrole kvaliteta, vršena su i ispitivanja jačine ambijentalnog doznog ekvivalenta u okolini ispitivanih rendgen aparata. Monitoring izloženog osoblja u angiosalama nam je od ključne važnosti zbog izlaganja medicinskog osoblja visokim dozama zračenja. Možemo iz priloženog zaključiti da su mjere zaštite na zadovoljavajućem nivou, a i da su nivoi ekvivalentnih doza profesionalno izloženog osoblja manji od granica propisanih zakonu. Uz monitoring profesionalno izloženog osoblja zračenju poželjno je i edukovati ih o tome kako i na koji sve način mogu da se zaštite prilikom izlaganja u angiosalama.

Na osnovu prikupljenih podataka zaključuje se da fluoroskopski uređaji u Opštoj bolnici Subotica u Subotici i Opštoj bolnici „Dr Radivoje Simonović“ u Somboru rade ispravno i zadovoljavaju standarde propisane zakonskom regulativom koja je važeća u zemlji.

7 Literatura

- [1] Borislava Petrović (2018). Fizičke osnove radioterapije, Prirodno-matematički fakultet, Univerzitet u Novom Sadu, Trg Dositeja Obradovića 3, 21 000 Novi Sad
- [2] Miodrag Krmar (2013). Uvod u nuklearnu fiziku, Prirodno-matematički fakultet, Univerzitet u Novom Sadu, Trg Dositeja Obradovića 3, 21 000 Novi Sad
- [3] Jerrold T. Bushberg, J. Anthony Seibert, Edwin M. Leidholdt, John B. Boone (2012). The Essential Physics of Medical Imaging Third Edition, LIPPINCOTT WILLIAMS & WILKINS, a WOLTERS KLUWER business Two Commerce Square, 2001 Market Street, Philadelphia, PA 19103 USA
- [4] Ivan Janjić (1992). Osnovi atomske fizike I deo (skripta), Novi Sad
- [5] Rani Osama A. Aziz (2007) Establishment of standard X-RAY qualities to be used in diagnostic level at SSDs, Department of Physics, Faculty of Science, University of Khatroum
- [6] Ljubica Smiljanić (2010). Merenje apsorbovanih doza zračenja oko rendgen aparata za štita profesionalno izloženog osoblja u radiodijagnostici, Novi Sad, Srbija
- [7] Marija Miroslavljević (2020). Procena radijacionog rizika u okolini bazena sa radioaktivnim otpadom sa Nuklearne medicine
- [8] Andrej Vraničar (2016). Prijektovanje mera zaštite za prostoriju za brahiterapiju i procenu radijacionog rizika
- [9] Nataša Todorović, Skripta iz dozimetrije
- [10] <https://www.oncolink.org/cancer-treatment/interventional-specialties/interventional-radiology-the-basics>
- [11] <https://www.uhcw.nhs.uk/interventional-radiology/what-is-interventional-radiology-ir/>
- [12] Beth A. Schueler (2000). General Overview of Fluoroscopic Imaging, 1 From the Department of Diagnostic Radiology, Mayo Clinic, 200 First St SW, Rochester, MN 55905.
- [13] Steven B. Dowd, Elwin R. Tilson (1999). Practical Radiation Protection and Applied Radiobiology Second Edition, W.B. SAUNDERS COMPANY, The Curtis Center, Independence Square West, Philadelphia, Pennsylvania 19106, USA.
- [14] Jovana Nikolov, Prezentacije za predmet Fizičke osnove radiodijagnostike I radioterapije
- [15] <https://www.upstate.edu/radiology/education/rsna/fluoro/fluoro.php>
- [16] Donald L. Miller, Eliseo Vano, Gabriel Bartal, Stephen Balter, Robert Dixon, Renato Padovani, Beth Schueler, John F. Cardella, Thierry de Baere (2010). Occupational Radiation Protection in Interventional Radiology: A Joint Guideline of the Cardiovascular and Interventional Radiology Society of Europe and the Society of Interventional Radiology, Cardiovascular and Interventional Radiology, Springer
- [17] <https://www.fda.gov/radiation-emitting-products/medical-imaging/medical-x-ray-imaging#balancing>
- [18] M. Manesh (2001). The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents Fluoroscopy: Patient Radiation Exposure Issues 1, RSNA, 820 Jorie Blvd. Suite 200, Oak Brook, IL USA
- [19] <https://www.fda.gov/radiation-emitting-products/medical-x-ray-imaging/fluoroscopy#benefitsrisks>
- [20] <https://www.kc-bl.com/De/docs/Informacija%20za%20pacijente/Radiologija/ANGIOGRAFIJA.pdf>
- [21] Yoshiaki Yokoi (2017). Basics of Angiography for Peripheral Artery Disease, IntechOpen Limited, 5 Princes Gate Court, London SW72QJ, UK
- [22] Zdravko Mutin (2010). Ispitivanje kvaliteta dijagnostičkih RTG aparata detektorskim sistemom "Barakuda", Novi Sad, Srbija
- [23] Ana Martinović (2016). Kontrola kvaliteta stomatološkog RTG aparata R-100B detektorom, Novi Sad, Srbija
- [24] Direktorijat za radijacionu i nuklearnu sigurnost i bezbednost Srbije, Pravilnik o Primjeni izvora jonizujućih zračenja u medicine "Sl. Glasnik RS, br. 1/2012)

- [25] Direktorijat za radijacionu I nuklearnu sigurnost I bezbednost Srbija, Pravilnik o granicama radioaktivne kontaminacije lica, radne I životne sredine I načinu sprovođenja dekontaminacije
- [26] https://rtigroup.com/content/downloads/manuals/Manuals%20Old%20Versions/Barracuda_and_QABrowser_Users_Manual_-_English.pdf
- [27] https://rtigroup.com/content/downloads/manuals/Manuals%20Old%20Versions/Ocean-Users_Manual-English_v2.3A.pdf
- [28] Ema Jelena Grbić (2019). Kontrola kvaliteta kompjuterizovane tomografije, Split, Republika Hrvatska
- [29] Olivera Ciraj Bjelac, Danijela Arandić, Predrag Božovič, Sandra Ćeklić, Jelena Stanković Petrović, Jelica Kaljević (2017). Monitoring doze za očno sočivo u interventnoj radiologiji I kardiologiji, Univerzitet u BEogradu, Institut za nuklearne nauke Vinča, Beograd, Srbija
- [30] <https://www.iaea.org/>
- [31] Malhotra A. (2015) Radiation Safety and Monitoring. In: Sackheim K.(eds) Pain Menagment and Palliative Care. Springer, New York, NY, USA.
- [32] [https://www.techvir.com/article/S1089-2516\(10\)00014-4/fulltext](https://www.techvir.com/article/S1089-2516(10)00014-4/fulltext)
- [33] <https://www.medicalexpo.com/prod/beta-antix/product-107085-781605.html>
- [34] <https://www.auntminnie.com/index.aspx?sec=ser&sub=def&pag=dis&ItemID=116603>
- [35] Era de Souza Luz, Lucia Viviana Canevaro, Nadya Marija Prado Damasceno Ferreira, Julio Eduardo Campos (2007). The Relevance of Quality Control in Services of Hemodynamics and Interventional Cardiology, Radiologia Brasileira, SciELO, Sao Paulo, Brasil

8 Biografija



Marija Despotović rođena je 07. Marta 1997. godine u Bijeljini, BiH. Osnovnu školu „Sveti Sava“ i Gimnaziju „Filip Višnjić“ završila je u rodnom gradu sa odličnim uspjehom. 2014. godine, u četvrtom razredu srednje škole, učestvuje na AFS tromjesečnom programu razmjene srednjoškolaca u Češkoj Republici, te prvo polugodište pohađa u srednjoj školi „Lepařovo Gymnazium“ Jičín. Studije fizike na Departmanu za fiziku, Prirodno-matematičkog fakulteta upisuje 2015. godine, na smjeru Fizika-medicinska fizika. Učestvovala je na prvoj P4P 2019 studentskoj konferenciji u Sjevernoj Makedoniji sa posterom „The investigation of optical properties of PMMA thin films obtained by drop casting method“. Tokom studija je bila stipendista RiTE Ugljevik, učesnik na konferencijama i član kluba fizičara. Tečno govori engleski, češki i njemački jezik.

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:

Diplomski rad

VR

Autor:

Marija Despotović

AU

Mentor:

dr Jovana Nikolov

MN

Naslov rada:

Kontrola kvaliteta snopa jonizujućeg zračenja rendgen aparata u interventnoj radiologiji

NR

Jezik publikacije:

srpski (latinica)

JP

Jezik izvoda:

srpski/engleski

JI

Zemlja publikovanja:

Srbija

ZP

Uže geografsko područje:

Vojvodina

UGP

Godina:

2021

GO

Izdavač: Autorski reprint

IZ

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

MA

Fizički opis rada: Broj poglavlja/strana/tabela/slika/referenci

FO

8/46/14/11/35

Naučna oblast:

Fizika

NO

Naučna disciplina: Medicinska fizika

ND

Predmetna odrednica/ ključne reči:

Jonizujuće zračenje, Fluoroskopija, Kontrola kvaliteta snopa jonizujućeg zračenja, Mjere zaštite

PO**UDK**

Čuva se:

Biblioteka departmana za fiziku, PMF-a u Novom Sadu

ČU

Važna napomena:

nema

VN

Izvod:

U ovom radu smo pokazali kako se vrši kontrola kvaliteta snopa jonizujućeg zračenja. Ispitivanja su vršena za fluoroskopske uređaje u angiosalama u Opštoj bolnici "Dr Radivoje Simonović" u Somboru i Opšta bolnica Subotica u Subotici. Mjerenja su pokazala da su oba uređaja ispravna. Vršen je i monitoring profesionalno izloženog osoblja, koji je pokazao da su mjere zaštite na zadovoljavajućem nivou.

IZ

Datum prihvatanja teme od NN veća:

12.08.2021.

DP

Datum odbrane:

23.09.2021.

DO

Članovi komisije:

KO

Predsednik:

dr Nikola Jovančević, Docent

član:

dr Jovana Nikolov, Vanredni profesor

član:

dr Goran Štrbac, Vanredni profesor

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: Marija Despotović

AU

Mentor/comentor: dr Jovana Nikolov

MN

Title: Quality control of ionizing radiation beam of RTG in interventional radiology.

TI

Language of text: Serbian (Latin)

LT

Language of abstract: English

LA

Country of publication: Serbia

CP

Locality of publication: Vojvodina

LP

Publication year: 2021

PY

Publisher: Author's reprint

PU

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

PP

Physical description: 8/46/14/11/35

PD

Scientific field: Physics

SF

Scientific discipline: Medical physics

SD

Subject/ Key words: Ionizing radioation, Fluoroscopy, Quality control of ionizing radiation beam, Radiation protection

SKW**UC**

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

HD

Note: none

N

Abstract: In this paper we presented how Quality control of ionizing radiation beam of RTG is performed. Measurements were obtained for fluoroscopic equipment in angio suite in Opšta bolnica "Dr Radivoje Simonović" in Sombor and Opšta bolnica Subotica in Subotica. Measurements showed that both devices are in order. Monitoring of occupationally exposed personel was also measured, and it was also in order.

Accepted by the Scientific Board: 12.08.2021.

ASB

Defended on: 23.09.2021.

DE

Thesis defend board:

DB

President: dr Nikola Jovančević, Docent

Member: dr Jovana Nikolov, Associate professor

Member: dr Goran Štrbac, Associate professor

