

UNIVERZITET U NOVOM SADU

PRIRODNO – MATEMATIČKI FAKULTET





Projektovanje debljine zaštitnih barijera za prostoriju sa dijagnostičkim RTG aparatom – poređenje metoda

-diplomski rad-

Mentor:

Prof. dr Nataša Todorović

Student:

Nemanja Golubovac 287/11

Novi Sad, oktobar 2015

Zahvaljujem se svima koji su pomogli pri merenjima prezentovanim u ovom radu. Posebno se zahvaljujem mentoru, Prof dr Nataši Todorović na velikom strpljenju i korisnim savetima.

Sadržaj

1.	Uv	od	3
2.	Re	ndgensko zračenje	3
	2.1.	Otrkiće rendgenskog zračenja	3
	2.2.	Nastajanje rendgenskog zračenja	4
3.	Inte	erakcija zračenja sa materijom	8
	3.1.	Fotoelektrični efekat	9
	3.2.	Rasejanje elektromagnetnog zračenja	11
4.	Ap	sorpcija X – zraka	14
	4.1	Linearni atenuacioni koeficijent u funkciji energije fotona	15
5.	Ро	luprovodnički detektori	
	5.1	Osnovne osobine poluprovodnika	
	5.2	P – N spoj, poluprovodnički detektor	20
6.	Do	ze jonizujućeg zračenja	22
	6.1	Ekspoziciona doza	22
	6.2	Apsorbovana doza	22
	6.3	Ekvivalentna doza	23
	6.4	Kerma, kerma u vazduhu (air kerma)	24
7.	Ba	rakuda (Barracuda) sistem	24
	7.1	R100B detektor	25
8.	NC	CRP 147	27
	8.1	Klasifikacija radijacionih zona:	27
	8.2	Klasifikacija zračenja u radiodijagnostici	28
	8.3	Metode zaštite od zračenja	29
	8.5	Faktor zadržavanja	
	8.6	Radno opterećenje	

8.7	Faktor korišćenja (use factor)	32
8.8	Procena kerme za primarno i sekundarno zračenje	33
8.9	Koeficijent transmisije	35
9. Prorač	čun debljine zaštitnih barijera	38
9.1	Proračun debljine sekundarne barijere za kontrolnu sobu	38
9.2	Proračun debljine sekundarne barijere za čekaonicu	39
9.3	Proračun debljine sekundarne barijere za hodnik	40
9.4	Proračun debljine sekundarne barijere za stepenice	40
9.5	Proračun debljine sekundarne barijere za zid ka parkingu	41
9.6	Proračun debljine primarne barijere za zid ka parkingu	41
10. Metc	od merenja rasejanog zračenja i primena u zaštiti od zračenja	42
11. Zaklj	jučak	47
Literatur	⁻ a	48

1. Uvod

Zaštita od jonizujućeg zračenja je naučna disciplina koja se bavi zaštitom ljudi i životne sredine od štetnih uticaja jonizujućeg zračenja, kako čestičnog tako i elektromagnetnog. Još od samog otkrića radioaktivnosti i X – zračenja nastala je potreba da se osobe koje dolaze u kontakt sa zračenjem od njega i zaštite. Modernizacija je dovela do toga da se jonizujuće zračenje svakodnevno koristi u raznim oblastima, od medicine do industrije. Da bi se zračenje moglo bezbedno koristiti moramo pažljivo rukovati sa izvorima, koristiti zaštitnu opremu i adekvatno konstruisati zaštitne barijere.

U ovom radu biće prezentovano poređenje dva metoda za projektovanje debljine zaštitnih barijera, konvencionalni računski metod, preporučen od strane američke nacionalne komisije za zaštitu od zračenja (NCRP – National Council on Radiation Protection and Mesurements) [5], kao i jedan direktan metod merenja doza na mestima gde želimo da postavimo zaštitne barijere. Direktan metod merenja može da nam posluži kao brza provera računskog metoda. Merenja su vršena u Novosadskom Zavodu za reumatizam u prostoriji sa RTG aparatom.

2. Rendgensko zračenje

2.1. Otrkiće rendgenskog zračenja

Krajem 19. veka, fizičari širom sveta su proučavali fenomene vezane za električno pražnjenje u vakuumskim cevima. 1895. godine Rendgen (Röntgen) je izvodeći eksperimente sa katodnim zracima u Kruksovoj (Crookes) cevi na naponu od preko deset hiljada volti primetio fluorescentni sjaj na ploči od barijum – platinocijanida. Došao je do zaključka da je ova pojava posledica zračenja koje je nastalo u samoj cevi. Fluorescentni sjaj je bio prisutan i onda kada je Rendgen izolovao fluorescentnu ploču od ultraljubičastih zraka, tako što je cev okružio crnim kartonom. Na ovaj način je fluorescentnu ploču izolovao i od katodnih zraka.

Rendgen je zaključio da jedino zraci velike prodorne moći mogu doći do fluorescentne ploče i izazvati fluorescenciju. Rendgen je ove zrake zbog njihove mističnosti nazvao X –

zraci, naziv koji se zadrzao i do danas, ali se, njemu u čast, ovi zraci nazivaju i rendgenski zraci. Na slici 1. prikazana je aparatura koju je Rendgen koristio



Slika 1. – Aparatura u Rendgenovoj labaratoriji

Rendgen je u periodu 1895 – 1897. godine ispitivao mnoge osobine X – zraka kao što su jonizaciona moć, fluorescencija koju izazivaju, apsorpcija u materiji, eksponiranje fotografskih ploča, itd. On je pokazao da X – zraci ne skreću ni u električnom ni u magnetnom polju, što je bio dokaz da X – zraci nisu naelektrisane čestice. Nije uspeo da dobije njihovu refleksiju, niti prelamanje. 1912. godine Laue je dokazao talasnu prirodu X – zraka njihovom difrakcijom na kristalu. Otkriveno je i da su X –zraci transferzalno polarizovani kao i svetlost. Iz eksperimenata difrakcije X – zraka je otkriveno da se njihova talasna dužina kreće u intervalu 0,01 - 10 nm. [1]

2.2. Nastajanje rendgenskog zračenja

X - zraci se generišu u vakuumskoj cevi kada brzi elektroni sa katode padnu namaterijal od kog je izrađena antikatoda. X - zraci se obično generišu u gasnim ilitermoelektronskim cevima. Potencijalna razlika između katode i antikatode je obično redaveličine 30 - 50 kilovolti. Elektroni izbijeni iz katode, zaustavljaju se na antikatodi koja tadapostaje izvor x - zračenja. Katoda je takvog oblika da se elektroni sa nje fokusiraju naantikatodu. Šematski prikaz vakuumske cevi prikazan je na slici 2.



Slika 2. - Šematski prikaz vakuumske cevi.

U eksperimentima je potvrđeno da se spektar rendgenskog zračenja sastoji iz dva dela. [1] Prvi deo je kontinualni deo, koji ne zavisi od vrste materijala od kojeg je antikatoda izrađena. Drugi deo spektra je diskretan, on nastaje isključivo iznad neke vrednosti primenjenog napona između katode i antikatode, i uvek zavisi od materijala od kojeg je izrađena antikatoda.

Prvi spektar se naziva kontinualnim spektrom ili zakočnim spektrom. Svaki kontinualni spektar ima izraženu oštru kratkotalasnu granicu. Sa povećanjem napona između katode i antikatode, kratkotalasna granica se pomera ka manjim talasnim dužinama, a ukupan intenzitet x – zračenja raste. Eksperimentalno je nađena zavisnost između kratkotalasne granice i napona u rengdenskoj cevi. Kada se napon (U) izrazi u voltima, formula za izračunavanje kratkotalasne granice je:

$$\lambda_{min} = \frac{1239,6}{U} [nm]$$

Drugi (diskretni) deo spektra se naziva karakterističnim rendgenskim zračenjem (karakteristični spektar). Nastaje kada je napon rendgenske cevi (samim tim i kinetička energija elektrona) dostigne, ili premaši određenu vrednost karakterističnih za materijal od kojeg je izrađena data antikatoda u spektru x – zraka se javlja diskretne linije mnogo većeg intenziteta od karakterističnog spektra. Ove vrednosti su superponirane na karakteristični spektar. [1]

2.2.1. Kontinualni spektar

Elektroni koji padaju na antikatodu u rendgenskoj cevi pri elastičnim sudarima sa česticama materijala antikatode konvertuju svoju kinetičku energiju u toplotnu, ili u energiju x –zraka u procesu elektromagnetne emisije prilikom kočenja. Sumarni efekat je da se više od 99% kinetičke energije elektrona pretvori u toplotnu, a tek oko 1% se pretvori u energiju x – zračenja. [1]

Prilikom ubrzanja naelektrisanja se emituje elektromagnetno zračenje. Ovo je poznato iz klasične elektrodinamike. Odatle, kada jedan elektron prilikom kočenja izgubi jedan deo, ili celokupnu svoju energiju, nastaje jedan kvant (foton) x - zračenja. Na ovaj način nastaju fotoni različite talasne dužine – samim tim spektar zakočnog zračenja je kontinualan. Ovaj način nastanka x - zračenja se jos naziva i Bremsstrahlung. Klasična elektrodinamika nije mogla da objasni pojavu kratkotalasne granice. Pojavu kratkotalasne granice je objasnila kvantna teorija izjednačavajući kinetičku energiju elektrona sa maksimalnom energijom fotona u spektru.

$$e \cdot U = h \cdot v_{max} = rac{h \cdot c}{\lambda_{min}}$$

Odavde sledi već data formula za kratkotalasnu granicu:

$$\lambda_{min} = \frac{h \cdot c}{e \cdot U} = \frac{1239.6}{U} [nm]$$

Ovo je takođe dobijeno čisto eksperimentalnim putem. Takođe je empirijskim putem dobijena relacija za položaj maksimuma intenziteta zračenja u spektru koji takođe zavisi od napona između elektroda.

$$\lambda_{max} = \frac{3}{2}\lambda_{min} + 0,005 \ [nm]$$

Precizno merenje kratkotalasne granice može se iskoristiti za preciznije određivanje Plankove konstante. 1949. godine Stivenson i Mason su otrkili da je intenzitet x – zraka proporcionalan atomskom broju materijala od kojeg je izrađena antikatoda. [1] Na slici 3. je ilustrovan nastanak zakočnog spektra X – zračenja, dok je na slici 4. prikazan izgled spektra zakočnog zračenja.



Slika 3. – Nastanak zakočnog spektra X – zračenja.

Slika4. – Izgled spektra zakočnog zračenja.

2.2.2. Karakteristični spektar

Nastanak karakterističnog zračenja se najjednostavnije može objasniti na osnovu Borovog modela atoma. Elektroni koji udaraju u antikatodu mogu putem sudara izbiti vezane elektrone iz atomskog omotača atoma od kojeg je načinjena antikatoda. [1] Ovim putem oni stvaraju slobodne elektrone i pozitivne jone. Ako je kinetička energija elektrona dovoljno velika, oni mogu izbiti atome i sa unutrašnjih ljusaka atoma (npr. sa K i L ljuske). Ovako se stvaraju nepopunjena mesta na nižim energetskim nivoima koja mogu biti popunjena sa elektronima sa viših ljusaka. Pri ovim prelazima elektrona unutar ljuski, na račun promene energije atoma nastaju fotoni x – zračenja čija je energija jednaka promeni energije atoma u odgovarajućem prelazu. Da bi se ceo proces odigrao upadni elektroni moraju da imaju energiju jednaku ili veću od jonizacione energije elektrona u odgovarajućoj ljusci. Unutrašnje ljuske srednje teških atoma (od kojih se najčešće prave antikatode) imaju energije jonizacije reda veličine nekoliko desetina kilovolti što objašnjava nastanak pojave karakterističnog zračenja na ovim naponima rendgenskih cevi.

Mozli je 1913. godine ispitivao vezu između spektara x – zraka kod težih elemenata. On je otkrio da se, povećavanjem rednog broja Z atoma materijala antikatode, spektar karakterističnog zračenja pomera ka kratkotalasnoj granici kontinualnog spektra. Mozlijev

zakon nam govori o tome da je talasna dužina zraka emitovanog sa npr. K ljuske obrnuto srazmerna kvadratu atomskog broja Z

$$\lambda = \frac{K}{Z^2}$$

Gde je K konstanta. Dakle povećanjem atomskog broja Z, talasna dužina zraka se smanjuje. To znači da je energija zraka veća. Iz ovog proizilazi da je talasna dužina zraka karakteristična za svaki pojedinačni element. [1] Na slici 5. prikazan je izgled karakterističnog spektra superponiranog na spektar zakočnog zračenja za dva različita materijala od kojeg je načinjena antikatoda na istom primenjenom naponu između katode i antikatode.



Slika 5. – Izgled karakterističnog spektra za dva različita materijala antikatode.

3. Interakcija zračenja sa materijom

Poznavanje mehanizama interakcije elektromagnetnih zračenja sa materijom je od ključne važnosti u planiranju i projektovanju zaštitnih barijera u radiodijagnostici. Široka primena radioizotopa i rendgenskih cevi u medicini dovela je do toga da značajna ljudska populacija bude izložena zračenju. Izlaganje može biti deo planirane dijagnostičke ili terapijske procedure, ali može doći i do neplaniranog izlaganja.

Osnovne interakcije koje nastaju prolaskom elektromagnetnog zračenja kroz materiju mogu se opisati pomoću tri efekta:

- 1. Fotoefekat
- 2. Rasejanje elektromagnetnog zračenja na slobodnom ili vezanom elektronu (Tomsonovo, Rejlijevo i Komptonovo rasejanje)
- 3. Produkcija para elektron pozitron

Produkcija para elektron pozitron se javlja samo kada upadni foton ima energiju veću ili jednaku dvostrukoj energiji mase mirovanja elektrona koja iznosi 1,022 MeV. U radiodijagnostici se ne javljaju ovako visoke energije fotona tako da ovaj efekat nećemo detaljno razmatrati. [2][3]

3.1. Fotoelektrični efekat

Fotoelektrični efekat je proces u kojem foton predaje svoju kompletnu energiju orbitalnom elektronu. [2] U tom slučaju foton prestaje da postoji, a orbitalni elektron se udaljava od atoma sa energijom koja je jednaka:

$$E_e = E_f - E_v$$

U formuli su oznake E_f energija koju je foton posedovao pre interakcije, a E_v vezivna energija orbitalnog elektrona. Iz ove jednačine je moguće zaključiti da je fotoefekat moguć jedino kada je energija upadnog fotona veća od vezivne energije elektrona. Usled fotoefekta smanjuje se broj elektrona u elektronskom omotaču. Nedostatak elektrona u omotaču izaziva pregrupisavanje elektrona u omotaču, što dovodi do pojave karakterističnog X –zračenja. Ovi zraci mogu takođe izazvati fotoefekat uz emisiju elektrona, ovi elektroni se nazivaju Augerovi elektroni.

Na osnovu zakona održanja energije i impulsa moguće je dokazati da se fotoefekat može javiti samo na vezanom elektronu. Naime neophodno je da još jedno telo na sebe preuzme deo impulsa fotona (u ovom slučaju to je atom). Energija uzmaka atoma nije navedena u relaciji za kinetičku energiju orbitalnog elektrona, jer je masa atoma nekoliko redova veličine veća od mase elektrona, tako da je sama energija uzmaka atoma, srazmerno odnosima masa, manja od energije elektrona.

Efikasni presek je mera verovatnoće nastanka fotoefekta. Zavisnost efikasnog preseka od energije za fotoefekat prikazana je na slici. Sa slike se vidi da efikasni presek opada sa porastom energije, uz oštre skokove na energijama koje odgovaraju vezivnim energijama orbitalnih elektrona. Na slici 6. prikazana je zavisnost efikasnog preseka od energije fotona:



Slika 6. – Zavisnost efikasnog preseka od energije fotona.

Za energije fotona koje su mnogo veće od vezivne energije elektrona na K ljusci, efikasni presek za fotoefekat je mali. Sa smanjenjem energije, verovatnoća nastanka fotoefekta se povećava da bi dostigla lokalni maksimum na energiji koja odgovara vezivnoj energiji K elektrona. Nakon daljeg smanjivanja verovatnoća nastanka naglo opadne, iz razloga što foton nema dovoljnu energiju da izbije elektron iz K ljuske, a i dalje ima mnogo višu energiju od vezivnih energija elektrona na L ljusci. Daljim smanjivanjem njegova verovatnoća raste i dobija novi lokalni maksimum na energijama koje odgovaraju vezivnim energijama elektrona na L ljusci.

Efikasni presek za fotoefekat je izrazito kompleksna funkcija koju nije moguće opisati nekim relativno prostim izrazom u širokom opsegu energija. Iz atomske fizike znamo da vezivne energije elektrona rastu sa povećanjem rednog broja atoma Z. Utvrđeno je da efikasni presek za fotoefekat raste sa povećanjem rednog broja srazmerno petom stepenu rednog broja Z.Takođe možemo aproksimirati zavisnost efikasnog preseka od energije, za energije koje su neznatno veće od vezivne energije elektrona na K ljusci, funkcijom $E^{-7/2}$. Za energije koje su mnogostruko veće od vezivne energije elektrona na K ljusci ova zavisnost prelazi u E^{-1} . [2]

$$\sigma_{fe} \sim \frac{Z^5}{E^{7/2}}$$
 za $E_f > E_v^K$
 $\sigma_{fe} \sim \frac{Z^5}{E}$ za $E_f \gg E_v^K$

Sa slike 6. se može videti da se efikasni presek povećava sa smanjenjem energije fotona. Odatle možemo zaključiti da će se uklanjanje niskoenergetskih fotona putem fotoefekta biti znatno izraženije nego što će to biti slučaj sa visokoenergetskim fotonima. To znači da je za atenuaciju rendgenskih zraka niskih energija najveći uticaj fotoefekta. To nam je izrazito bitno u radiodijagnostici, jer se u radiodijagnostici najčešće koriste rendgenski zraci niske energije. [2] [3]

3.2. Rasejanje elektromagnetnog zračenja

Prilikom prolaska X – zraka kroz materijalnu sredinu oni mogu da budu skrenuti sa prvobitne putanje tj. rasejani. Za razliku od fotoelektričnog efekta, kada foton u potpunosti nestaje, rasejani fotoni nastavljaju da se kreću i nakon sudara sa elektronima, ali sa promenom pravca kretanja. Kod fotoefekta, zbog zakona održanja impulsa, nam je bilo bitno da elektron bude vezan. Za proces elastičnog rasejanja elektron može da bude slobodan ili vezan. [2][3]

Rasejanje se deli na:

- Koherentno ne dolazi do razmene energije, fotoni nastavljaju da se kreću sa identičnom energijom, dolazi do promene pravca putanje fotona.
- Nekoherentno dolazi do razmene energije između fotona i elektrona, takođe dolazi do promene pravca putanje fotona.

3.2.1 Tomsonovo i Rejlijevo rasejanje

Tomsonovo i Rejlijevo rasejanje su primeri koherentnog rasejanja. Njihova jedina razlika je mesto gde se oni odigravaju. Tomsonovo rasejanje se odvija na slobodnom elektronu, dok se Rejlijevo rasejanje odvija na orbitalnom elektronu. Obično je naziv za obe vrste rasejanja Tomsonovo rasejanje. [2] [3]

Na orbitalnom elektronu se koherentno rasejanje se odvija samo kada je energija fotona manja od vezivne energije elektrona. Prilikom ovog rasejanja foton samo skrene, najčešće za neki mali ugao, bez razmene energije. Ovaj proces utiče na slabljenje snopa prilikom njegovog prolaska kroz materijalnu sredinu jer fotoni skreću sa svog prvobitnog pravca kretanja. Tomson je odredio da je efikasni presek za ovu interakciju:

$$\sigma_{Tom} = \frac{8\pi}{3}r_e^2 = 0,64 \ barn$$

gde je r_e takozvani klasični radijus elektrona. Ugaona zavisnost Tomsonovog rasejanja se može predstaviti formulom:

$$I \cong const \cdot (1 + cos^2 \varphi)$$

gde je φ ugao rasejanja koji se meri u odnosu na pravac upadnog zračenja. To znači da je najveća verovatnoća da fotoni prilikom ove interakcije budu rasejani pod uglom od 0°i 180°. [2] [3]

3.2.2 Komptonovo rasejanje

Komptonovo rasejanje se može opisati kao elastično rasejanje fotona na slobodnom elektronu. [2] Na osnovu zakona održanja impulsa i energije primenjenom na elastični sudar dobijamo relacije koje se sa zadovoljavajućom tačnošću slažu sa eksperimentalnim rezultatima. [3] Na slici 7. ilustrovan je komptonov efekat. Zakoni održanja energije i impulsa daju nam sledeće relacije:

$$h\nu = h\nu' + T_e$$

$$\frac{h\nu}{c} = \frac{h\nu'}{c} + \frac{m_e * \beta c}{\sqrt{1 - \beta^2}}$$
incident photon
$$E = m_0 c^2 \qquad \text{scattered photon} \qquad E = h\nu' \\ p = 0 \qquad \theta \qquad \theta$$

$$E = h\nu \\ p = h\nu/c \qquad \text{target electron} \qquad E = \sqrt{m_0^2 c^4 + p^2 c^2} \\ p = p \qquad \text{scattered electron} \qquad \theta$$

gde je hv energija upadnog zraka, hv' energija rasejanog zraka, a T_e kinetička energija elektrona, a $\beta = \frac{v}{c}$.

Iz navedenih veličina se izvodi da je razlika talasnih dužina rasejanog i upadnog zračenja jednaka:

$$\Delta \lambda = \lambda' - \lambda = \Lambda (1 - \cos \theta) = 2\Lambda \sin^2 \frac{\theta}{2}$$

 λ' i λ su talasne dužine rasejanog i upadnog zračenja respektivno, a $\Lambda = \frac{h}{m_e c} = 2,42 \cdot 10^{-12} m$ je Komptonova talasna dužina elektrona. Za energiju rasejanog zraka dobijamo relaciju:

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \frac{h\nu}{m_e c^2}(1 - \cos\theta)}$$

Dok za kinetičku energiju elektrona dobijamo relaciju:

$$T_e = h\nu \frac{\frac{h\nu}{m_e c^2} (1 - \cos \theta)}{1 + \frac{h\nu}{m_e c^2} (1 - \cos \theta)}$$

Prilikom detekcije i spektroskopije gama ili X – zračenja, ako foton doživi Komptonov efekat u aktivnoj zapremini samog detektora, mi detektujemo samo onaj iznos energije koja je predata elektronu. Faktički foton napusti detektor i u svojoj aktivnoj zapremini ostavi samo deo svoje energije. Zbog toga je potrebno dobro poznavati zavisnost energije elektrona i energije upadnog zračenja.

Postoje brojne relacije koje nam opisuju zavisnost totalnog efikasnog preseka za Komptonovo rasejanje, ali im je svima zajedničko to da je totalni efikasni presek za Komptonovo rasejanje na jednom elektronu obrnuto proporcionalan energiji fotona, a direktno srazmeran rednom broju atoma Z (ukupnom broju elektrona).

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

Iz ovoga zaključujemo da se verovatnoća za dešavanje Komptonovog efekta smanjuje sa energijom, ali u mnogo manjoj meri nego sto je to slučaj sa fotoefektom. Takođe Komptonov efekat značajno manje zavisi od rednog broja materijala. [2] [3]

4. Apsorpcija X – zraka

Kada paralelan snop monohromatskog zračenja prolazi kroz neki materijal intenzitet izlaznog snopa I je manji od intenziteta upadnog snopa I_0 . Smanjenje intenziteta snopa dI kada on prođe kroz malu debljinu materijala dx, zavisi od debljine materijala i intenziteta snopa I (prikazano na slici 8.) [1][2]



Slika 8. - Atenuacija snopa fotonskog zračenja

$$dI \sim - I \cdot dx$$
$$dI = -\mu \cdot I \cdot dx$$

 μ je koeficijent proporcionalnosti koji se naziva linearni atenuacioni koeficijent. Ova veličina je karakteristika materijala kroz koju X – zračenje prolazi. Može se pokazati da se linearni atenuacioni koeficijent može izraziti kao proizvod efikasnog preseka i broja atoma po jedinici zapremine materijala:

$$\mu = \sigma \cdot n$$

gornju jednačinu možemo pisati kao diferencijalnu jednačinu:

$$\frac{dI}{I} = -\mu \cdot dx$$

Integracijom u granicama od I_0 do I, gde su granice za debljinu površine od 0 do x:

$$\int_{I_0}^{I} \frac{dI}{I} = -\mu \int_0^x dx$$
$$\ln \frac{I}{I_0} = -\mu \cdot x$$
$$I = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot x}$$

U formuli I_0 označava intenzitet upadnog snopa, I – intenzitet snopa koji prolazi kroz materijal debljine x. Intenzitet snopa opada eksponencijalno sa debljinom barijere.

Apsorpcija snopa X – zračenja pri prolasku kroz apsorber nastaje kao posledica interakcije zračenja sa materijom kroz koju prolazi, što znači da je to posledica fotoefekta i rasejanja. Zbog toga linearni atenuacioni koeficijent može biti izražen kao zbir dva člana:

$$\mu = \mu_{fe} + \mu_{ras}$$

Linearni atenuacioni koeficijent zavisi od prirode materijala kroz koje zračenje prolazi, gustine materijala i talasne dužine upotrebljenog X – zračenja. Gustina jednog materijala može biti veoma različita, u zavisnosti od agregatnog stanja materijala i pod kojim je pritiskom, tako da se za jedan materijal ne može napisati jedan linearni atenuacioni koeficijent za X – zračenje određene talasne dužine. Da bi se ovo zaobišlo uveden je maseni atenuacioni koeficijent, kao odnos linearnog atenuacionog koeficijenta i gustine apsorbera. [1]

$$\mu_m = \frac{\mu}{\rho}$$

Iz ovih jednačina sledi da je:

$$I = I_0 \cdot e^{-\frac{\mu}{\rho} \cdot \rho \cdot x} = I_0 \cdot e^{-\mu_m \cdot \rho \cdot x}$$

4.1 Linearni atenuacioni koeficijent u funkciji energije fotona

Kada linearni atenuacioni koeficijent prikažemo kao proizvod broja atoma po jedinici zapremine n i ukupnog efikasnog preseka za uklanjanje fotona σ kao [2] :

$$\mu = n \cdot \sigma$$

Već smo napomenuli da su osnovne interakcije zračenja sa materijom (načini na koji fotoni koji mogu biti uklonjeni iz snopa): fotoefekat, Komptonov efekat i stvaranje parova. Takođe smo rekli da se linearni atenuacioni koeficijent može izraziti kao zbir linearnih atenuacionih koeficijenata za fotoefekat, Komptonov efekat, i stvaranje parova:

$$\mu = \mu_{fe} + \mu_{Com} + \mu_{par}$$
$$\mu = n \cdot \sigma_{fe} + n \cdot \sigma_{Com} + n \cdot \sigma_{nar}$$

Maseni atenuacioni koeficijent se dobija deobom gornje jednačine sa gustinom materijala kroz koji zračenje prolazi. Na slici 9 je prikazana ukupnog efikasnig preseka u zavisnosti od energije zračenja.



Slika 9. Totalni efikasni presek u zavisnosti od energije

Pojedinačni efekti imaju doprinos ukupnom atenuacionom koeficijentu na različitim energijama. Na niskim energijama na maseni atenuacioni koeficijent najviše uticaja ima fotoefekat čiji se efikasni presek ponaša kao $\sigma_{fe} \sim Z^5 \cdot E^{-7/2}$ ili na višim energijama $\sim Z^5 \cdot E^{-1}$. Efikasni presek za komptonov efekat je srazmeran sa $Z \cdot E^{-1}$ dok ćemo ovde samo radi poređenja dodati da je efikasni presek za stvaranje elektron – pozitronskog para srazmeran sa $Z^2 \cdot \ln E$. Iz samih relacija vidimo da će fotoefekat biti dominantan efekat uklanjanja X – zraka iz snopa, dok bi Komptonov efekat bio dominantan efekat na srednjim energijama. Sa slike se vidi da maseni atenuacioni koeficijent opada sa porastom energije X - zraka. Tek na energijama većim od 1,022 MeV dolazi do pojave efekta stvaranja elektron pozitronskog para iz čega sledi porast masenog atenuacionog koeficijenta sa povećanjem energije zračenja. Maseni atenuacioni koeficijent ima izražen minimum na energiji od nekoliko MeV-a. Položaj minimuma zavisi od rednog broja materijala koji se koristi kao atenuator. Za ovu vrednost energije, na kojoj se nalazi ovaj minimum, X – zračenje je najprodornije.

Efikasni preseci za sve efekte interakcije zračenja zavise i od rednog broja materijala kroz koje zračenje prolazi. Za svaki efekat zavisnost efikasnog preseka od rednog broja materijala se razlikuje. Na slici 10. prikazane su oblasti u kojima je izražena dominacija određenog efekta u zavisnosti od energije i rednog broja materijala.



Slika 10. – Oblasti domnacije određenog efekta interakcije u zavisnosti od rednog broja materijala i energije

Sa slike vidmo da je u našoj oblasti od interesa (do nekoliko stotina KeV) dominantan efekat fotoefekat, koji dominira na niskim energijama (nekoliko desetina KeV) i za mali redni broj atoma kroz koji zračenje prolazi, ali je i dominantan na visokim energijama kod velikih rednih brojeva atoma. Ovo nam govori jednu veoma značajnu informaciju za projektovanje zaštitnih barijera. Da bi smo u potpunosti zaustavili snop zračenja, najefikasnije je barijere praviti od materijala sa visokim rednim brojem. Dok će dominantna interakcija zračenja koji prolaze kroz meka čovekova tkiva (srednja vrednost rednog broja oko 7-10) u veoma širokom energetskom intervalu biti Komptonov efekat. [2]

5. Poluprovodnički detektori

Poluprovodnički detektori su detektori zračenja napravljeni od poluprovodničkih materijala. Aktivna zapremina poluprovodničkog detektora ispunjena poluprovodničkim kristalom, koji je načinjen od materijala velikog rednog broja Z, što omogućava detekciju X i gama zračenja, i omogućava spektroskopiju snopa zračenja (razlaganje komponenti snopa po energijama). Fotonsko zračenje pri interakciji sa poluprovodničkim detektorom stvara elektron i šupljinu (rupu), koja je u mogućnosti da se "kreće" kroz detektor približno istom brzinom kao i elektron. Najveći problem kod realizacije ove vrste detektora je bilo sakupljanje nosilaca naelektrisanja. [3]

Osnovna prednost poluprovodničkih detektora se ogleda u tome da imaju dobru energetsku rezoluciju. Njihova sposobnost da mogu razlikovati dve čestice veoma bliskih energija ih je učinila nenadmašnim u spektroskopiji. [2]

5.1 Osnovne osobine poluprovodnika

Poluprovodnici su materijali koji se po svojim provodnim karakteristikama nalaze između provodnika i izolatora. Tipični primeri poluprovodnih materijala su Germanijum (Ge) i Silicijum (Si) koji u čistom stanju na sobnoj temperaturi slabo provode struju. Oba atoma su četvorovalentna i u kristalnoj rešetci im sva četiri spoljašnja elektrona učestvuju u kovalentnim vezama. Na sobnoj temperaturi tek jedan na 10⁹ elektrona može da raskine vezu i pređe iz valentne u provodnu zonu. Ovako oslobođeni elektroni se mogu usmeriti električnim poljem i putem njih se ostvaruje provodnost. Energija potrebna da bi jedan elektron napustio kovalentnu vezu je oko 1 eV. Prilikom napuštanja elektrona na njegovom mestu se stvara praznina koja se naziva šupljina. Ovu novonastalu šupljinu može da nastani neki sledeći kovalentno vezan elektron koji bi za sobom takođe ostavio šupljinu. Ovaj proces se može nastavljati, što kao konačan rezultat daje pomeranje šupljine, kao efektivno pomeranje pozitivnog naelektrisanja. Na slici 11. je šematski prikazana kristalna rešetka čistog poluprovodnika



Slika11. Kristalna rešetka čistog poluprovodnika

Provodna svojstva poluprovodnika se dramatično menjaju dodavanjem primesa u čiste kristale poluprovodnika. Predpostavimo da je u kristalnu rešetku umesto atoma Si ili Ge ugrađen neki petovalentni element (npr. Fosfor (P), Arsen (As) ili Antimon (Sb). Ovim smo dobili poluprovodnik n – tipa. Sa slike 12. vidimo da su četiri elektrona primesnog atoma uključena u kovalentne veze dok je peti slobodan. Peti elektron veoma lako može da raskine svoju vezu sa primesnim atomom ako mu se dovede energija od oko 0,01 - 0,05 eV. Obično se kaže da ovi elektroni čine donorski nivo u prostoru između valentne i provodne zone. Položaj donorskog nivoa je 0,01 – 0,05 eV ispod provodne zone.



Slika 12. Kristalna rešetka poluprovodnika sa primesnim petovalentnim atomom

Dodavanjem trovalentnog elementa u kristalnu rešetku poluprovodnika dobija se poluprovodnik p – tipa. Tada će jedna od četiri kovalentne veze ostati nepopunjena. To znači da će svaki trovalentni primesni atom uneti po jednu šupljinu u kristalnu rešetku poluprovodnika (slika 13.) Okolni elektroni se mogu pomerati da bi popunili tu šupljinu, čak

iako im je energija mnogo manja od energije potrebne da pređu u provodnu zonu. Dovoljna energija za opisani prelaz je 0,01 – 0,05 eV. Ovo efektivno dovodi do pomeranja naelektrisanja i provođenja struje bez prelaza elektrona u provodnu zonu. U teoriji zona se ovo interpretira kao stvaranje akceptorskog nivoa, neposredno iznad valentne zone. [2]



Slika 13. Kristalna rešetka poluprovodnika sa primesnim trovalentnim elektronom

5.2 P – N spoj, poluprovodnički detektor

Pri spoju poluprovodnika p - i n – tipa, elektroni iz n - tipa će difundovati ka poluprovodniku p – tipa gde će popunjavati šupljine. Kao rezultat ovih difuzionih procesa stvoriće se višak negativnog naelektrisanja u poluprovodniku p – tipa, dok će usled odsustva elektrona poluprovodnik n - tipa biti pozitivno naelektrisan. Ovaj proces će trajati dokle god se na spoju ne stvori električno polje dovoljnog intenziteta da onemogući dalju preraspodelu naelektrisanja. Ovo električno polje se naziva kontaktni potencijal. Deo poluprovodnika oko spoja u kome se odvijaju difuzioni procesi naziva se oblast prostornog naelektrisanja, u kojoj postoji gorepomenuto električno polje. Postojanje električnog polja ovoj oblasti daje osobine slične kondenzatoru (jonizacionoj komori). Razlika je u tome što je prostor u kojem vlada električno polje ispunjen poluprovodnikom, a ne vazduhom, što aktivnu zapreminu detektora čini efikasnijom za detekciju fotonskog zračenja. U slučaju kada bi neko zračenje, prolazeći kroz oblast prostornog naelektrisanja, vršilo jonizaciju, stvarali bi se elektroni i šupljine koje bi postojeće električno polje usmeravali na suprotne strane. Potrebno je samo na krajevima ovog spoja postaviti elektrode da bi se ovako stvoreno naelektrisanje pokupilo.

Ovaj p – n spoj se naziva i poluprovodnička dioda. Ako se na njene krajeve dovede napon, i to negativan potencijal na p – tip, a pozitivan potencijal na n – tip dobijamo inverzno

polarisanu diodu, kojoj je znatno povećana oblast prostornog nalektrisanja (aktivna zapremina detektora). Električno polje je sada veće nego u slučaju kada potiče od samog kontaktnog potencijala, bez izvora napona. To znači da će se elektroni i šupljine nastale prolaskom jonizujućeg zračenja kroz oblast prostornog naelektrisanja efikasnije pokupiti. Na slici 14. je prikazana inverzno polarisana dioda:



Slika 14. Inverzno polarisana dioda.

Jedna od najvećih prednosti poluprovodničkih detektora je ta što je za stvaranje jednog jonskog para u poluprovodniku potrebno znatno manje energije nego u gasu ili scintilatoru. To znači da će od dve identične čestice koje poseduju jednaku energiju, u slučaju da obe budu u potpunosti zaustavljene, čestica registrovana poluprovodničkim detektorom će stvoriti znatno više jonskih parova nego čestica zaustavljena u gasu. Količina naelektrisanja koju foton prilikom doživljenog fotoefekta u aktivnoj zapremini detektora je direktno proporcionalna njegovoj energiji. Neodređenost merenja energije potiče uglavnom od mogućih fluktuacija u količini prikupljenog naelektrisanja prilikom detekcije. Opisane fluktuacije su statističkog karaktera, i njihov relativni doprinos je manji ukoliko se radi o većim količinama naelektrisanja. Tako da od količine naelektrisanja zavisiti tačnost određivanja energije. Pošto se prilikom detekcije zračenja u poluprovodničkom detektoru stvara više naelektrisanja nego u gasnom ili scintilacionom detektoru, vrednost energije izmerena u poluprovodničkom detektoru biće najmanje podložna neodređenosti statističkog karaktera. To dovodi do toga da je energetska rezolucija poluprovodničkih detektora mnogo bolja nego kod bilo kojih drugih detektora. [2]

6. Doze jonizujućeg zračenja

Potreba da se uvedu neke veličine putem kojih bi se mogla dati kvantitativna mera efekta koje proizvodi X - zračenje postojala je od samog Rendgenovog otrkića. Verovatnoća da pojedinac doživi određeni štetni efekat kao rezultat izlaganja zračenju određuje se pomoću doze. Doza je fizička veličina koja služi kao kvantitativna mera nivoa izlaganja jonizujućem zračenju

6.1 Ekspoziciona doza

Ekspoziciona doza je bila prva veličina koja je trebalo da kvantitativno opiše efekte rendgenskog i gama zračenja. Definiše se kao odnos naelektrisanja ΔQ koje elektromagnetno zračenje proizvede u određenoj zapremini i mase vazduha Δm koja se u toj zapremini nalazi. [2]

$$X = \frac{\Delta Q}{\Delta m}$$

Jedinica ekspozicione doze je 1 C (kulon) po kg ozračenog vazduha, vansistemska jedinica koja je ranije bila u upotrebi je rendgen R

$$1R = 2,58 \cdot 10^{-4} \frac{C}{kg}$$

Jačina ekspozicione doze (brzina ekspozicije) se definiše kao količnik ekspozicione doze X i vremena ozračivanja Δt

$$\dot{X} = \frac{\Delta X}{\Delta t}$$

Jedinica je $C \cdot kg^{-1} \cdot s^{-1}$. [2]

6.2 Apsorbovana doza

Osnovni nedostatak ekspozicione doze je to da se hemijske i biološke promene lakše mogu dovesti u vezu sa energijom koju je zračenje ostavilo u tkivu, nego sa količinom naelektrisanja koje zračenje stvara prilikom svog prolaska kroz tkiva. Zbog toga je uvedena nova veličina koja se naziva apsorbovana doza D. Apsorbovana doza se definiše kao odnos energije ΔE koju zračenje preda određenoj zapremini sredine kroz koju se prostire i mase Δm sadržane u toj zapremini. [4]

$$D = \frac{\Delta E}{\Delta m}$$

Jedinica za apsorbovanu dozu je Džul po kilogramu [$J \cdot kg^{-1}$]. Ova jedinica ima naziv Grej [Gy]. Takođe se može definisati brzina apsorbovane doze kao količnik primljene doze i vremena ozračivanja:

$$\dot{D} = \frac{\Delta D}{\Delta t}$$

Jedinica za brzinu apsorbovane doze je $Gy \cdot s^{-1}$. [2] [4]

6.3 Ekvivalentna doza

Primećeno je da različite vrste zračenja imaju različite bioloske efikasnosti, što je dovedeno u vezu sa količinom jona koje jedna čestica zračenja ili foton proizvede po jedinici puta. Da bi se različita biološka dejstva raznih vrsta zračenja izrazila pomoću jedne veličine uvedena je ekvivalentna doza (H) kao proizvod apsorbovane doze (D) i faktora kvaliteta *Q*. [4]

$$H = D \cdot Q$$

U tabeli 1 su prikazane vrednosti faktora kvaliteta za različite vrste zračenja:

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

Tabela 1. faktori kvaliteta za različite vrste zračenja

6.4 Kerma, kerma u vazduhu (air kerma)

Naziv kerma je akronim od engleskog izraza: Kinetic Energy Released per unit Mass (količina energije oslobođene po jedinici mase). Kerma u vazduhu se definiše kao suma kinetičkih energija svih naelektrisanih čestica stvorenih pri prolasku fotona u jedinici mase, mereno u određenoj tački u vazduhu. [5]

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

Jedinica za kermu je identična kao i za apsorpcionu dozu, Grej [Gy]. Ova veličina se koristi kada se koriste podaci za proračun izloženosti profesionalno izloženih lica i pacijenata u rendgen dijagnostici. Kerma ima istu vrednost kao apsorbovana doza u vazduhu, ali postoji razlika u njihovom definisanju. Kerma je ona količina energije koju fotoni prenose na elektrone prilikom njihove interakcije u jedinici mase, dok je apsorbovana doza energija deponovana u jedinici mase.

Može se definisati i brzina kerme u vazduhu:

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt}$$

Jedinica za brzinu kerme je $Gy \cdot s^{-1}$. [5]

7. Barakuda (Barracuda) sistem

Za merenja koja su predstavljena u ovom radu korišćen je Barakuda sistem detektora i detektor R100B, Švedske kompanije RTI Electronics. Barracuda je sistem čiji su osnovni delovi:

- Kabinet koji sadrži više modula, priključaka za razne vrste detektora.
- Glavni Barakudin detektor MPD (Multi Purpose Detector). Ovaj detektor je u mogućnosti da meri maksimalan napon na kojoj radi rendgenska cev, vreme ekspozicije, apsorbovanu dozu i njenu brzinu (kermu i brzinu kerme u vazduhu)
- Softver za računar pomoću kojeg se očitavaju pomenute izmerene vrednosti. Starija verzija softvera se naziva oRTIgo, dok je novija verzija Ocean.
- R100B detektor koji će detaljnije biti opisan

Kabinet je centralni deo Barakuda sistema, to je deo na koji su svi detektori povezani. Kabinet može biti konfigurisan u zavisnosti od naših potreba. Prednja strana i pozadina kabineta prikazane su na slici 15:



Slika 15. Prednja strana i pozadina Barracuda detektorskog sistema

Na pozadini kabineta vidimo dva priključka EMM –BiasW i MPM. Za merenja u ovom radu smo koristili EMM – BiasW modul. EMM – BiasW modul je jednokanalni elektromer. Koristi se za priključivanje R100B detektora na kabinet. Za EMM – BiasW modul nemamo podatak o mernoj nesigurnosti izmerene doze, dok je sa ostale EMM – Bias module merna nesigurnost $\pm 0,01 \ \mu Gy/s$. [6] MPM modul se koristi za priključivanje MPD detektora i u

ovim merenjima nije korišten Sam Barakuda sistem se sa računarem povezuje pomoću Bluetooth veze ili preko USB konektivnog kabla. [6]

7.1 R100B detektor

R100B je detektor pomoću kojeg su izmerene sve vrednosti prezentovane u ovom radu. Ovo je poluprovodnički detektor doza, čija je detektorska sonda specijalno dizajnirana za merenje malih brzina doze. Njegove male dimenzije su idealne za merenje doza na terenu, i zaštićen je metalnim kućištem od oštećenja. [6]

R100B detektor je veoma pogodan za merenje rasejanog zračenja koje se meri u ovom radu. Veoma je jednostavan za postavku. Visoka osetljivost ovog detektora ga čini pogodnim za ovu vrstu merenja. R100b je poluprovodnički detektor, nije potreban prednapon, niti korekcije za temperaturu i pritisak. [7]

Sa R100B detektorom smo u mogućnosti da izmerimo: apsorbovanu dozu, brzinu apsorbovane doze, vreme ekspozicije, dozu po jednoj pulsnoj ekspoziciji u fluoroskopiji, broj pulsnih ekspozicija (frame), brzinu doze po jednoj ekspoziciji. Detektor je u mogućnosti da nam izmeri zavisnost brzine doze od vremena za jednu ekspoziciju. Kada rezultate obrađujemo u Ocean softveru u mogućnosti smo da dobijemo grafik zavisnosti brzine doze od vremena za jednu ekspoziciju i on je prikazan na slici 16.



Slika 16. Zavisnost brzine doze od vremena izmereno za jednu ekspoziciju detektorom R100B, gde je rezultat obrađen u Ocean softveru

Senzitivnost detektora je $55\frac{\mu c}{Gy}$. Veličine detektora je 20x45x7,4mm i od toga 10x10 mm aktivne površine. Može da meri jačine doze od 0,1nGy do 150kGy, i brzine doze od 1nGy/s do 76mGy/s. [6] Izgled detektora je prikazan na slici 17.



Slika 17. R100B detektor

8. NCRP 147

NCRP je akronim od engleskog naziva za američki nacionalni savet za zaštitu od zračenja (National Council for Radiation Protection and Measuerements). Njihov protokol pod brojem 147 nam daje preporuku i tehničke informacije o projetkovanju zaštitnih barijera u ustanovama koje imaju generatore X – zračenja za medicinski imidžing. NCRP sadrži preporuke za konstrukciju barijera koje je neophodno pratiti da bi se ispunili trenutni standardi zaštite od zračenja.

Svrha zaštite od zračenja je limitiranje izloženosti od zračenja profesionalno izloženih lica i civilnih lica na prihvatljiv nivo. [5] U protokolu se diskutuje o brojnim faktorima koji se trebaju uzeti u obzir prilikom izbora prikladnih materijala i izračunavanja debljine zaštitnih barijera.

8.1 Klasifikacija radijacionih zona:

8.1.1 Kontrolisana zona

Kontrolisana zona je zona zabranjenog pristupa za lica koja nisu profesionalno izložena lica. U ovoj zoni je izloženost zračenju profesionalno izloženih lica pod strogom kontrolom osobe koja je zadužena za zaštitu od zračenja.U ovoj zoni su pristup, zadržavanje i radni uslovi kontrolisani u svrsi zaštite od zračenja. U ustanovama u koji koriste generatore X - zračenja za medicinski imidžing, ove zone su u neposrednoj blizini generatora X - zračenja. Najčešće prostorije koje se označavaju kao kontrolisane zone su soba u kojoj se nalazi generator X - zračenja, kontrolna soba, ili neka druga prostorija koja zahteva da su pristup, zadržavanje i radni uslovi kontrolisani u svrsi zaštite od zračenja. Osobe koje rade u ovim zonama su radiolozi i tehničari koji su prošli specijalnu obuku i čija se izloženost prati putem ličnih dozimetara.

NCRP preporučuje da cilj zaštitne barijere za kontrolisane zone bude konstruisan tako da nedeljna primljena doza u kontrolisanim zonama (kerma u vazduhu) P bude 0,1 mGy što odgovara godišnjoj dozi od 5mGy. [5]

8.1.2 Nadzirana zona

Nadzirana zona se definiše kao sve ostale prostorije u ustanovi koja koristi generator X - zračenja, kao i neposredna okolina ustanove. Primećuje se da profesionalno izložena lica, kao i civilna lica često mogu da pristupe zonama koje se nalaze blizu kontrolisanih zona (npr. lekarska soba, čekaonica). U ovom protokolu se sve ove zone tretiraju kao nadzirane.

NCRP preporučuje da cilj zaštitne barijere za nadzirane zone bude konstruisan tako da je nedeljna primljena doza u nadziranim zonama (kerma u vazduhu) P bude 0,02mGy, što odgovara godišnjoj dozi od 1 mGy. 1 mGy je prosečna godišnja doza primljenog zračenja prirodne radioatkivnosti (fon) [5]

8.2 Klasifikacija zračenja u radiodijagnostici

U medicinskom imidžingu X – zračenjem, snop X – zračenja se sastoji od primarnog i sekundarnog snopa zračenja. Pri konstrukciji zaštitnih barijera, u zavisnosti od toga koje zračenje dolazi do barijere, delimo ih na primarne i sekundarne barijere. [5]

8.2.1 Primarni snop zračenja

Primarno zračenje, ili korisni snop je onaj koji izvire direktno iz rendgenske cevi i koje se koristi za imidžing pacijenta. Primarna barijera se definiše kao barijera (zid, plafon, pod, ili druga struktura) koja će preseći snop koji izvire direktno iz rendgenske cevi. Uloga primarne barijere je da oslabi primarni snop tako da zadovoljava preporučene ciljeve zaštite. [5]

8.2.2 Sekundarni snop zračenja

Sekundarno zračenje se sastoji od rasejanog X – zračenja od pacijenta i drugih objekata u prostoriji, kao što su kutije gde se nalaze film detektori, od curećeg zračenja iz kućišta u kojem je smeštena rendgenska cev. Sekundarna barijera je zid, pod, plafon ili druga struktura, koja će preseći i oslabiti snop rasejanog i curećeg zračenja na preporučenu dozu. [5]

Na slici 18. ilustrovano je primarno i sekundarno zračenje, kao i primarne i sekundarne barijere



Slika 18. Primarno i sekundarno zračenje

8.3 Metode zaštite od zračenja

Osnovni princip zaštite od zračenja je ALARA (akronim As Low As Reasonably Achievable). Ova fraza se odnosi na to da se primljene doze zračenja, kao i ispuštanje radioaktivnog materijala u životnu sredinu, održavaju na najnižem mogućem nivou, koliko je to tehnički i finansijski izvodljivo.(Radiation Safety Manual). ALARA princip nam govori da ne postoji donji prag doze zračenja i da rizik raste linearno sa primljenom dozom. Dakle izlaganje zračenju treba spustiti što je niže moguće, čak i ispod dozvoljene doze, i uvek treba vršiti procenu rizika izlaganja jonizujućem zračenju. [8]

Ekspozicija pojedinca primarnom i sekundarnom snopu primarno zavisi od sledećih parametara:

- Količine zračenja proizvedene u rendgenskoj cevi
- Udaljenosti izložene osobe od izvora zračenja
- Vremena koje izložena osoba provede u ozračenom prostoru
- Veličine zaštitnih barijera između osobe i izvora

Postoje tri glavne metode zaštite od zračenja:

- Udaljenost
- Vreme
- Apsorber

8.3.1 Udaljenost

Intenzitet radijacije opada sa kvadratom udaljenosti od izvora. Da bi procenili udaljenost od izvora kada je postavljena barijera predpostavlja se da je pojedinac udaljen 30 cm od barijere. [5]

Iako udaljenost često nije dovoljna da bi se doza smanjila na dozvoljenu vrednost, doprinosi tome da je potrebna manja debljina zaštitne barijere.

8.3.2 Vreme

Pod vremenom se podrazumeva vreme rada rendgen aparata i vreme provedeno u ozračenom prostoru. [5] Skraćivanjem vremena ekspozicije može se smanjiti primljena doza iako je intenzitet zračenja prevelik. Takođe skraćenjem radnog vremena provedenog u ozračenoj oblasti smanjuje primljenu dozu za značajan faktor.

8.4.4 Apsorber

Količina atenuiranog zračenja u apsorberu zavisi od osobina samog materijala od kojeg je apsorber napravljen, tj. od njegovog atenuacionog koeficijenta. Takođe debljina apsorbera zavisi i od energije primenjenog X – zračenja. [5]

8.5 Faktor zadržavanja

Faktor zadržavanja (ili okupacioni faktor) (T) za oblast je definisana kao prosečna vrednost vremena u toku koje je pojedinac izložen maksimalnoj ekspoziciji X – zraka. (NCRP). Pretpostavljajući da se generator X – zraka koristi nasumično u toku nedelje, po potrebi, okupacioni faktor predstavlja deo nedeljnih radnih sati koje osoba provede u određenoj prostoriji. Faktor zadržavanja za određenu oblast nije deo radnog vremena koje će različite osobe provesti u određenoj prostoriji koja se štiti. Vrednosti faktora zadržavanja su date u tabeli 2.

Lokacija	Faktor zadržavanja
	(T)
Administrativne kancelarije; laboratorije, apoteke i druge radne zone	1
potpuno okupirane od strane pojedinca; prijemni pultovi, čekaonice,	
dečija igrališta, mračne komore za čitanje filmova pored rendgen	
kabineta, lekarske sobe, komandne kabine	
Sobe koje se koriste za preglede pacijenata i lečenje	1/2
Hodnici, bolesničke sobe, čekaonice, sobe za odmor	1/5
Vrata od hodnika	1/8
Javni toaleti, skladišta, otvoreni prostori sa sedenje, čekaonicama i	1/20
pacijent koji se zateknu u oblastima sa povećanom dozom	
jonizujućeg zračenja	
Spoljašnje prostorije (parkinzi, stepeništa, liftovi)	1/40

Tabela 2. Propisane vrednosti faktora zadržavanja za različite prostorije

8.6 Radno opterećenje

Polazni podatak u proračunu debljine zaštitnih barijera jesu informacije o nameni rendgen-aparata i očekivanom broju pacijenata. Najbolje procene radnog opterećenja oslanjaju se na lokalnu praksu. U slučaju nedostupnosti ovakvih podataka, alternativna rešenja baziraju se na generalnim procenama. Radno opterećenje se definiše kao proizvod jačine struje rendgenske cevi sa vremenom njenog korišćenja. Jedinica za radno opterećenje je (mA min)

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

$$W_{tot} = N \cdot W_{norm}$$

Gde sa N označavamo ukupan nedeljni broj pacijenata. Ako nemamo podatak o ukupnom nedeljnom broju pacijenata koristimo podatke za različite dijagnostičke metode iz tabele koju je dao NCRP:

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

Tabela 3. Nedeljni prosečan broj pacijenata za različite dijagnostičke procedure

Za određeni radni napon rendgenske cevi i datu razdaljinu, kerma u vazduhu je direktno proporcionalna radnom opterećenju, u datoj referentnoj tački od primarnog snopa. Kod projektovanja zaštitnih barijera distribucija radnog opterećenja u zavisnosti od kVp - a (maksimalnog napona rendgenske cevi) je mnogo bitnija informacija od samih vrednosti radnog opterećenja, pošto atenuaciona svojstva materijala od kojeg je izrađena barijera ispoljavaju jaku zavisnost od kVp. Na primer, zračenje na zaštićenoj strani olovne barijere

debljine 1mm eksponencijalno zavisi od kVp (promena za tri reda veličine pri porastu napona od 60 do 100 kVp), dok je zavisnost zračenja od radnog opterećenja samo linearna. Dok cureće zračenje same cevi opadne za više od osam reda veličine kad se napon smanji sa 150 na 50 kVp. U tabeli 4. je prikazana zavisnost normalizovanog radnog opterećenja od kVp, u intervalu od 5 kVp, za različite dijagnostičke procedure [5]

	1	Radiography Roor	n ^b						
kVp^{a}	Rad Room (all barriers)	Rad Room (chest bucky)	Rad Room (floor or other barriers)	Fluoro. Tube (R&F room) ^C	Rad Tube (R&F room) ^c	Chest Room	Mammo. Room	Cardiac Angiography	Peripheral Angiography ^d
100	1.55×10^{-2}	8.84×10^{-4}	1.46×10^{-2}	1.12	5.87×10^{-2}	3.01×10^{-2}	0	7.40	1.53
105	3.48×10^{-3}	1.97×10^{-3}	1.51×10^{-3}	9.64×10^{-1}	1.05×10^{-2}	0	0	7.02	9.27×10^{-2}
110	1.05×10^{-2}	9.91×10^{-3}	5.51×10^{-4}	7.47×10^{-1}	6.46×10^{-2}	2.14×10^{-2}	0	6.59	3.05×10^{-2}
115	4.10×10^{-2}	$3.74\times10^{-\!2}$	3.69×10^{-3}	1.44	2.90×10^{-2}	9.36×10^{-2}	0	1.38×10^1	0
120	6.99×10^{-2}	$5.12\times10^{-\!2}$	1.87×10^{-2}	9.37×10^{-1}	1.04×10^{-1}	4.74×10^{-2}	0	3.35	0
125	4.84×10^{-2}	$4.81\times10^{-\!2}$	3.47×10^{-4}	1.38×10^{-1}	8.13×10^{-2}	0	0	2.75	0
130	1.84×10^{-3}	1.71×10^{-3}	1.25×10^{-4}	1.53×10^{-1}	4.46×10^{-2}	0	0	3.1×10^{-2}	0
135	7.73×10^{-3}	7.73×10^{-3}	0	1.46×10^{-1}	9.47×10^{-3}	0	0	0	0
140	0	0	0	1.92×10^{-2}	4.26×10^{-3}	0	0	0	0
Total workload: ^e	2.5	0.60	1.9	13	1.5	0.22	6.7	160	64
Patients per week: ^f	110	(Radiography F	Room)	18	23	210	47	19	21
	R	adiography Roon	1 ^b						
kVp^{a}	Rad Room (all barriers)	Rad Room (chest bucky)	Rad Room (floor or other barriers)	Fluoro. Tube (R&F room) ^c	Rad Tube (R&F room) ^c	Chest Room	Mammo. Room	Cardiac Angiography	Peripheral Angiography ^d
25	0	0	0	0	0	0	9.25×10^{-3}	1 0	0
30	0	0	0	0	0	0	4.67	0	0
35	0	0	0	0	0	0	1.10	0	0
40	$1.38\times10^{-\!4}$	0	$1.38\times10^{-\!4}$	0	0	0	0	0	0
45	7.10×10^{-4}	0	$7.10\times10^{-\!4}$	0	5.78×10^{-4}	0	0	0	0
50	8.48×10^{-3}	6.78×10^{-3}	1.70×10^{-3}	0	7.65×10^{-4}	0	0	3.40×10^{-1}	1 8.94 × 10 ⁻²
55	1.09×10^{-2}	4.56×10^{-4}	1.04×10^{-2}	7.02×10^{-2}	7.26×10^{-4}	0	0	4.20×10^{-1}	1 3.98 × 10 ⁻²
60	9.81×10^{-2}	8.96×10^{-3}	8.91×10^{-2}	1.13×10^{-1}	1.52×10^{-2}	0	0	1.96	6.99×10^{-1}
65	1.04×10^{-1}	3.42×10^{-2}	7.00×10^{-2}	1.87×10^{-1}	2.52×10^{-2}	0	0	4.55	1.50×10^1
70	4.58×10^{-1}	7.25×10^{-2}	3.85×10^{-1}	1.45×10^{-1}	8.89×10^{-2}	2.02×10^{-2}	0	6.03	1.22×10^1
75	5.01×10^{-1}	9.53×10^{-2}	4.05×10^{-1}	1.94×10^{-1}	2.24×10^{-1}	2.36×10^{-3}	0	8.02	1.53×10^1
80	5.60×10^{-1}	1.40×10^{-1}	4.20×10^{-1}	1.72	4.28×10^{-1}	0	0	2.54×10^{1}	1.10×10^1
85	3.15×10^{-1}	6.62×10^{-2}	2.49×10^{-1}	2.19	2.18×10^{-1}	7.83×10^{-4}	0	4.03×10^{1}	4.09
90	1.76×10^{-1}	1.41×10^{-2}	1.62×10^{-1}	1.46	5.33×10^{-2}	0	0	2.10×10^{1}	3.43
95	2.18×10^{-2}	3.51×10^{-3}	1.82×10^{-2}	1.15	4.89×10^{-2}	0	0	1.06×10^{1}	6.73×10^{-1}

Tabela 4. Normalizovano radno opterečenje u zavisnosti od kVp za različite dijagnostičke procedure

8.7 Faktor korišćenja (use factor)

Faktor korišćenja (U) se definiše kao deo radnog vremena cevi za koje je primarni snop bio usmeren ka jednoj primarnoj barijeri. Obično se uzima da je U=1 u proračunima. [5]

8.8 Procena kerme za primarno i sekundarno zračenje

Date vrednosti kerme u vazduhu su računate za distribuciju kliničkog radnog opterećenja i na rastojanju od jednog metra. Vrednosti kerme primarnog zračenja K_p^1 za različite dijagnostičke procedure za kliničko radno opterećenje na rastojanju od 1m date su u tabeli 5. Vrednosti kerme sekundarnog zračenja K_{sec}^1 , curećeg i rasejanog zračenja, date su u tabeli 6. za kliničko radno opterećenje na rastojanju od jednog metra. [5]

Tabela 5. Vrednosti K_{prim}^1 za različite dijagnostičke procedure, za kliničko radno opterećenje na rastojanju od jednog metra

> TABLE 4.5—Unshielded primary air kerma per patient [$K_{\rm p}^{\rm I}$ (in mGy $\begin{array}{l} patient^{-1}) \ [for the indicated workload [W_{norm} (mA \ min \ patient^{-1})] \ and \\ workload \ distribution, \ normalized \ to \ primary \ beam \ distance \ d_p = 1 \ m. \end{array}$

Workload Distribution ^a	$W_{ m norm}$ (mA min patient ⁻¹) ^{b,c}	$rac{K_{ m P}^1}{({ m mGy\ patient}^{-1})^d}$	
Rad Room (chest bucky)	0.6	2.3	
Rad Room (floor or other barriers)	1.9	5.2	
Rad Tube (R&F Room)	1.5	5.9	
Chest Room	0.22	1.2	

^aThe workload distributions are those surveyed by AAPM TG9 (Simpkin, 1996a), given in Table 4.2.

^bAs discussed in Section 4.1.4, values of W_{norm} given in this Table can be modified by use of a multiplier term W_{site}/W_{norm} if necessary to allow for different workloads per patient at a particular site.

^cFor the indicated clinical installations, $W_{\rm norm}$ is the average workload per patient. ${}^{\rm d}{\rm These}$ values for primary air kerma ignore the attenuation available in the

radiographic table and image receptor.

Tabela 6. Vrednosti K_{sec}^1 za različite dijagnostičke procedure, za kliničko radno opterećenje na rastojanju od jednog metra

					Carbo block Air	Keensterligg	uticat ⁻¹) at 1 a	
Workland Distribution	Wanta (mA min patient")	F (cm ²) at dy (m)		Leakage	Sale- Scotlor	$\begin{array}{c} Lenkage\\ and Side\\ Septer\\ (K_{m}^{-})^{k} \end{array}$	Forward Backstation	Leakage and Forward Backporter (A)*
Rod Room (all barriere)	2.5	1,000	1.00	5.3×10^{-4}	3.4 = 10 ⁻²	3.4 + 30 -2	4.5 + 10 2	4.9 × 30-1
Rad Room (chest bucky)	0.60	1,585*	1.83	3.9×10^{-4}	4.9 = 10 ⁻⁴	5.3 + 10-8	6.9 × 10 ⁻³	7.3 + 30 4
Rod Room (floor or other barriers)	1.9	1,000	1.00	1.4×10^{-4}	2.3×10^{-2}	2.3×10^{-2}	3.3×10^{-2}	3.5 × 10 ⁻⁴
Fluoroncopy Tube (B&F ricon)	13	730*	0.80	1.2×10^{-8}	3.1×10^{-1}	3.2×10^{-1}	44 = 10-1	4.6× 10 ⁻¹
Rad Tube (R&F room)	1.5	1,000	1.00	9.4×10^{-4}	2.8×10^{-2}	2.9×10^{-2}	3.9×10^{-2}	4.0 × 20 ⁻¹
Chest Boom	0.72	1,5354	2.00	3.8 × 10 ⁻⁴	2.3 = 10 ⁻⁴	2.7 × 10 *	3.2×10^{-2}	3.6 + 30-4
Mammagraphy Russil	45.7	7204	0.58	L1 = 10 ⁻⁸	1.1 × 10 ⁻²	1.1 = 30 ⁻²	4.9 + 10 -2	49 . 10-1
Card ice Angiography	3.60	730*	0.940	5.5×10^{-2}	2.6	2.7	3.7	3.8
Periphenol Angiography ^b	64	730*	0.940	3.4×10^{-9}	6.6×10 ⁻¹	6.6× 10 ⁻¹	9.5×10^{-0}	9.5 × 30 ⁻¹

Is a secondary set Korna from note compare another product the secondary set of the set of the secondary secondary secondary set of the secondary secondary secondary set of the secondary secondary set of the secondary secondary secondary set of the secondary secondary set of the secondary secondary secondary set of the secondary s

Za primarne barijere kerma na rastojanju d_p od izvora zračenja se izračunava kao:

$$K_{prim} = \frac{K_{prim}^1 \cdot U \cdot T \cdot N}{{d_p}^2}$$

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

$$K_{sec} = \frac{K_{sec}^1 \cdot T \cdot N}{d^2}$$

Gde se kao K_{sec}^1 uzima rasejano i cureće zračenje za određenu dijagnostičku proceduru iz tabele 7. [5]

Na slici 19. je ilustrovana razlika između d_l i d_s



Slika 19. Prikaz rastojanja curećeg d_l i rasejanog zračenja d_s u odnosu na mesto koje se štiti

8.9 Koeficijent transmisije

Koeficijent transmisije se definiše kao odnos kerme u vazduhu koja je propisana za određenu zonu, i procenjene kerme u vazduhu za određenu dijagnostičku proceduru na rastojanju gde se nalazi zona koju štitimo. [5]

$$B = \frac{P}{K}$$

Na osnovu vrednosti koeficijenta transmisije možemo da odredimo debljine zaštitnih barijera. Na slici 20, 21 i 22 su dati grafici zavisnosti koeficijenta transmisije u zavisnosti od debljine sekundarnih zaštitnih barijera za olovo, beton i staklo respektivno, kao i grafik zavisnosti koeficijenta transmisije u zavisnosti od debljine primarnih zaštitnih barijera za beton na slici 23.



Fig. C.2. Transmission of secondary radiation through lead for the clinical workload distributions given in Table 4.2. This assumes 90 degree scattered radiation, primary beam sizes listed in Table 4.7, and leakage radiation technique factors of 150 kVp at 3.3 mA.

Slika 20. Debljina sekundarne zaštitne barijere u funkciji od transmisije za olovo



Fig. C.3. Transmission of secondary radiation through standardweight concrete (data as in Figure C.2).

Slika 21. Debljina sekundarne zaštitne barijere u funkciji od transmisije za beton



Fig. C.6. Transmission of secondary radiation through plate glass (data as in Figure C 2).

Slika 22. Debljina sekundarne zaštitne barijere u funkciji od transmisije za ravno staklo



Fig. B.3. Primary broad-beam transmission through concrete calculated for the clinical workload distributions in Table 4.2.

Slika 23. Debljina primarne zaštitne barijere u funkciji od transmisije za beton

9. Proračun debljine zaštitnih barijera

Tlocrt prostorije u kojoj se nalazi generator X – zračenja, sa okolnim prostorijama dat je na slici 24.



Slika 24. Tlocrt prostorije sa ucrtanim rastojanjima generatora zračenja od zaštitnih barijera

U proračunu za svaku zaštitnu barijeru faktor zadržavanja T = 1, faktor korišćenja (use factor) U = 1. Prosečan nedeljni broj pacijenata za sobu za radiografiju uzimamo iz tabele 3. N = 120. Procenjena kerma u vazduhu za sekundarne barijere koje se projektuju uzima se iz tabele K_{sec}^1 za sve barijere u sobi za radiodijagnostiku, zbirno za cureće i rasejano zračenje $K_{sec}^1 = 4,9 \cdot 10^{-2} \frac{mGy}{pacijent}$. Za proračune je uzeta je preporučena minimalna udaljenost

od zaštitnih barijera od 0,3m. U slučaju kada računamo sekundarne zaštitne barijere u horizontalnom položaju cevi, rastojanja curećeg d_l i rasejanog d_s zračenja su iste vrednosti. Za ciljeve zaštite svih barijera uzeta je vrednost od 0,02 mGy/nedeljno

9.1 Proračun debljine sekundarne barijere za kontrolnu sobu.

Kontrolna soba je kontrolisana zona, ali mi smo uzeli da je cilj zaštite 0,02 mGy nedeljno. Udaljenost mesta koje se štiti od izvora zračenja je 2,55m. Računamo kermu u vazduhu na ovom rastojanju prema formuli:

$$K_{sec} = \frac{K_{sec}^{1} \cdot N \cdot T}{d^{2}} = \frac{\frac{4,9 \cdot 10^{-2} \, {}^{mGy} / {pacijent} \cdot 120 \, pacijent / nedeljno}{(2,55m)^{2}}}{= 0,90 \, {}^{mGy} / {nedeljno}}$$

Računamo koeficijent transmisije za ovu prostoriju:

$$B_{sec} = \frac{0.02^{mGy}/nedeljno}{0.90^{mGy}/nedeljno} = 0.022 \approx 0.02$$

Sa slika 21 i 22 očitavamo da potrebne debljine barijera od stakla i betona za $B_{sec} =$ 0,02 oko 60 mm stakla i oko 60 mm betona.

9.2 Proračun debljine sekundarne barijere za čekaonicu.

Čekaonica je nadzirana zona, tako da je cilj zaštite 0,02 mGy/nedeljno. Udaljenost barijere koja odvaja čekaonicu od sobe za radiografiju je identična kao i za kontrolnu sobu. Proračun je identičan:

$$K_{sec} = \frac{K_{sec}^{1} \cdot N \cdot T}{d^{2}} = \frac{\frac{4,9 \cdot 10^{-2} \, {}^{mGy} / pacijent \cdot 120 \, pacijent / nedeljno}{(2,55m)^{2}}}{= 0,90 \, {}^{mGy} / nedeljno}$$

Računamo koeficijent transmisije za ovu prostoriju:

$$B_{sec} = \frac{0,02^{mGy}/nedeljno}{0,90^{mGy}/nedeljno} = 0,022 \approx 0,02$$

Sa slike 20 očitavamo da je debljina olova kojom bi se trebala obložiti vrata oko 0,5 mm, a sa slike 21 da je debljina betonskog zida identična, oko 60 mm.

9.3 Proračun debljine sekundarne barijere za hodnik.

Hodnik je nadzirana zona, tako da je cilj zaštite 0,02 mGy/nedeljno. Udaljenost barijere koja razdvaja hodnik i sobu za radiografiju od generatora X – zračenja je 2,4m. Po preporuci štiti se mesto na udaljenosti od 2,7m.

$$K_{sec} = \frac{K_{sec}^{1} \cdot N \cdot T}{d^{2}} = \frac{\frac{4,9 \cdot 10^{-2} \, {}^{mGy} / pacijent \cdot 120 \, pacijent / nedeljno}{(2,7m)^{2}}}{= 0,81 \, {}^{mGy} / nedeljno}$$

Računamo koeficijent transmisije za ovu prostoriju:

$$B_{sec} = \frac{0.02^{mGy}/nedeljno}{0.81^{mGy}/nedeljno} = 0.024 \approx 0.02$$

Sa slike 21 očitavamo da potrebna debljina barijere od betona za $B_{sec} = 0,02$ je 60mm. Vrata je potrebno obložiti olovom debljine 0,5mm što se vidi sa slike 18.

9.4 Proračun debljine sekundarne barijere za stepenice

Stepenice su nadzirana zona, tako da je cilj zaštite 0,02 mGy/nedeljno. Udaljenost barijere koja razdvaja stepenice i sobu za radiografiju od mesta na kojem se nalazi generator X –zračenja je 1,75m. Preporuka je da se kerma računa na 0,3m od barijere.

$$K_{sec} = \frac{K_{sec}^{1} \cdot N \cdot T}{d^{2}} = \frac{\frac{4,9 \cdot 10^{-2} \, {}^{mGy} / pacijent \cdot 120 \, pacijent / nedeljno}{(2,05m)^{2}}}{= 1,40 \, {}^{mGy} / nedeljno}$$

Računamo koeficijent transmisije za ovu prostoriju:

$$B_{sec} = \frac{0.02 \, {^{mGy}/_{nedeljno}}}{1.40 \, {^{mGy}/_{nedeljno}}} = 0.014 \approx 0.01$$

Sa slike 21 očitavamo da potrebna debljina barijere od betona za $B_{sec} = 0,01$ je 100mm.

9.5 Proračun debljine sekundarne barijere za zid ka parkingu

Parking je nadzirana zona, tako da je cilj zaštite 0,02 mGy/nedeljno.Udaljenost barijere koja razdvaja parking od sobe za radiografiju je 310 cm. Preporuka je da se kerma računa na 0,3m od barijere.

$$K_{sec} = \frac{K_{sec}^{1} \cdot N \cdot T}{d^{2}} = \frac{\frac{4,9 \cdot 10^{-2} \, {}^{mGy} / pacijent \cdot 120 \, pacijent / nedeljno}{(3,4m)^{2}}}{= 0,51 \, {}^{mGy} / nedeljno}$$

Računamo koeficijent transmisije za ovu zonu.

$$B_{sec} = \frac{0.02^{mGy}/_{nedeljno}}{0.51^{mGy}/_{nedeljno}} = 0.039 \approx 0.04$$

Sa slike 21 očitavamo da potrebna debljina barijere od betona za $B_{sec} = 0,04$ je 30mm.

9.6 Proračun debljine primarne barijere za zid ka parkingu

Pri proračunu primarne barijere za parking je uzeto da približno 60 pacijenata nedeljno dođe na pregled grudnog koša. Udaljenost za koju računamo kermu ostaje ista kao i pri proračunu sekundarne barijere, 3,4m. Iz tabele 5. je uzeto da je vrednost K_{prim}^1 za ovu proceduru iznosi 2,3 mGy/pacijent.

$$K_{prim} = \frac{K_{prim}^{1} \cdot N \cdot T}{d^{2}} = \frac{\frac{2,3}{mGy}}{\frac{(3,4m)^{2}}{(3,4m)^{2}}} = \frac{11,94}{mGy}$$

Koeficijent transmisije u ovom slučaju iznosi:

$$B_{prim} = \frac{0.02^{mGy}/nedeljno}{\frac{11.94^{mGy}}{nedeljno}} = 0.0017 \approx 0.002$$

Na slici 23 očitavamo da je debljina primarne barijere načinjene od betona za koeficijent transmisije od $B_{prim} = 0,002$ iznosi oko 80 mm.

10. Metod merenja rasejanog zračenja i primena u zaštiti od zračenja

U ovom merenju smo pratili uputstva koja su opisana u radu Measuerments of Scattered Radiation. [7] Merili smo rasejano i cureće zračenje na zidovima prostorije u kojoj se nalazi RTG aparat. Korišćeni detektor je R100B koji je za jedan set merenja postavljen kao na slikama 25, 26 i 27.



Slika 25. Postavljanje detektora



Slika 26. Izgled prostorije u Zavodu za Reumatologiju i postavljanje detektora



Slika 27. Detektorski sistem spreman za merenje i očitavanje rezultata

Na slici 28. su prikazani položaji detektora i njihova udaljenost od generatora X – zračenja.. Merenja smo očitavali pomoću softvera Ocean, novije generacije softvera za Barakuda sistem.



Slika 28. Tlocrt prostoriije u kojoj se nalazi generator zračenja, sa ucrtanim položajima detektora R100B i njegovim udaljenostima od generatora

Ocean softver nam nudi razne mogućnosti kreiranja sopstvenih templata za merenja. U mogućnosti smo da kreiramo templat za proveru svih parametara koje nalaže protokol. Međutim za naše merenje bio je dovoljan templat za brza merenja koji se već nalazio u Ocean softveru, i koji nam omogućava merenje tri veličine, brzine kerme u vazduhu, jačine kerme i vremena ekspozicije. Izgled korišćenog templata i Ocean softvera prikazana je na slici 29.

Peace Sop Descont Acce	ave halfmann bis he	ter Million a
Parater Des College	Addre Growt Sectors Provide Addre Address Provide Maked Address	
é Keyboard		
¢rm est doerste fuire Hi que effica la Espocure rate 66,4 μGγ/s	Exposure 0,094 mGy	Expensive files 1,42 s
Because rate Because the Rips	1100 C	la la
	D	D X X X X X X X X X X X X X X X X X X X
	n n n n n n n n n n n n n n n n n n n	faire laub at least 5 inc to get stable reading

Slika 29. Izgled Ocean softvera i obrada podataka.

Kao što smo već naveli u uvodu, merenja su vršena u prostoriji sa RTG aparatom Novosadskog Zavoda za reumatologiju. Cev ovog RTG aparata je pri merenju bila okrenuta horizontalno. Postavljeni parametri za ekspoziciju ovom rendgenskom cevi su zadati u kontrolnoj sobi i iznose: Lumbalna kičma, 81kVp, 80, mA, 4mAs, 50ms. Položaje detektora smo definisali pomoću naziva barijera sa slike 28. Detektor je postavljen na zid i pričvršćen trakom. U svakom položaju detektora merili smo na dve visine: 79 cm od poda u nivou fantoma, i na visini od 163 cm. Za svaku visinu i u svakom položaju detektora smo uradili set od 3 merenja gde su u radu prezentovane srednje vrednosti izmerenih veličina. Detektor R100B smo priključili na EMM – BiasW modul na Barakuda kabinetu. Kabinet je sa računarom povezan USB konektivnim kablom. Softver Ocean nam daje mogućnost izvoza podataka iz Ocean-a u Excel za dalju obradu podataka.

Iako nam ovakva podešavanja merenja daju odmah izmerene doze, ovako izmerene jačine doze nam nisu pouzdan podatak, pošto za podešeno vreme ekspozicije od 50ms detektor je bio aktivan tek u proseku oko 10ms tj. oko petine vremena ekspozicije. Tako da nam je najpouzdaniji podatak brzina izmerene kerme u vazduhu. Iz prosečne vrednosti brzine kerme za jedan položaj detektora možemo izračunati kermu tako što je pomnožimo sa vremenom ekspozicije t_{exp} koje je u našem slučaju 50ms.

$$K = K \cdot t_{exp}$$

U daljem računu je kao i u NCRP proračunu uzeto da je faktor zadržavanja 1 za sve okolne prostorije, da je nedeljni broj pacijenata (ekspozicija) 120. Za cilj projektovanja zaštite P je uzeta ista vrednost od 0,02mGy/nedeljno za kontrolisane i nadzirane zone U tabelama 7 i 8 su prikazani rezultati proračuna za postavljene visine detektora od 79cm i 163cm respektivno:

Prosečna brzina	Izračunata	Izračunata	Koeficijent	Položaj	Izračunati
kerme pri	kerma (µGy)	nedeljna kerma	transmisije	detektora	koeficijent
jednoj		(µGy/nedeljno)			transmisije
ekspoziciji					(NCRP)
(µGy/s)					
23,88	1,19	143,28	0,14	Zid 3	0,01
3,92	0,20	23,52	0,85	Dijagonala 2-3	
3,67	0,18	22,02	0,91	Zid 2	0,02
4,24	0,21	25,44	0,79	Dijagonala 1-2	
13,65	0,68	81,90	0,24	Zid 1	0,02
7,26	0,36	43,56	0,46	Dijagonala 1-4	
5,39	0,27	32,34	0,62	Zid 4	0,04

Tabela 7. Mereno na visini od 79 cm

Prosečna brzina	Izračunata	Izračunata	Koeficijent	Položaj	Izračunati
kerme pri	kerma (µGy)	nedeljna kerma	transmisije	detektora	koeficijent
jednoj		(m)			transmisije
ekspoziciji					(NCRP)
(μGy/s)					
6,67	0,33	40,02	0,50	Dijagonala 3-4	
25,77	1,29	154,62	0,13	Zid 3	0,01
8,21	0,41	49,26	0,41	Dijagonala 2-3	
13,80	0,69	82,80	0,24	Zid 2	0,02
6,02	0,30	36,12	0,55	Dijagonala 1-2	
16,82	0,84	100,92	0,20	Zid 1	0,02
8,78	0,44	52,68	0,38	Dijagonala 1-4	
8,35	0,42	50,10	0,40	Zid 4	0,04

Tabela 8. Mereno na visini od 163 cm

Po ovome vidimo da su koeficijenti transmisije za red veličine veći od koeficijenata transmisije proračunatih u NCRP protokolu. Sa slika iz priloga vidimo da debljina zaštitnih barijera raste ako se koeficijent transmisije smanjuje. U ovom slučaju nismo vršili korekciju

kerme za udaljenost na 30 cm iza zaštitne barijere. Time bi dobili još manju vrednost kerme u vazduhu, što bi dodatno povećalo koeficijent transmisije. Korekcija na udaljenost se vrši pomoću formule [7]:

$$K_y = K_x (\frac{x}{y})^2$$

Gde je K_y kerma u vazduhu na rastojanju y od generatora zračenja, dok je K_x kerma u vazduhu merena na rastojanju x od generatora zračenja. [7]

Adekvatnost postojeće zaštite se proverava merenjem ambijentalnog ekvivalenta doze na 30cm od zaštitnih barijera. Dozimetrijska merenja su vršena tokom merenja predstavljenih u ovom radu i potvrđeno je da je postojeća zaštita adekvatna.

11. Zaključak

Upoređujući računski metod NCRP protokola i metod merenja rasejanog i curećeg zračenja vidimo da su koeficijenti transmisije za red veličine veći kod metoda merenja rasejanog i curećeg zračenja. Ovo nam kazuje to da je NCRP protokol veoma konzervativna metoda projektovanja zaštitnih barijera i u skladu je sa ALARA principom. Barijere projektovane u skladu sa protokolom su sigurno dovoljne da zaštite profesionalno izložena lica i civilno osoblje u okolini sobe za radiodijagnostiku. Metod merenja rasejanog i curećeg zračenja nam može služiti kao provera NCRP protokola na terenu za svaki pojedinačni RTG aparat.

Metod merenja nam daje još jednu potvrdu da su vrednosti date u NCRP protokolu za cureće i rasejano zračenje dobro određene. Upoređivanjem merenja kerme u vazduhu na različitim visinama za isti položaj detektora kao rezultat dobijamo da je na visini od 163cm kerma u vazduhu veća nego na visini od 79 cm. U oba slučaja do merne tačke dolaze i cureće i rasejano zračenje. Na visini od 163 cm rastojanje od izvora zračenja do merne tačke je manje od istog rastojanja kada se kerma meri na visini od 79 cm. Poznavajući inverzni kvadratni zakon (doza se smanjuje sa kvadratom rastojanja) možemo potvrditi podatak da su vrednosti kerme curećeg zračenja veće od vrednosti kerme rasejanog zračenja.

Literatura

- 1. Janjić, dr Ivan, (1992.) "Osnovi atomske fizike"
- 2. Krmar, dr Miodrag , (2013.) "Uvod u nuklearnu fiziku"
- 3. Marinkov, dr Lazar (1976) "Osnovi nuklearne fizike"
- 4. Jakob Shapiro (2002) "Radiation protection"

5. NCRP Report No. 147 (2005) "Structural Shelding design for medical X – ray imaging Facilities

- 6. Barracuda Reference Manual (2006)
- 7. Measurements of Scattered Radiation, A Radiation Protection Application (2007)
- 8. Radiation safety manual (2003), Radiation Safety Office, University of Washington

UNIVERZITET U NOVOM SADU PRIRODNO MATEMATIČKI FAKULTET KLJUČNA DOKUMENTACIJSKA INFORMACIJA

Redni broj: RBR	
Identifikacioni broj: IBR	
Tip dokumentacije: TD	Monografska dokumentacija
Tip zapisa: TZ	Tekstualni štampani materijal
Vrsta rada: VR	Diplomski rad
Autor: AU	Nemanja Golubovac
Mentor: MN	Dr Nataša Todorović
Naslov rada: NR	Projektovanje debljine zaštitnih barijera za prostoriju sa RTG aparatom – poređenje metoda
Jezik publikacije: JP	srpski (latinica)
Jezik izvoda: JI	s/en
Zamlja publikovanja: ZP	Republika Srbija
Uže geografsko područje: UGP	Vojvodina
Godina: GO	2015
Izdavač: IZ	autorski reprint
Mesto i adresa: MA	Novi Sad, Trg D. Obradovića 4,

Fizički opis rada: FO		(10/47/8/8/29/0/0)	
Naučna oblast: NO		Zaštita od jonizujućeg zračenja	
Naučna disciplina: ND		Nuklearna fizika	
Predmetne odrednica Ključne reči: PO UDK	l,	Projektovanje zaštitnih barijera, jonizujuće zračenje, rasejano zračenje, poređenje metoda	
Čuva se: ČU		Biblioteka departmana za fiziku, Trg D. Obradovića 4, Novi Sad	
Važna napomena: VN		nema	
Izvod: IZ		U radu je stavljen akcenat na poređenje dva metoda za projektovanje zaštitnih barijera u ustanovama sa generatorom X – zračenja, konvencionalni računski metod prema NCRP – 147 standardu i metod merenja rasejanog zračenja pomoću dozimetra R100B dela Barracuda multimera	
Datum prihvatanja ter od strane NN veća: DP	ne	septembar 2015	
Datum odbrane: DO		oktobar 2015	
Članovi komisije: KO			
Predsednik:	Dr Miodrag Krmar, redovni profesor Prirodno – matematičkog fakulteta u Novom Sadu		
Član:	Dr Nataša Todorović, vanredni profesor Prirodno – matematičkog fakulteta u Novom Sadu		
Član:	Dr Olivera Klisurić, vanredni profesor Prirodno – matematičkog fakulteta u Novom Sadu		

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

Accession number: ANO	
Identification number: INO	
Document type: DT	Monograph documentation
Type of record: TR	Textual printed material
Contents code: CC	Graduation thesis
Author: AU	Nemanja Golubovac
Mentor: MN	Dr Nataša Todorović
Title:	Calculation of radiation protection barrier thickness– method comparation
ТІ	
Language of text: LT	Serbian (Latin)
Language of abstract: LT	en/s
Country of publication: CP	Republic of Serbia
Locality of publication: LP	Vojvodina
Publication year: PY	2015
Publisher: PU	Author's reprint
Publ. place:	Novi Sad, Trg D. Obradovića 4

РР		
Physical description: PD		(10/47/8/8/29/0/0)
Scientific field: SF		Ionising radiation protection
Scientific discipline: SD		Nuclear physics
Subject Key words:		Radiation protection, barrier thickness, method comparation, scatered radiation
SKW UC		
Holding data: HD		Department of Physics library, Trg D. Obradovića 4, Novi Sad
Note: N		
Abstract:		Final paper focuses on method comparation for structural shelding calculation in facilities with X – ray generator, given NCRP-147 standard, and measurements of scattered radiation method.
AB		
Accepted on Scientific board on: AS		September 2015
Defended: DE		October 2015
Thesis Defend board: DB		
President:	Dr Miodrag Krmar, full professor, Faculty of Natural Sciences and Mathematics, Novi Sad	
Member:	Dr Nataša Todorović associate professor, Faculty of Natural Sciences and Mathematics, Novi Sad	
Member:	Dr Olivera Klisurić associate professor, Faculty of Natural Sciences and	

Mathematics, Novi Sad