



UNIVERZITET U NOVOM SADU  
PRIRODNO-MATEMATIČKI  
FAKULTET  
DEPARTMAN ZA FIZIKU



# ZAŠTITA VRATA NA KOMANDNIM SOBAMA U RENDGEN DIJAGNOSTICI

- master rad -

Mentor: Prof. dr Nataša Todorović

Kandidat: Edit Karvak

Novi Sad, 2012

# SADRŽAJ:

<b>1. UVOD</b> .....	<b>3</b>
<b>2. JONIZUJUĆE ZRAČENJE</b> .....	<b>4</b>
<b>2.1. NASTAJANJE X-ZRAČENJA [1]</b> .....	<b>4</b>
2.1.1. KONTINUALNI SPEKTAR X-ZRAČENJA.....	4
2.1.2. KARAKTERISTIČNI SPEKTAR X-ZRAKA.....	7
<b>2.2. PRIRODA I OSOBINA RENDGENSKOG ZRAČENJA [2]</b> .....	<b>9</b>
<b>2.3. INTERAKCIJA X-ZRAKA SA MATERIJOM [3]</b> .....	<b>11</b>
2.3.1. FOTOEFEKAT .....	12
2.3.2. ELASTIČNO RASEJANJE ELEKTROMAGNETNOG ZRAČENJA NA ELEKTRONU.....	13
2.3.3. STVARANJE PARA ELEKTRON-POZITRON.....	16
<b>2.4. ATENUACIJA MONOHROMATSKOG ZRAČNOG SNOPA [3]</b> .....	<b>16</b>
<b>3. DOZE ZRAČENJA</b> .....	<b>22</b>
<b>3.1. RADIJACIONA VELIČINA DEFINISANA U ICRU IZVEŠTAJU 33/1980</b> .....	<b>22</b>
3.1.1. KERMA – K .....	22
3.1.2. JAČINA KERME- $\dot{K}$ .....	23
3.1.3. APSORBOVANA DOZA JONIZUJUĆEG ZRAČENJA– D .....	23
3.1.4. EKVIVALENTNA DOZA ZA ORGAN ILI TKIVO- $H_T$ .....	24
3.1.5. EFEKTIVNA DOZA I TEŽINSKI FAKTOR TKIVA ( $E, W_T$ ).....	25
3.1.6. EKVIVALENT DOZE - H .....	27
3.1.7. EFEKTIVNI EKVIVALENT DOZE- $H_E$ .....	27
3.1.8. SOMATSKI EFEKTI EKVIVALENTA DOZE- $H_{SE}$ .....	28
<b>3.2. IZLOŽENOST STANOVNIŠTVA</b> .....	<b>29</b>
<b>4. ZAŠTITA OD ZRAČENJA</b> .....	<b>30</b>
<b>4.1. OSNOVNI PRINCIPI [8]</b> .....	<b>30</b>
<b>4.2. OSNOVNI ZAHTEVI ZAŠTITE OD ZRAČENJA [10]</b> .....	<b>30</b>
<b>4.3. DIZAJNIRANJE VRATA RADIOGRAFSKIH PROSTORIJA</b> .....	<b>32</b>
<b>4.4. VRATA</b> .....	<b>32</b>
4.4.1. OLOVNA VRATA.....	34
4.4.2. DRVENA VRATA.....	34
4.4.3. VRATA, SVETLA I ZNACI ZA UPOZORAVANJE .....	35

4.4.4.	VRATA MAMOGRAFSKIH PROSTORIJA .....	35
4.4.5.	SPOJEVI.....	36
4.4.6.	UDUBLJENJA .....	36
4.4.7.	RUPE .....	36
4.4.8.	SPOJEVI PODA I PLAFONA .....	37
4.4.9.	PROZOR.....	37
<b>4.5.</b>	<b>ELEMENTI PROJEKTOVANJA ZAŠTITE .....</b>	<b>38</b>
4.5.1.	STRATEŠKO PLANIRANJE ZAŠTITE .....	38
4.5.2.	ISPITIVANJE RASEJANOG ZRAČENJA .....	38
<b>4.6.</b>	<b>OSNOVNI PRINCIPI ZAŠTITE (NCRP).....</b>	<b>38</b>
4.6.1.	KONCEPTI I TERMINOLOGIJA .....	40
<b>5.</b>	<b><u>RAČUNANJE ZAŠTITNIH BARIJERA .....</u></b>	<b>44</b>
<b>5.1.</b>	<b>RAČUNANJE KERME U VAZDUHU .....</b>	<b>44</b>
5.1.1.	PRIMARNO ZRAČENJE .....	44
5.1.2.	SEKUNDARNO ZRAČENJE.....	45
<b>5.2.</b>	<b>RAČUNANJE DEBLJINE BARIJERA <math>X_{\text{BARIJERA}}</math> .....</b>	<b>46</b>
<b>6.</b>	<b><u>PRORAČUN DEBLJINE ZAŠTITNIH BARIJERA (VRATA) U RTG</u></b>	
	<b><u>KABINETIMA .....</u></b>	<b>50</b>
<b>PRIMER 1.</b>	.....	<b>50</b>
<b>PRIMER 2</b>	.....	<b>55</b>
<b>PRIMER 3</b>	.....	<b>58</b>
<b>PRIMER 4</b>	.....	<b>60</b>
<b>PRIMER 5</b>	.....	<b>62</b>
<b>7.</b>	<b><u>ZAKLJUČAK.....</u></b>	<b>64</b>
<b>8.</b>	<b><u>LITERATURA .....</u></b>	<b>65</b>

## 1. UVOD

Wilhem Conrad Roentgen je 8. novembra 1895. godine, puštajući električni visoki napon iz jednog većeg indukcionog aparata kroz vakumiranu cev, primetio do tada nepoznatu vrstu zraka. Nazvao ih je x- zracima. Zahvaljujući velikoj moći probijanja, ubrzo su ovim zracima našli primenu u medicini za detektovanje bolesti kao i za njihovo lečenje. Upotreba x- zraka se eksponencijalno povećavala tokom prve polovine XX veka i ubrzo su rendgen aparati postali standardna oprema u bolnicama. Ipak, tokom 1950ih, primećeno je da upotreba x- zraka ima i negativne posledice, preterano izlaganje dovodi do oštećenja živog tkiva. Od tada je posebna pažnja posvećena projektovanju prostorija u kojima se koriste rendgen aparati kao i merenju doza koja osoba može da primi a da ne bi došlo do neželjenih efekata.

Zaštita od zračenja je najbitniji faktor prilikom dizajniranja soba u rendgenskoj dijagnostici. U radu je detaljno opisano dizajniranje vrata na komandnim sobama u rendgenskoj dijagnostici, jer je dokazano da su vrata najproblematičnija područja kada se govori o zaštiti od zračenja. Cilj rada je da se za dijagnostičke rendgen aparate različitih performansi odredi materijal i debljina vrata na određenom rastojanju od izvora zračenja, kako bi doza zračenja iza zatvorenih vrata bila u skladu sa dozvoljenim vrednostima.

## 2. JONIZUJUĆE ZRAČENJE

Jonizujuće zračenje je zračenje koje ima sposobnost da izazove jonizaciju molekula u materijalu. Jonizujuće zračenje, pored  $\gamma$ -zračenja i x-zračenja, obuhvata i različite vrste snopova atomskih i subatomskih čestica velike brzine. Zajedničko svojstvo svih vrsta jonizujućeg zračenja je njihovo subatomske i atomske poreklo kao i relativno velika energija koja im omogućuje da vrše jonizaciju.

Gama i rendgenski zraci su elektromagnetni talasi. Njihovo međudelovanje s materijom ogleda se uglavnom u tome što elektronima u materiji predaju svu (fotoelektrični efekat) ili deo svoje energije (Komptonov efekat). Tako dobijeni energetske elektroni vrše dalju jonizaciju medija.

Gama zračenje emituju atomska jezgra, a x-zračenje se generiše u atomskom omotaču. Ove dve vrste zračenja imaju gotovo identična svojstva, a razlikuju se po svojoj energiji i načinu nastanka. Dok su gama zraci elektromagnetni talasi koji nastaju kada neko nestabilno atomske jezgro oslobodi izvesnu količinu energije da bi prešlo u energetske stabilno stanje, rendgenske zračenje nastaje kočenjem brzih elektrona na anodi rendgenske cevi. U daljem tekstu ću detaljnije opisivati nastajanje rendgenskog zračenja s obzirom da je tema rada zaštita od rendgenskog zračenja.

### 2.1. Nastajanje x-zračenja [1]

Kada se x-zraci razlože spektrometrom nalazi se da postoje dve vrste spektara:

1. Kontinualni spektar
2. Linijski spektar, koji se superponira na kontinualni spektar

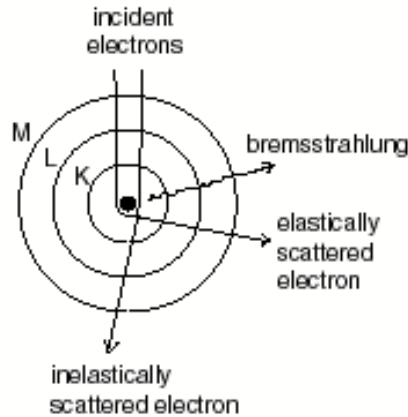
Ova dva izrazito različita tipa spektara koji nastaju od iste antikatode očigledno, moraju imati različit proces nastajanja.

#### 2.1.1. Kontinualni spektar X-zračenja

Kontinualni spektar X-zraka dešava se pri malim energijama upadnih elektrona, manjim od energije vezivanja anodnog elektrona.

Kada naelektrisana čestica prolazi kroz neki medijum, ona može da interaguje sa elektronima iz elektronskog omotača atoma i sa jezgrom u vidu elastičnog i neelastičnog sudara. Neelastični sudar sa elektronima iz elektronskog omotača atoma ogleda se u ekscitaciji i jonizaciji atoma. U procesu jonizacije elektron je izbačen iz elektronskog omotača atoma.

Još se jedan oblik neelastičnog sudara javlja između jezgra atoma i lake naelektrisane čestice, elektrona. U ovom procesu jezgro menja brzinu elektrona, ako elektron proleti na dovoljno bliskom rastojanju od njega. Posledica ove interakcije je emisija elektromagnetnog zračenja, koje je poznato pod nazivom zakočnog zračenje.



Slika 2.1. Šematski prikaze interakcije elektrona sa atomima

Prolazom kroz materiju, elektron najveći deo svoje energije gubi u jonizacionim i radijacionim sudarima. Kada se elektronu kao lakoj naelektrisanoj čestici promeni brzina pod dejstvom Kulonovog polja jezgra ili elektrona iz elektronskog omotača atoma, on zrači elektromagnetno zračenje. Ovo zračenje je poznato pod nazivom Zakočno zračenje (Bremsstrahlung). Zakočno zračenje može emitovati elektron samo ako poseduje energiju višu od  $m_e c^2$ . Ako je energija elektrona niža od energije mirovanja elektrona, gubici na radijaciju su neznatni u odnosu na gubitke na jonizaciju. Iz klasične elektromagnetne teorije poznato je da je energija koju izrači naelektrisana čestica proporcionalna kvadratu ubrzanja ( $a$ ), što se može predstaviti u sledećoj formi:

$$\left(\frac{dE}{dt}\right)_{rad} = \frac{2 \cdot e^2 \cdot a^2}{3 \cdot c^3} \quad (2.1)$$

a pošto je:

$$a = \frac{Z \cdot e^2}{m_e \cdot \rho^2} \quad (2.2)$$

sledi:

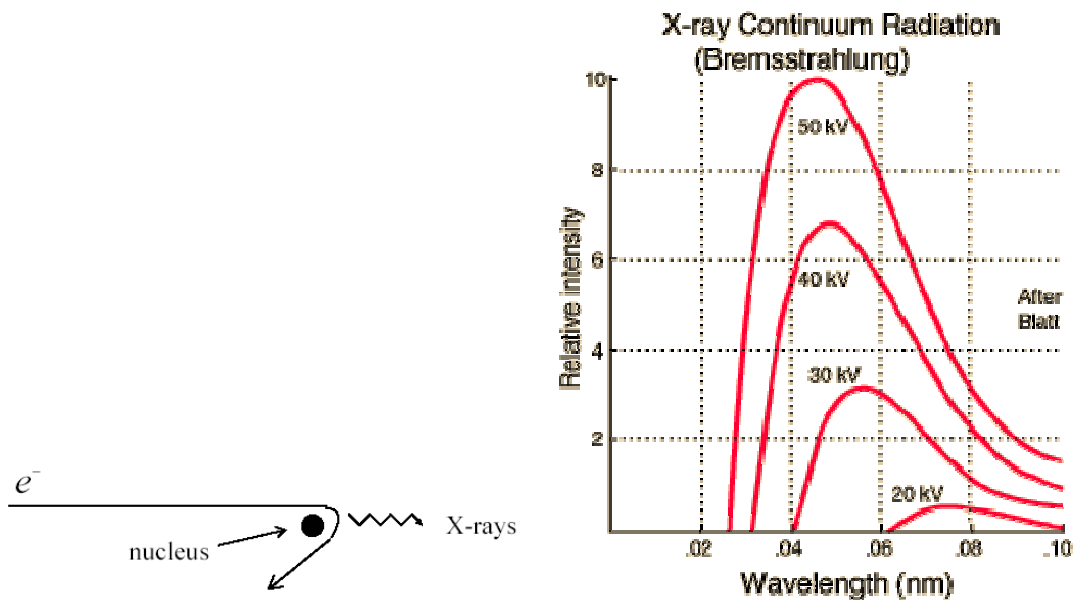
$$\left(\frac{dE}{dt}\right)_{rad} = \frac{2 \cdot e^2}{3 \cdot c^3} \cdot \frac{Z^2 \cdot e^4}{m_e^2 \cdot \rho^4} \quad (2.3)$$

Iz ove relacije se vidi da je izračena energija proporcionalna kvadratu ubrzanja, što ima za posledicu da se elektron može ubrzati samo do određene brzine. Vidi se takođe da je izračena energija proporcionalna kvadratu rednog broja  $Z^2$  medijuma kroz koji naelektrisana laka čestica prolazi. Iz ovih relacija se takođe vidi da su gubici energije na

radijaciju daleko veći za lake u odnosu na teške naelektrisane čestice. Ova se pojava koristi u rendgenskim cevima. Naime, od veće ili manje brzine proizilazi slabe ili jače kočenje elektrona i različitost talasnih dužina X – zraka od 3 – 10 nm ( odnosno 10<sup>-9</sup> m ). Kočenjem elektrona dobija se kontinualni rendgenski spektar, različitih talasnih dužina, tj. heterogeni snop rendgenskih zraka. Svaki kontinualni spektar ima oštru kratkotalasnu granicu. Ova granica ne zavisi od materijala antikatode već samo od energije elektrona odn. napona na cevi. Sa povećanjem energije elektrona granica se pomera prema kraćim talasnim dužinama, a ukupan intenzitet x-zračenja se povećava. Eksperimentalno je nađena sledeća veza između talasne dužine kratkotalasne granice kontinualnog spektra izražene u nanometrima nm i napona na cevi:

$$\lambda_{min} = \frac{1239,6}{U} \text{ nm} \quad (2.4)$$

Iz prethodnih izraza se vidi da, granična vrednost talasne dužine preko koje se zrači maksimalna energija, obrnuto su proporcijalne naponu između anode i katode cevi. Iz tih razloga se promenom napona može regulisati tvrdoća zračenja. Na primer, pri povećanju vrednosti napona, maksimum energije u spektru se pomera ka kraćim talasnim dužinama. Ukupan intenzitet x-zraka je proporcionalan atomskom broju elemenata od koga je antikatoda napravljena.



Slika 2.2. Šematski prikaz zakočnog zračenja i spektar zakočnog zračenja

Zbog emisije zakočnog zračenja energija upadnog elektrona se eksponencijalno smanjuje:

$$E_e = E_0 e^{-x/l} \quad (2.5)$$

gde je  $l$ -rastojanje od površine gde je upadni snop zračenja smanjen e puta, a  $x$ - debljina medijuma. Ova formula važi kada su gubici na radijaciju mnogo veći od gubitaka na jonizaciju. Naprimer: radijaciona dužina za vazduh je 300 m, a za olovo 0.5 m.

Elektron energije  $E$  u radijacionim sudarima u vidu fotona može izgubiti svaku količinu energije u interval od 0 do  $E$ , gde se gubitak energije po jedinici puta može izraziti integracijom po spektru zakočnog zračenja:

$$\left(\frac{dE}{dt}\right)_{rad} = Z^2 \cdot N \cdot (E + mc^2) \cdot f(Z, E) \quad (2.6)$$

gde je: 
$$f(Z, E) = \ln 2 \cdot (E + mc^2) - \frac{1}{3} \quad (2.7)$$

Odnos gubitaka energije zakočnim zračenjem i neelastičnim sudarima može se izraziti sledećom relacijom:

$$\frac{(dE/dx)_{rad}}{(dE/dx)_{neel.s.}} \approx \frac{E \cdot Z}{700} \quad (2.8)$$

gde je  $E$  izraženo u MeV.

Ova formula empirijski pokazuje da je gubitak energije na radijaciju veći pri višim energijama elektrona i pri većoj vrednosti rednog broja medijuma kroz koji prolazi elektron, dok na nižim energijama gubici energije po jedinici puta na jonizaciju i ekscitaciju atoma preovlađuju. Prema tome postoji neka kritična energija na kojoj su ove dve vrste gubitaka energije elektrona jednake:

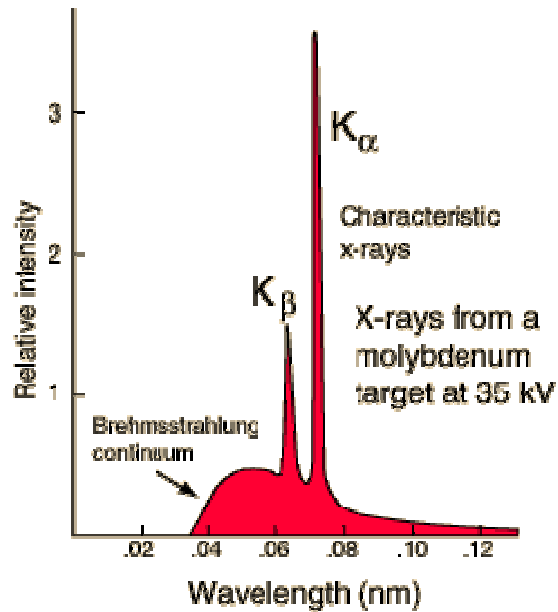
$$E_k = \frac{800}{Z} \text{ MeV} \quad (2.9)$$

### 2.1.2. Karakteristični spektar x-zraka

Karakteristični ili linijski spektar x-zraka dobija se ako napon na cevi, odnosno energija elektrona, dostigne ili premaši određenu vrednost karakterističnu za materijale date antikatode, u spektru x-zraka se tada javljaju pored kontinualnog spektra i diskretne linije većeg intenziteta. Takve linije čine karakterističan spektar atoma antikatode, jer je pokazano da je on karakterističan za atome nezavisno od toga u kakvom se hemijskom sastavu oni nalaze ili su slobodni. Redovno je linijski spektar superponiran na kontinualni spektar. Kada ubrzani elektron izbije elektron iz omotača atoma na njegovo mesto će doći elektron iz neke više ljuske. Pri spuštanju elektrona na niži energijski nivo emitovaće se foton. Ovaj foton predstavlja karakteristično X-zračenje. Svaka anoda emituje karakteristično X-zračenje date energije koja će odgovarati energiji veze ljuske na koju pada elektron. Karakteristično zračenje neke ljuske je nešto manje od energije veze te

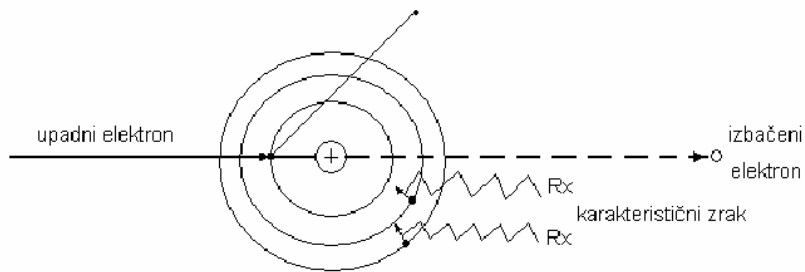


ljuske. Upadni elektron mora imati veću energiju od energije veze date ljuske kako bi se emitovalo karakteristično zračenje.



Slika 2.3 Oblik kontinualnog i linijskog spektra rendgenskog zračenja

Karakteristično rendgensko zračenje se sastoji iz više serija, koje se označavaju slovima: K, L, M, N itd. Ako je izbačen elektron sa orbite K njegovo mesto mogu popuniti elektroni sa bilo koje spoljne orbite, što znači da može nastati serija karakterističnog zračenja orbite K. Ovu seriju prate i druge serije, jer se popunjavanjem elektrona orbite K elektronom npr. orbite L javlja upražnjeno mesto, sada na orbiti L, koje popunjava elektron sa orbite M itd.



Slika 2.4. Vezana serija prelaska elektrona

Povećanjem atomskog broja  $Z$  anode, spektar karakterističnog rendgenskog zračenja se pomera u kratko talasnu oblast. Mozlijev zakon je pokazao da je talasna

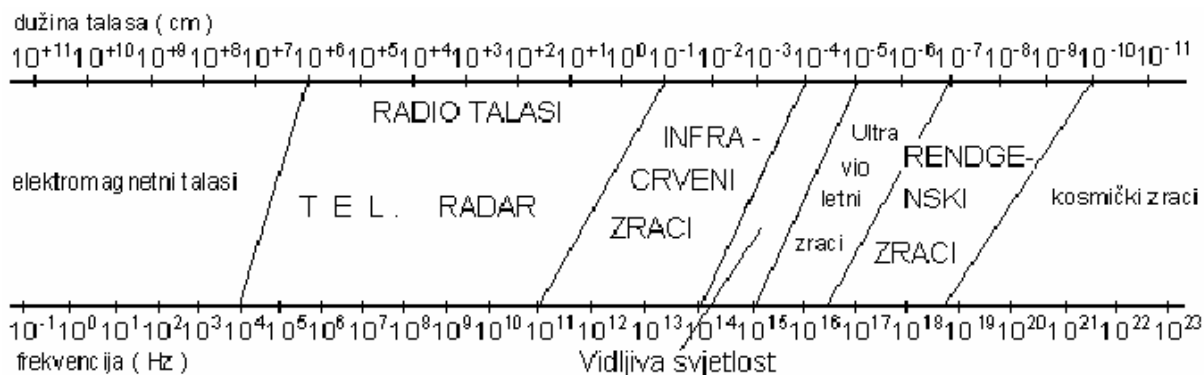
dužina zraka emitovanog npr. sa orbite K obrnuto srazmerna kvadratu atomskog broja (  $Z$  )  $\lambda=K/Z^2$  (  $K$  je konstanta ). Dakle kada se povećava atomski broj  $Z$ , talasna dužina ( $\lambda$ ) je sve kraća, a energija sve veća. Iz ovog proizilazi da je i dužina talasa ovih zraka karakteristična za svaki pojedini element. Karakteristično rendgensko zračenje predstavlja slabu stranu u proizvodnji rendgenskog zračenja, jer se najveći deo njegove spektralne energije pretvara u toplotu.

Najverovatnije karakteristično zračenje je sa K ljuske. Za volfram će se emitovati karakteristično zračenje K-ljuske ako je energija elektrona veća od 70 keV. Za molibden je ova energija veća od 20 keV. Zračenje L-ljuske prati zračenje K-ljuske ali mu je intenzitet mnogo manji i brzo se apsorbuje.

## 2.2. Priroda i osobina rendgenskog zračenja [2]

Snop X-zračenja koji se dobija iz rendgenske cevi, je snop fotona različite energije. To dolazi od tuda što elektroni koji udaraju o anodu izbijaju iz nje fotone različite energije, čak i ako na nju udaraju istom brzinom. Zraci najveće energije imaju najmanju talasnu dužinu i obrnuto. Dakle, jedan snop rendgenskih zraka poseduje spektar različitih talasnih dužina. Najviši napon primenjen na rendgensku cev ( izraženo u kV ) određuje najveću brzinu elektrona a time i najkraću talasnu dužinu u snopu. Odnos između najkraće talasne dužine ( $\lambda_{\min}$ ) i najvećeg napona ( kV max ) dat je izrazom: ( 2.1.) Najkraći talas  $\lambda_{\min}$  pri naponu od 60 kV iznosi oko 2 nm a kod 120 kV je oko 1 nm. Rendgenski zraci kraćih talasnih dužina poseduju veću energiju te su prodorniji, i nazivaju se ponekad i „ tvrdi zraci “, dok su oni sa većim talasnim dužinama, tj. sa manjom energijom, manje prodorni i nazivaju se „ meki zraci “. Energetski nivo rendgenskog zračenja odnosno veličina njihovih talasnih dužina određuju kvalitet rendgenskog zračnog snopa.

Kvantitet ili intenzitet zraka, koji zavisi od jačine struje kroz rendgensku cev, definisan je brojem fotona X – zraka kroz jedinicu površine, ili brojem fotona koji padaju na jedinicu površine u jedinici vremena. To znači da ukoliko se rastojanje od izvora (fokusa) do objekta poveća dva puta, intenzitet će da opadne četiri puta. Ako se pak rastojanje poveća tri puta, intenzitet se smanjuje devet puta i obrnuto ( Keplerov zakon kvadrata rastojanja ). Kao što se vidi rendgenski snop ima svoj kvalitet i intenzitet. Kvalitet određuje stepen prodornosti X- zračenja, a kvantitet – njihov broj odnosno intenzitet. U snopu rendgenskih fotona nalazi se spektar raznih talasnih dužina – od najkraćih do najdužih i sve vrednosti između njih. To je kontinualan spektar rendgenskog zračenja.



Slika 2.5 Frekventni opsezi različitih elektromagnetnih talasa

Rendgenski zraci prolaze kroz materiju i pri toj interakciji sa materijom oni pokazuju određena svojstva, koja treba poznavati da bi se bolje razumela njihova medicinska primena. Visoke frekvencije male talasne dužine su veoma prodrone. Lako prolaze kroz tkivo a odbijaju se od materija koje sadrže kalijum i kalcijum tj. od kostiju. Zaustavljaju se samo u teškim elementima kao što je olovo. Čoveče telo se sastoji od tkiva i organa koji različito apsorbuju rendgensko zračenje. Zato se pri prosvetljenju tela na ekranu dobijaju zasenčene površine koje daju sliku oblika i rasporeda tkiva i unutrašnjih organa.

Raspoznavanje oboljenja pomoću prosvetljavanja tela rendgenskim zračenjem naziva se *rendgenodijagnostika*. Ona koristi dva osnovna metoda:

1. **Rendgenoskopiju** ( prosvetljavanje ), i
2. **Rendgenografiju** ( snimanje ).

Rendgenske zrake odlikuju sledeća svojstva :

- imaju sposobnost prodiranja kroz materiju,
- izazivaju izvesne materije da pod njihovim dejstvom odaju svetlost ( efekat luminiscencije ),
- izazivaju promenu fotografske emulzije, koja se posle razvijanja manifestuje zatamnjenjem ( fotohemijski efekat ),
- jonizacija gasova ( efekat jonizacije ),
- izazivaju promenu u živim organizmima ( biološki efekat ),
- prostiru se pravolinijski u svim pravcima,
- njihov intenzitet opada u obrnutoj srazmeri sa kvadratom rastojanja.

Rendgenski zraci se u medicinske svrhe primenjuju u rendgenskoj dijagnostici i rendgenskoj terapiji. Oni oštećuju organska tkiva i razaraju njihove ćelije. Organska tkiva nisu jednako osetljiva na dejstva rendgenskih zraka. Tkiva koja su manje ili više osetljiva

na rendgensko zračenje nazivaju se radiosenzitivna, a ona koja su manje ili više otporna radiorezistentna.

Rendgenski zraci sprečavaju deobu ćelija i lakše uništavaju mlađe ćelije od već evoluiranih. Ovo biološko dejstvo x – zraka koristi se za razaranje kancerogenih ćelija u rendgen terapiji malignih tumora. Međutim to njihovo biološko svojstvo je štetno u rendgenskoj dijagnostici i to kako za bolesnika tako i za profesionalne radnike. Iz tih razloga potrebno je preduzeti niz zaštitnih mera od direktnog, sekundarnog i rasipnog zračenja.

Na dejstvo rendgenskih zraka naročito su osetljive gonade, odnosno ćelije za reprodukciju čije uništavanje dovodi do steriliteta i kod žena i kod muškaraca. Na koži rendgenski zraci izazivaju radio dermit i depilaciju. U oku rendgenski zraci dovode i do katarakte. Dejstvo x– zraka na krvne sudove dovodi do promene u krvnoj sluzi i broju belih i crvenih krvnih zrnaca. Biološko dejstvo se može manifestovati u mutaciji gena, hromozoma i polnih ćelija. U radio-dijagnostici samo zračenje i primljena doza nisu jedini faktori oštećenja, već su to i drugi fizički i biološki faktori, kao što su : kvalitet primljenih zraka ( zračena energija ), topografija i površina ozračenog polja, priroda i zapremina ozračenog tkiva, akutno i hronično ozračenje u funkciji vremena ekspozicije, i dr.

### **2.3. Interakcija x-zraka sa materijom [3]**

Pri prolasku kroz materiju fotoni mogu proći bez interakcije (neremetujući sistem)- transmitovani zraci, mogu biti apsorbirani i rasejani. Bitni faktori koji određuju verovatnoću ovih događaja su: energija fotona, gustina, debljina i redni broj materijala. Fotoni se mogu elastično ili neelastično rasejati, mogu interagovati sa vezanim i slobodnim elektronima i jezgrom atoma. Pri sudaru sa elektronima oni im predaju energiju u obliku kinetičke energije elektrona pa ovi elektroni zatim mogu izvršiti nekoliko stotina jonizacija.

Intenzitetom x-zračenja  $I$ , naziva se energija zračenja koja prođe u jedinici vremena kroz jedinicu površine normalnu na pravac zračenja. Ako je  $n$  broj fotona monoenergetskog snopa x-zraka koji padaju na površinu od  $1 \text{ m}^2$  u  $1 \text{ s}$ , a njihova frekvencija  $\nu$ , intenzitet tog zračenja je:

$$I = n \cdot h \cdot \nu \quad (2.10)$$

Osnovne vrste interakcije mogu se opisati pomoću tri efekta:

1. Fotoefekat
2. Rasejanje elektromagnetnog zračenja na slobodnom ili vezanom elektronu (Tomson-ovo(Thomson), Komptonovo(Compton) i Rejljevo (Rayleigh) rasejanje)
3. Produkcija para elektron-pozitron.

Ovi su efekti najviše odgovorni za smanjenje intenziteta snopa fotona pri prolasku kroz neki medijum. Ostali efekti koji mogu nastati u interakciji elektromagnetnog zračenja sa jezgrom su zanemarljivo mali u odnosu na pomenute. [1]

### 2.3.1. Fotoefekat

Kod fotoefekta kvant elektromagnetnog zračenja interaguje sa vezanim elektronom predajući mu svu svoju energiju i nestaje. Deo energije fotona odlazi na izbacivanje elektrona iz elektronskog omotača atoma, a ostatak energije fotona predstavlja kinetičku energiju slobodnog elektrona, što se može izraziti sledećom formulom:

$$E_{\gamma} = E_i^{\nu} + T_e \quad (2.11)$$

gde  $E_i^{\nu}$  predstavlja energiju veze elektrona u  $i$ -tom sloju elektronskog omotača atoma, a  $T_e$  je kinetička energija slobodnog elektrona. Na osnovu prethodne formule može se zaključiti da je fotoefekat moguć samo kada je energija upadnog fotona veća od vezivne energije elektrona  $i$ -tog sloja u elektronskom omotaču atoma, tj. kada je  $E_{\gamma} > E_i^{\nu}$ . [1]

Zahvaljujući sopstvenom naelektrisanju, oslobođeni elektron postaje negativan jon, koji zbog male moći penetracije, ubrzo biva apsorbovan. Nastala praznina u  $i$ -tom sloju (nivou) popunjava se elektronom, najčešće sa prvog susednog nivoa. Upraznjeno mesto ponekad može popuniti i elektron sa nekog udaljenijeg nivoa ili slobodni elektron istog ili susednih atoma. Prispeli elektron, koji dolazi sa energetske višeg nivoa, višak energije emituje u obliku fotona x-zraka. Energija koja se oslobađa u ovom prelasku jednaka je razlici energetskih nivoa u okviru kojih je izvršen transfer elektrona. Kako su energetske nivou strogo definisani, to je i količina oslobođene energije karakteristična za svaki element. Iz tog razloga, zračenje proizvedeno prelaskom elektrona iz jedne putanje u drugu, u okviru istog atoma, ima iste osobine karakterističnog zračenja. [3] Ukratko, usled fotoefekta smanjuje se broj elektrona u elektronskom omotaču atoma i taj nedostatak elektrona u omotaču izaziva pregrupisanje elektrona, što je, dalje, praćeno emisijom karakterističnog h-zračenja. X-zraci takođe mogu izazvati fotoefekat uz emisiju elektrona. Ovi elektroni se nazivaju Auger-ovi elektroni. [1]

Na osnovu zakona održanja energije i impulsa, fotoefekat se javlja i jedino je moguć na vezanom elektronu. Ukoliko je energija vezivanja elektrona u elektronskom omotaču atoma veća, utoliko je verovatnoća za nastajanje fotoefekta veća. [1]

### 2.3.2. Elastično rasejanje elektromagnetnog zračenja na elektronu

#### 2.3.2.1. Tompsonovo i Rejljevo rasejanje

Osnovna karakteristika koherentnog rasejanja je delimična promena pravca kretanja fotona x-zraka nakon interakcije sa elektronom atoma materije. Obzirom na to da ovom prilikom talasna dužina odnosno energija fotona ostaju nepromenjene, ovakva interakcija se naziva nemodifikovano ili nepromenjeno rasejanje. **Tompsonovo i Rejljevo** rasejanje su dva osnovna tipa koherentnog rasejanja. [3]

Naime, kod fotoefekta je bitno da elektron bude vezan dok u procesima elastičnog rasejanja, elektron može biti i slobodan, a i vezan. Tomsonovo rasejanje i Komptonov efekat javljaju se na slobodnom, dok se Rejljevo rasejanje javlja na vezanom elektronu.

U slučaju Tomson-ovog rasejanja kvant elektromagnetnog zračenja pobuđuje na oscilovanje slobodni elektron (u miru). Elektron oscilujući emituje elektromagnetno zračenje iste talasne dužine kao i upadno, ali je pravac emitovanja pomeren za mali ugao u odnosu na upadno zračenje. Iz elektromagnetne teorije sledi da će presek za Tomsonovo rasejanje biti:

$$\sigma_{Th} = \frac{8}{3} \pi \left( \frac{e^2}{m_e c^2} \right)^2 = \frac{8}{3} \pi R_0^2 \quad (2.12)$$

Iz formule se vidi da je Tomsonovo rasejanje direktno proporcionalno kvadratu radijusa elektrona  $R_0$ , a isto tako je očigledno da ovo rasejanje ne zavisi od energije upadnog zračenja.

Ugaona zavisnost Tomsonovog rasejanja može se grubo predstaviti formulom:

$$I \cong const(1 + \cos^2 \phi) \quad (2.13)$$

$\Phi$  – ugao rasejanja, meri se u odnosu na pravac upadnog zračenja.

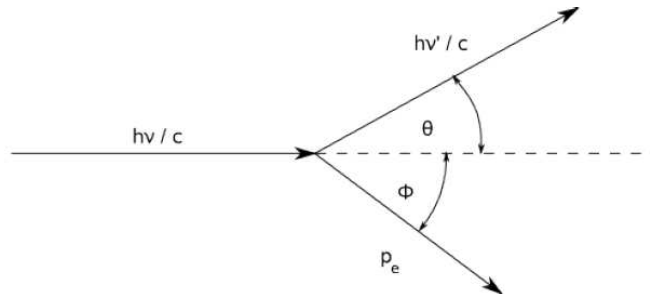
Elastično rasejanje elektromagnetnog zračenja može se dogoditi i na vezanom elektronu. Ovakvo se rasejanje naziva Rejljevo rasejanje. Pri ovom rasejanju upadno elektromagnetno zračenje pobuđuje na oscilovanje vezane elektrone, posle čega isti emituju novo zračenje koje je iste talasne dužine kao i upadno elektromagnetno zračenje.

Presek za Rejljevo rasejanje vrlo brzo opada sa energijom upadnog zračenja i kada je  $h\nu = m_e c^2$  vrlo je blizak nuli. Pravac emitovanog zračenja uglavnom je upravljen u pravcu upadnog snopa, tj. uglovi Rejljevog rasejanja imaju male vrednosti. [1]

### 2.3.2.2. Komptonovo rasejanje

Komptonov efekat nastaje u interakciji fotona x-zraka i elektrona koji se nalaze na udaljenijim energetske nivoima atoma ozračene materije. Za pojavu ove vrste rasejanja, energija upadnih elektrona mora biti višestruko veća od energije kojom se elektroni održavaju na svojim nivoima. Komptonov efekat je moguć kada je raspon ovih energija od 10 keV do 150 keV, a najučestaliji je u opsegu od 60 keV do 100 keV. [3]

U ovom se procesu elektromagnetno zračenje rasejava na slobodnom elektronu. Rasejano elektromagnetno zračenje je nekoherentno, jer talasna dužina rasejanog zračenja zavisi od ugla rasejanja. Kompton je na osnovu kvantne mehanike objasnio nastanak nekoherentnog rasejanja elektromagnetnog zračenja na slobodnom elektronu. Prema ovom razmatranju, kvanti elektromagnetnog zračenja, fotoni, tretiraju se kao čestice koje se elastično rasejavaju na slobodnim elektronima, kao što je to na slici (2.6.) prikazano.



Slika 2.6. Šematski prikaz elastičnog rasejanja elektromagnetnog talasa pri sudaru sa elektronom

Prilikom elastičnog rasejanja fotona na slobodnom elektronu mora da važi zakon održanja impulsa i energije, što je iskazano sledećim jednačinama:

$$h\nu = h\nu' + T_e \quad (2.14)$$

$$\frac{h\nu}{c} = \frac{h\nu'}{c} + \frac{m_e \beta c}{\sqrt{1-\beta^2}} \quad (2.15)$$

gde je  $h\nu$  energija upadnog fotona, a  $h\nu'$  energija rasejanog fotona,  $T_e$  je kinetička energija uzmaknutog elektrona,  $m_e$  je masa elektrona,  $c$  je brzina svetlosti, a  $\beta = \frac{v}{c}$ .

Koristeći se navedenim jednačinama lako se može odrediti razlika talasnih dužina rasejanog i upadnog elektromagnetnog zračenja i ona iznosi:

$$\Delta\lambda = \lambda' - \lambda = \Lambda(1 - \cos\theta) = 2\Lambda \sin^2 \frac{\theta}{2} \quad (2.16)$$

gde su  $\lambda'$  i  $\lambda$  talasne dužine rasejanog i upadnog elektromagnetnog zračenja ( $\gamma$ -zraka), a:

$$\Lambda = \frac{h}{m_e c} = 2.42 \cdot 10^{-10} sm \quad (2.17)$$

predstavlja Komptonovu talasnu dužinu. Talasna dužina rasejanog zraka raste sa povećanjem ugla rasejanja, kao što se iz navedenog sledećeg primera veoma jasno vidi:

za  $\theta=0 \rightarrow \Delta\lambda=0$ ;

za  $\theta=\pi/2 \rightarrow \Delta\lambda=\Lambda$ ;

za  $\theta=\pi \rightarrow \Delta\lambda=2\Lambda$ .

Iz navedenih primera očigledno je da promena talasne dužine isključivo zavisi od ugla rasejanja a ne od talasne dužine upadnog elektromagnetnog zračenja. Upravo to je razlog što Komptonovo rasejanje nije karakteristično za dugotalasno elektromagnetno zračenje, jer ako je  $\Delta\lambda \ll \lambda$  teško je zapaziti promenu talasne dužine rasejanog zračenja. Međutim, kod kratkotalsnog elektromagnetnog zračenja, kada je  $\Delta\lambda \cong \lambda$  promena talasne dužine posle rasejanja može se daleko lakše zapaziti. Koristeći se jednačinama (2.14 i 2.15) može se odrediti energija rasejanog elektromagnetnog zračenja i ona iznosi:

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \frac{h\nu}{m_e c^2}(1 - \cos\theta)} \quad (2.18)$$

gde je  $h\nu$  energija upadnog fotona,  $\theta$  je ugao rasejanja,  $m_e$  je masa elektrona, a  $c$  je brzina svetlosti.

Pomoću (2.14 i 2.15) takođe se može odrediti energija uzmaknutog elektrona i ona će biti:

$$T_e = h\nu \frac{2\alpha \cos^2 \phi}{(1+\alpha)^2 - \alpha^2 \cos^2 \phi} \quad (2.19)$$



gde je  $\alpha = \frac{h\nu}{m_e c^2}$ ; a  $\Phi$  je ugao između pravca uzmaknutog elektrona i pravca upadnog fotona.

### 2.3.3. Stvaranje para elektron-pozitron

U slučaju fotoefekta foton potpuno nestaje, tj. celokupnu svoju energiju utroši na izbacivanje elektrona iz elektronskog omotača atoma, kao i na kinetičku energiju uzmaklog elektrona. U slučaju Komptonovog efekta, foton predaje samo deo svoje energije slobodnom elektronu, a kod stvaranja para (elektron-pozitron) celokupna energija fotona se utroši na kreaciju ovih čestica kao i na njihovu kinetičku energiju. Da bi se ovaj efekat javio, energija fotona mora biti veća od  $2m_e s^2$ . Prema zakonu održanja energije i impulsa, efekat stvaranja para ne može se javiti u vakuumu. Može se desiti isključivo u prisustvu jezgra atoma ili elektrona. Ako se proces stvaranja parova dešava u Kulonovom polju jezgra, energija praga  $E_0$  fotona, koja je potrebna da bi se par elektron-pozitron mogao obrazovati praktično ima sledeću vrednost:

$$E_0 = 2 m_e s^2 = 1.02 MeV$$

Za obrazovanje para elektron-pozitron u prisustvu elektrona, energija praga raste i iznosi:

$$E_0 = 4 m_e s^2 = 2.04 MeV$$

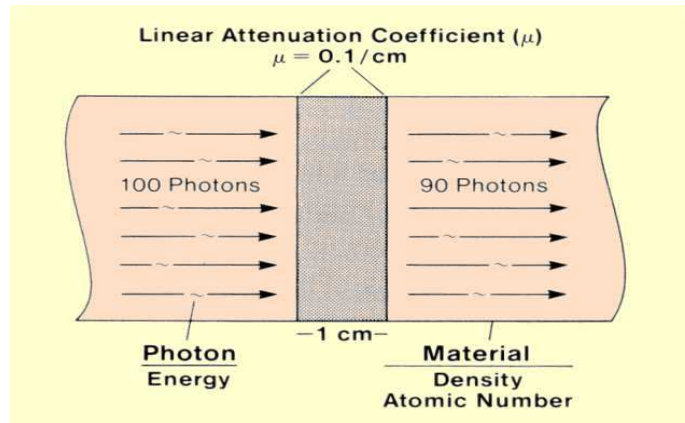
Par elektron-pozitron može nastati pod dejstvom dva fotona, ako je ispunjen uslov da je njihova ukupna energija:

$$(E_{\gamma 1} + E_{\gamma 2}) > m_e c^2 \quad (2.20)$$

ili pri sudaru dva elektrona ako je njihova totalna (kinetička) energija  $E_e > 7m_e s^2$ . [3]

### 2.4. Atenuacija monohromatskog zračnog snopa [3]

Atenuacija ili smanjenje broja fotona u snopu, prolazom kroz materiju, bitna je za zaštitu kao i za proučavanje svojstva interakcije.



Slika 2.7. Šematski prikaz smanjenja broja fotona pri prolazu kroz materiju

Slabljenje, odnosno smanjenje intenziteta paralelnog, monohromatskog (monoenergijskog) upadnog snopa  $I_0$  x-zračenja kada on prođe malu debljinu materijala  $dx$  zavisi od ove debljine i intenziteta snopa  $I$ , tj:

$$dI = -\mu \cdot I \cdot dx \quad (2.21)$$

gde je  $dI$  iznos smanjenja intenziteta snopa a  $\mu$  faktor proporcionalnosti koji se naziva linearni koeficijent slabljenja x-zračenja. Znak (-) dolazi zbog toga što se intenzitet snopa, prolazeći kroz supstancu smanjuje. Ako gornju jednačinu prepíšemo u drugom obliku:

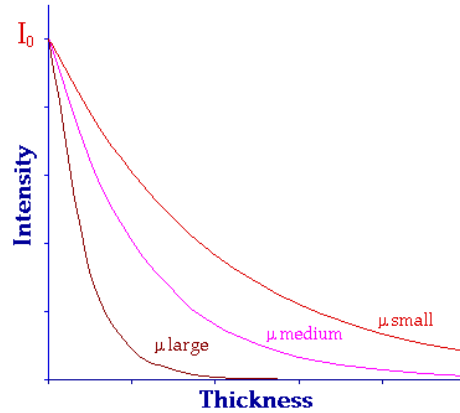
$$\frac{dI}{I} = -\mu \cdot dx \quad (2.22)$$

Integracijom leve strane u granicama od  $I_0$  do  $I$  desne od 0 do  $d$  dobija se:

$$\ln \frac{I_0}{I} = -\mu \cdot d \quad (2.23)$$

odnosno:

$$I = I_0 e^{-\mu d} \quad (2.24)$$



Slika 2.8. Grafički prikaz zavisnosti opadanja intenziteta zračenja od linearnog koeficijenta atenuacije i debljine materijala

$\mu$  je tzv. linearni koeficijent apsorpcije i brojno je jednak recipročnoj vrednosti one debljine sloja apsorbera koji smanjuje intenzitet upadnog snopa  $e$  puta.

Ova relacija važi za monoenergijski, kolimisani snop x-zraka gde rasejani fotoni ne mogu doći do detektora.  $\mu$  je totalni linearni koeficijent atenuacije i predstavlja zbir koeficijenata atenuacije pojedinih procesa:

$$\mu = \tau + \sigma + \kappa \quad (2.25)$$

gde su  $\tau$ ,  $\sigma$  i  $\kappa$  parcijalni koeficijenti koji se respektivno odnose na fotoelektrični efekat, Komptonov efekat i efekat stvaranja parova.  $\mu$  je brojno jednak recipročnoj vrednosti one debljine sloja apsorbera koji smanjuje intenzitet upadnog snopa  $e$  puta.

Linearni koeficijent apsorpcije  $\mu$  zavisi od prirode supstance, njene gustine i talasne dužine x-zračenja. Kako gustina jedne iste supstance može biti veoma različita, već zavisno od toga u kakvom se stanju ta supstanca nalazi (čvrsto, tečno, gasovito) i pod kojim pritiskom, tako da se za jednu vrstu supstance ne može navesti jedan linearni koeficijent za x-zračenje određene talasne dužine. Da bi se to izbeglo, uvedeni su maseni koeficijenti, kao odnosi linearnih koeficijenata i gustine apsorbera:

$$\mu_m = \frac{\mu}{\rho}, \quad \tau_m = \frac{\tau}{\rho}, \quad \sigma_m = \frac{\sigma}{\rho}, \quad \kappa_m = \frac{\kappa}{\rho}, \quad (2.26)$$

odnosno:

$$\mu_m = \tau_m + \sigma_m + \kappa_m \quad (2.27)$$

Na taj način je  $\mu_m$  ukupni maseni koeficijent slabljenja,  $\tau_m$  - maseni koeficijent slabljenja pri fotoelektričnom efektu,  $\sigma_m$  - maseni koeficijent slabljenja prilikom Komptonovog efekta i  $\kappa_m$ -Koeficijent atenuacije pri stvaranju para elektrona i pozitrona.

Na taj način dobijamo da je maseni koeficijent atenuacije karakteristika materijala i zavisi samo od talasne dužine zračenja, pa za jednačinu za intenzitet snopa dobijamo:

$$I = I_0 e^{-\frac{\mu}{\rho} d} = I_0 e^{-\mu_m \cdot \rho \cdot d} \quad (2.28)$$

Iz jednačine 2.28,  $\mu_m$  ima dimenzije jednake odnosu površine i mase ( $\frac{m^2}{kg}$ ). Proizvod  $\rho \cdot d$  predstavlja masu supstance u sloju poprečnog preseka  $1 m^2$  debljine  $d$ . Odakle sledi da  $\frac{\mu}{\rho}$  karakteriše slabljenje x-zraka u sloju supstance koji sadrži 1 kg supstance po  $1 m^2$ .

Korisno je uvesti i atomske koeficijenta  $\mu_a$ ,  $\tau_a$ ,  $\sigma_a$  i  $\kappa_a$ , koji se dobijaju iz vrednosti  $\mu_m$ ,  $\tau_m$ ,  $\sigma_m$ ,  $\kappa_m$ , za određeni element putem množenja sa masom atoma, tj. Odnosom jednog mola (A) datog elementa prema Avogadrovom broju ( $N_A$ ):

$$\mu_a = \frac{\mu}{\rho} \cdot \frac{A}{N_A}, \quad \tau_a = \frac{\tau}{\rho} \cdot \frac{A}{N_A}, \quad \sigma_a = \frac{\sigma}{\rho} \cdot \frac{A}{N_A} \quad (2.29)$$

Dimenzije atomskih koeficijenata su  $\frac{površina}{atom}$ . Na taj način, naprimer,  $\mu_a$  karakteriše atenuaciju x-zračenja u sloju koji sadrži 1 atom po  $1 m^2$ . Naprimer,  $\frac{\mu}{\rho}$  kod bakra, za x-zračenje 0,07 nm, je oko  $5 \frac{m^2}{kg}$ . Uzimajući za bakar  $A = 63 \frac{g}{mol}$  i  $N_A = 6,022 \cdot 10^{23} \frac{atoma}{mol}$  dobija se:

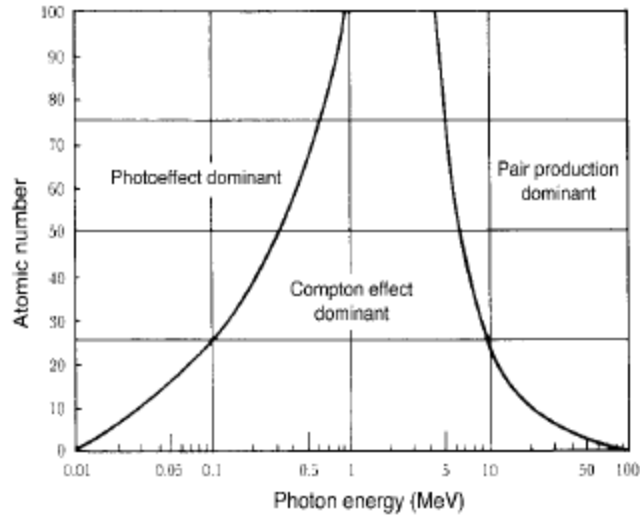
$$\mu_a = 5 \cdot 10^{-25} \frac{m^2}{atom} \quad (2.30)$$

Zbog dimenzija ovih koeficijenata, oni se mogu shvatiti kao efikasni preseki atoma za atenuaciju, fotoelektrični efekat, Komptonovo rasejanje, i stvaranje parova. Efikasnim presekom se meri verovatnoća za bilo koje rasejanje i ima dimenziju površine ( $m^2$ ). Jedinica efikasno preseka je barn i iznosi  $10^{-24} cm^2$ . Kako su atomi poluprečnika reda veličine  $10^{-10} m$ , njihov geometrijski efikasni presek je reda veličine  $10^{-20} m^2$ . Na taj način je kod atoma efikasni presek slabljenja x-zraka mnogo manji od geometrijskog efikasnog preseka. Znači da se sumarni presek za sva tri procesa (fotoefekat, Komptonov efekat i efekat stvaranja parova):

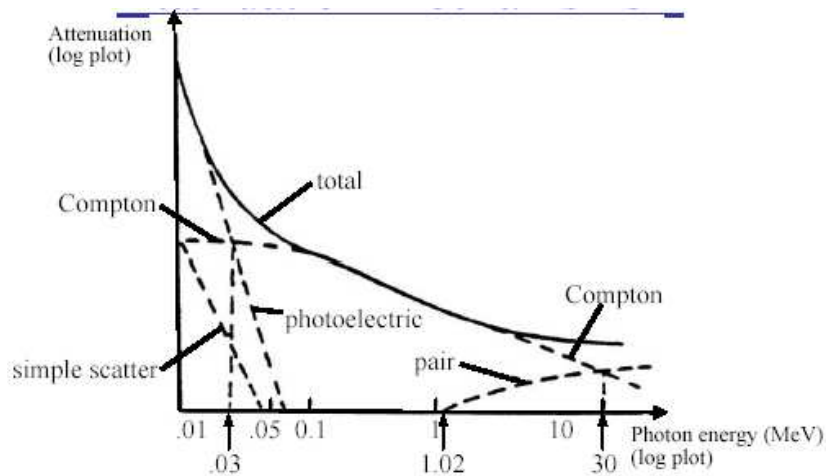
$$\sigma = \sigma_f + \sigma_c + \sigma_p \quad (2.31)$$

gde su preseki za svaki proces posebno, aproksimativno dati: [2]

$$\sigma_f \sim \frac{Z^5}{E_x^{7/2}}, \quad \sigma_c \sim \frac{Z}{E_x}, \quad \sigma_p \sim Z^2 \ln E_x \quad (2.32)$$



Slika 2.9. Grafički prikaz preseka za fotoelektrični i Komptonov efekat i za efekat stvaranje parova u zavisnosti od energije fotona i atomskog broja



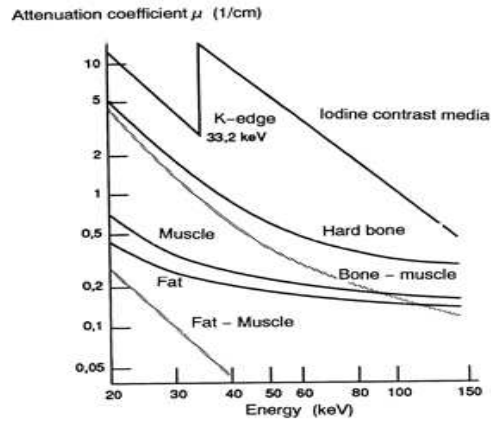
Slika 2.10. Suma preseka za dešavanje fotoelektričnog i Komptonovog efekta i za efekta stvaranja parova

Grafičkim predstavljanjem sva tri procesa dobija se forma kao na slici (2.9). Očigledno je da presek za fotoefekat vrlo brzo opada sa povećanjem energije fotona. Presek za Kompton-ov efekat, međutim ima blaži pad, dok presek za efekat stvaranja parova počinje da raste tek posle neke određene energije (1.02 MeV) i vrlo se brzo menja sa porastom energije fotona. Rezultujuća suma ova tri preseka data je posebnom krivom (2.10).

Odlika apsorpcije x-zraka sastoji se u tome da ona predstavlja čisto atomsku osobinu, zbog toga maseni koeficijent apsorpcije predstavlja veličinu koja se aditivno određuje iz atomskih koeficijenata elemenata koji ulaze u sastav molekula.

Uporedićemo apsorpcijske koeficijente za kosti i tkiva čovečjeg tela. Kostir sadrže kalcijum fosfat,  $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ , a tkivo najviše vodu,  $\text{H}_2\text{O}$ . Nalazi se za odnos masenih koeficijenata ove dve supstance:

$$\frac{\sigma_f(\text{Ca})}{\sigma_f(\text{H}_2\text{O})} = 68 \quad (2.33)$$



Slika 2.11. Grafički prikaz atenuacionih koeficijenata različitih ćelija ljudskog organizma

što objašnjava zašto se na rendgenskim snimcima tako oštro izdvajaju senke kostiju.

### 3. DOZE ZRAČENJA

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

- **Ekspoziciona doza jonizujućeg zračenja ili doza izlaganja** odnosi se samo na x- i  $\gamma$  zračenje i njihovo jonizaciono dejstvo u vazduhu. Ono se izražava relacijom:

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (3.1)$$

gde je  $dQ$  – apsolutna vrednost ukupne količine naelektrisanja svih jona istog znaka u vazduhu, kada su svi elektroni i pozitivni joni oslobođeni fotonima jonizujućeg zračenja u elementu zapremine vazduha mase  $dm$  potpuno zaustavljeni u vazduhu. Jedinica ekspozicione doze je 1 C (kulon) po kg ozračenog vazduha: C/kg.

Ekspoziciona doza jonizujućeg zračenja od 1 C/kg označava dozu izlaganja x- ili  $\gamma$  zračenja pri kojoj ukupno naelektrisanje stvorenih jona istog znaka u ozračenom vazduhu mase 1 kg (pri normalnim atmosferskim uslovima) iznosi 1 C pri istoj gustini energetskega fluksa u celoj količini ozračenog vazduha.

Van-sistemska jedinica za ekspozicionu dozu je **Rendgen (R)**.  $1 R = 2.58 \times 10^{-4} C/kg$

- **Jačina ekspozicione doze jonizujućeg zračenja** predstavlja priraštaj  $dx$  ekspozicione doze u vremenskom intervalu  $dt$  i može se prikazati relacijom :

$$\dot{X} = \frac{dx}{dt} \quad (3.2)$$

Jedinica za jačinu ekspozicione doze (koja se često naziva i brzina doze), je 1 C/kg u jedinici vremena, odnosno 1 C/kg·s.

#### 3.1. Radijaciona veličina definisana u ICRU izveštaju 33/1980

##### 3.1.1. Kerma – K

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

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (3.3)$$

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

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

### 3.1.2. Jačina kerme- $\dot{K}$

Jačina kerme se izražava sledećim količnikom:

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt} \quad (3.4)$$

gde  $dK$  predstavlja promenu kerme u vremenskom intervalu  $dt$ . Jedinica za jačinu kerme je Gy/s.

U oblasti zaštite od zračenja najčešće se koristi kerma definisana u odnosu na vazduh, odnosno jačina kerme u vazduhu.

U Publikaciji 60 ICRP [5] definisane su radijacione veličine koje treba koristiti u oblasti zaštite od jonizujućih zračenja.. Od strane međunarodne komisije za zaštitu od zračenja, preporučena je upotreba sledećih radijacionih veličina:

1. Apsorbovana doza–  $D$
2. Ekvivalentna doza-  $H_T$
3. Efektivna doza–  $E$
4. Očekivana ekvivalentna doza-  $H_\tau$
5. Očekivana efektivna doza–  $E(\tau)$
6. Kolektivna ekvivalentna doza-  $S_T$
7. Kolektivne efektivna doza–  $S$

### 3.1.3. Apsorbovana doza jonizujućeg zračenja– $D$

Osnovna dozimetrijska veličina koja se koristi u oblasti od jonizujućeg zračenja je **apsorbovana doza**. Apsorbovana doza jonizujućeg zračenja  $D$  definiše se kao srednja



apsorbovana energija  $d\bar{\varepsilon}$  bilo koje vrste jonizujućeg zračenja predata bilo kom materijalu u elementarnoj zapremini mase  $dm$ :

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \quad (3.5)$$

$d\bar{\varepsilon}$  je srednja energija predata od strane jonizujućeg zračenja elementarnoj zapremini mase  $dm$ , gde je  $dm$  masa elementa zapremine.

SI jedinica za apsorbovanu dozu jonizujućeg zračenja naziva se grej Gy. Apsorbovana doza od 1 Gy označava apsorbovanu dozu jonizujućeg zračenja koja nastaje pri apsorpciji jonizujućeg zračenja stalne gustine energetskega fluksa čija je energija 1 J u masi od 1 kg.  $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$  [4]

### 3.1.4. Ekvivalentna doza za organ ili tkivo- $H_T$

U posmatranom organu ili tkivu T, ekvivalentna doza  $H_{T,R}$  nastala od zračenja R daje se relacijom:

$$H_{T,R} = W_R \cdot D_{T,R} \quad (3.6)$$

$D_{T,R}$  - prosečna vrednost apsorbovane doze zračenja R u organu ili tkivu T

$W_R$  - radijacioni težinski faktor za određenu vrstu zračenja R

Jedinica za ekvivalentnu dozu je **sivert**  $1\text{Sv} = 1 \text{ J/kg}$ .

Vrednosti radijacionih težinskih faktora zavise od vrste i kvaliteta spoljašnjeg zračenja ili od vrste i kvaliteta emitovanog zračenja od deponovanih radionuklida unutar organa ili tkiva. Njihove vrednosti su date u tabeli 3.

Tabela 3. Radijacioni težinski faktori

VRSTE I ENERGIJA ZRAČENJA	RADIJACIONO TEŽINSKI FAKTORI $W_R$
FOTONI SVIH ENERGIJA	1
ELEKTRONI I MIONI SVIH ENERGIJA	1
NEUTRONI, ENERGIJA	
< 10 keV	5
10 keV do 100 keV	10
>100 keV do 2 MeV	20
> 2 MeV do 20 MeV	10
> 20 MeV	5
PROTONI, ENERGIJA > 2MeV	5
ALFA ČESTICE, FRAGMENTI FISIJE, TEŠKA JEZGRA	20

Vrednosti radijacionih težinskih faktora za određenu vrstu zračenja i energiju koje je predložila Međunarodna komisija za zaštitu od zračenja - ICRP (International Commission on Radiological Protection) treba da predstavljaju relativne biološke efikasnosti za dato zračenje u indukovanju stohastičkih efekata zračenja pri niskim dozama.

**Relativna biološka efikasnost RBE** jedne vrste zračenja u poređenju sa drugom prikazuje se obrnutom srazmerom apsorbiranih doza koje proizvode isti stepen definisanog biološkog krajnjeg ishoda. Vrednosti radijacionih težinskih faktora  $W_R$  su veoma kompatibilne sa vrednostima faktora kvaliteta  $Q$  koje definišu gustinu jonizacije duž traga jonizujuće čestice, a koje su u vezi sa linearnim transferom energije (LET). LET predstavlja energiju apsorbiranu u medijumu po jedinici dužine puta (keV/μm).

Za sve vrste zračenja niske vrednosti LET-a, uključujući X i  $\gamma$  zračenje svih energija, radijacioni težinski faktori imaju jediničnu vrednost.

Kada polje jonizujućeg zračenja potiče od više vrsta zračenja različitih energija kojim se pridružuju različiti radijacioni težinski faktori  $W_R$ , apsorbirana doza mora biti razdeljena na pojedinačne vrednosti kojim se pridružuju odgovarajući radijacioni težinski faktori. U tom slučaju njihov zbir daje ukupnu ekvivalentnu dozu, odnosno:

$$H_T = \sum_R W_R \cdot D_{T,R} \quad (3.7)$$

$D_{T,R}$  je srednja apsorbirana doza zračenja R u tkivu T.

### 3.1.5. Efektivna doza i težinski faktor tkiva ( $E$ , $W_T$ )

Odnos verovatnoće nastajanja stohastičkih efekata zračenja i ekvivalentne doze zračenja zavisi od organa ili tkiva koje se izlaže zračenju. Zbog toga je definisana nova radijaciona veličina kojom bi se, na osnovu poznavanja ekvivalentne doze, mogla opisati ova zavisnost u slučaju ozračivanja različitih organa ili tkiva različitim dozama zračenja, na način kako bi se utvrdili stohastički efekti. **STOHAŠTIČKI UČINCI** su (eng. stochastic – koji se ne može predvideti) kasne promene nastale kao posledica zračenja; karcinomi, leukemije, genetske promene. Pri tome je neophodno poznavanje ekvivalentnih doza u pojedinim organima ili tkivima T kojima bi se pridružili odgovarajući težinski faktori tkiva  $W_T$ .

Zbir svih težinskih faktora je jedinica.

Jedinica efektivne doze je **sivert**,  $1 \text{ Sv} = 1 \text{ J/kg}$ .

**Efektivna doza  $E$**  predstavlja zbir proizvoda svih ekvivalentnih doza tkiva ili organa  $H_T$  i odgovarajućih težinskih faktora tkiva  $W_T$ :

$$E = \sum_T W_T H_T \quad (3.8)$$

$W_T$  - težinski faktor tkiva ili organa T

$H_T$  –ekvivalentna doza za tkivo ili organ T

Ukoliko se u gornju relaciju uvede izraz za ekvivalentnu dozu dobija se relacija:

$$E = \sum_R W_R \sum_T W_T D_{T,R} \quad (3.9)$$

$D_{T,R}$  –srednja apsorbovana doza u organu ili tkivu T nastala od zračenja R.

Obe navedene relacije se odnose na ozračivanje organa ili tkiva spoljašnjim, odnosno unutrašnjim izvorima zračenja. Predložene vrednosti težinskih faktora tkiva  $W_T$  date su u tabeli 4:

Tabela 4. Težinski faktori tkiva  $W_T$

<i>TKIVO ILI ORGAN T</i>	<i>TEŽINSKI TKIVA <math>W_T</math></i>	<i>FAKTOR</i>
GONADE	0.20	
CRVENA KOŠTANA SRŽ	0.12	
DEBELO CREVO	0.12	
PLUĆA	0.12	
ŽELUDAC	0.12	
BEŠIKA	0.05	
DOJKA	0.05	
JETRA	0.05	
JEDNJAK	0.05	
TIREOIDEJA	0.05	
KOŽA	0.01	
POVRŠINA KOSTIJU	0.01	
OSTALO	0.05	

U Publikaciji 26 Međunarodne komisije za zaštitu od zračenja definisane su radijacione veličine i granice ekvivalenta doze koje treba koristiti u oblasti zaštite od jonizujućih zračenja. Preporučena je upotreba sledećih radijacionih veličina i jedinica:

1. Ekvivalent doze H
2. Efektivni ekvivalent doze  $H_E$
3. Somatski efektivni ekvivalent doze  $H_{SE}$
4. Kolektivni ekvivalent doze S
5. Očekivani ekvivalent doze  $H_C$
6. Preporučene granice ekvivalenta doze

### 3.1.6. Ekvivalent doze - H

Veličina *ekvivalent doze* predstavlja proizvod apsorbovane doze zračenja  $D$ , faktora kvaliteta  $Q$  i proizvoda svih drugih modifikujućih faktora  $N$ :

$$H = D \cdot Q \cdot N \quad (3.10)$$

Na predlog Komisije za zaštitu od zračenja, veličini  $N$  je pripisana jedinična vrednost ( $N=1$ ), dok faktor kvaliteta zavisi od vrste zračenja. Preporučene vrednosti faktora kvaliteta  $Q$  za razne vrste zračenja dat su u tabeli 5.

Tabela 5. Preporučene vrednosti faktora kvaliteta  $Q$

VRSTA ZRAČENJA	FAKTOR KVALITETA $Q$
X zračenje, $\gamma$ zračenje i elektroni	1
Neutroni , protoni, jednostruko naelektrisane čestice čija je masa mirovanja veća od 1 ajm nepoznate energije	10
Alfa čestice i višestruko naelektrisane čestice (čestice nepoznatog naelektrisanja), nepoznate energije	20

Jedinica za ekvivalent doze je sivert Sv, ( $1 \text{ Sv} = 1 \text{ J/kg}$ ).

### 3.1.7. Efektivni ekvivalent doze- $H_E$

U cilju da se bliže okarakteriše rizik od zračenja, 1978. godine Međunarodna komisija za zaštitu od zračenja uvodi novu veličinu koja se zove efektivni ekvivalent doze  $H_E$ , koja je data relacijom:

$$H_i = \sum_i W_i H_i \quad (3.11)$$

$H_i$  je srednja ekvivalentna doza u tkivu  $i$ . Svako tkivo ima svoju ekvivalentnu dozu.  $W_i$  je težinski faktor, odnosno faktor rizika za tkivo  $i$ .  $W_i$  predstavlja udeo štetnosti stohastičkih učinaka koja se razvija u tkivu  $i$ , a u odnosu na celi organizam.

Preporuke Međunarodne komisije za zaštitu od zračenja za težinske faktore su date sa ciljem da se spreče nestohastički efekti zračenja a da se stohastički smanje na neki prihvatljiviji nivo. Nestohastički (deterministički) efekti zračenja se definišu kao štetni

efekti jonizujućeg zračenja koja se ispoljavaju tek kada primljena doza zračenja pređe određenu granicu iza koje stepen oštećenja raste sa porastom zračenja. Komisija je verovala da bi se nestohastički efekti izbegli primenom godišnje granice srednjeg ekvivalenta doze od 0,5 Sv za sva tkiva izuzev očnog sočiva za koje je predložena godišnja granica ekvivalenta doze od 0,3 Sv za lica koja profesionalno rade sa izvorima jonizujućeg zračenja.

Kada je ozračeno celo telo onda je rizik (štetnost) od stohastičkih učinaka 1 (100%).

Tabela 6. Faktor rizika- Težinski faktor  $W_i$  za pojedine delove tela (ICRP 1977.)

celo telo	1 (100%)
jajnik, testis	0.25 (25%)
koštana srž	0.12 (12%)
površina kostiju	0.03 (3%)
štitnjača	0.03 (3%)
grudi	0.15 (15%)
pluća	0.12 (12%)
ostala tkiva	0.30 (30%)

### 3.1.8. Somatski efekti ekvivalenta doze- $H_{SE}$

U slučaju kada se posmatraju samo somatski efekti zračenja, uvode se veličine koje na prikladniji način ističu somatske efekte zračenja. Somatski efektivni ekvivalent doze  $H_{SE}$  ima drugačije vrednosti za težinske faktore od onih koji se koriste za efektivni ekvivalent doze.

Tabela 7. Težinski faktori-  $W_{i,SE}$

TKIVO ILI ORGAN	TEŽINSKI FAKTOR - $W_{i,SE}$
DOJKE	0.20
CRVENA KOŠTANA SRŽ	0.16
PLUĆA	0.16
ŠTITASTA ŽLEZDA	0.04
POVRŠINA KOSTIJU	0.04
OSTALO	0.40

Vrednosti težinskih faktora za ostale organe definisana je u ICRP Publikaciji 26, s tom razlikom što je njihova pojedinačna vrednost za pet najviše ozračenih organa 0.08.

**Somatski ekvivalent doze** može se prikazati relacijom:

$$H_{SE} = \sum_i W_{i,SE} H_{i,SE} \quad (3.12)$$

### 3.2. Izloženost stanovništva

Sadašnja procena zastupljenosti pojedinih izvora jonizujućih zračenja u ukupnom izlaganju stanovništva je sledeća:

- Prirodni izvori jonizujućeg zračenja 78%
- Medicinsko izlaganje 20.7 %
- Profesionalno izlaganje 0.4 %
- Nuklearna industrija 0.1%
- Ostali izvori jonizujućih zračenja 0.4%

Podaci Naučnog komiteta Ujedinjenih nacija iz 1993. [6] ukazuju da je prosečna doza efektivnog zračenja za stanovništvo sveta koje potiče od izlaganja prirodnim izvorima jonizujućih zračenja iznosila 1.1 mSv, a od izlaganja radonu i toronu 1.3 mSv, odnosno da je ukupna prosečna godišnja efektivna doza od prirodnih izvora jonizujućih zračenja bila 2.4 mSv i od svih drugih izvora 0.5 mSv.

Prema definicijama koje su date u Pravilniku o granicama izlaganja jonizujućim zračenjima (Sl. List SRJ, broj 32/98), koji je usaglašen sa Publikacijom Međunarodne agencije za atomsku energiju (IAEA) – osnovni standardi bezbednosti (1994), razlikuju sledeće vrste izlaganja:

**-profesionalno izlaganje** lica koji rade sa izvorima jonizujućeg zračenja ili se u procesu rada nalaze u poljima jonizujućih zračenja (profesionalno izložena lica). Granica godišnje efektivne doze za profesionalno izložena lica je 20 mSv.

**-medicinsko izlaganje** pacijenata ili lica koja pomažu pri medicinskoj primeni izvora jonizujućih zračenja a nisu profesionalno izložena lica, kao i lica koja su dobrovoljno uključena u programe medicinskih istraživanja uz primenu izvora jonizujućih zračenja

**-izlaganje stanovništva** usled vanrednih događaja i usled izlaganja odobrenih primena izvora jonizujućih zračenja, osim medicinskog i profesionalnog izlaganja i izlaganja osnovnom nivou (fonu) zračenja iz prirode. [7]

## 4. ZAŠTITA OD ZRAČENJA

### 4.1. Osnovni principi [8]

Prilikom izlaganja pacijenata, profesionalnih lica i ostalih građana jonizujućem zračenju treba voditi računa da izlaganje donosi dovoljnu korist ozračenim osobama (ili društvu) nasuprot (potencijalne) štete koju ono nosi sa sobom (risk-versus-benefit basis). Svako nepotrebno izlaganje građanstva jonizujućem zračenju je neprihvatljiv rizik bez koristi. Prilikom izlaganja pacijenata, dijagnostikovanje bolesti ili čak izlječenje jeste korist koja može prevagnuti. Rizik kojim se profesionalno lice izlaže se može kontrolisati i može doprineti napretku nauke.

Kako su razvojem nauke primećeni potencijalni rizici kojima se ozračena osoba izlaže, standardi za zaštitu od zračenja u svojim zahtevima obuhvataju ceo opseg doza u cilju suzbijanja bilo kakve štete ili gubitaka koji mogu nastati usled izloženosti radijaciji. Danas se programi za zaštitu od zračenja vode jednostavnom filozofijom: da se izlaganje svede na najmanju moguću meru (ALARA princip – as low as reasonably achievable. Termin „optimizacija“ takođe opisuje ovaj princip u nekoj dokumentaciji. ALARA pretpostavlja da ne postoji donji prag doze zračenja i da rizik linearno raste sa primljenom dozom. Iako se ovaj model može smatrati konzervativnim uvek je poželjno preценiti nego potceniti rizik. [9]

Mnoge organizacije doprinose standardima za zaštitu od zračenja. Ove organizacije izveštavaju o štetnom uticaju jonizujućeg zračenja i preporučuju standarde. Standardi su razvijeni na široko prihvaćenim principima zaštite od jonizujućeg zračenja kao onima koji su objavljeni u analima ICRP (*International Commission on Radiological Protection*) / NCRP (*National Council on Radiation Protection and Measurement*). Standardi se ograničavaju na davanje detaljnih opisa zahteva za zaštitu od jonizujućeg zračenja i nekih uputstava kako da se oni primene. Opšte prihvaćeni standardi se potom zakonski propisuju, i na taj način postaju regulisani na državnom nivou. Regulatorno telo svake države je odgovorno za sprovođenje zakona koji važi u toj državi.

### 4.2. Osnovni zahtevi zaštite od zračenja [10]

Zahtevi za zaštitne barijere pri upotrebi radiološkog uređaja zavisi od vrste, radnog opterećenja, energije zračenja, veličine prostorije i faktora zadržavanja okružujućih - susednih prostorija. Zahtevi su veći za barijere koje su izložene direktnom zračenju nego onih koje su izloženi rasejanom zračenju. Za glinu, ciglu i beton ekvivalentna debljina materijala za različite energije zračenja date su u tabeli 8.

Tabela 8. Debljina olova (mm) ekvivalentna datoj debljini drugih materijala za rendgensko zračenje niskih energija

Materijal	Gustina (kg/m <sup>3</sup> )	Debljina materijala (mm)	Debljina olova (mm) ekvivalentna datoj debljini drugih materijala			
			50 kV	75 kV	100 kV	150 kV
Glinene opeke	1600	100	0.6	0.8	0.9	0.8
		200	1.4	1.7	1.9	1.7
		300	2.2	2.7	3.1	2.6
		400	-----	3.8	4.5	3.7
		500	-----	----	-----	4.8
Beton velike gustine	3200	10	0.9	1.5	1.8	0.9
		20	1.8	2.7	3.3	1.8
		25	2.3	3.3	4.0	2.2
		50	----	----	----	4.3
		75	-----	-----	-----	5.9

Postavka zaštitnih barijera blizu samog izvora zračenja je najekonomičnije rešenje; debljina je ista, ali je površina manja. Većina kućišta rendgen aparata ima dovoljno ugrađene zaštite da smanji zračenje uglavnom na korisni snop. Ipak neophodno zaštititi se od samog korisnog snopa, curećeg zračenja i zračenja rasejanog od pacijenta i ostalih ozračenih objekata kao što su pod, zidovi ,vrata prozori. U Zakonu je navedena minimalna dozvoljena površina prostorije u kojoj je smešten dijagnostički rendgen-aparat sa jednom rendgenskom cevi i ona mora imati površinu od najmanje 20 m<sup>2</sup>.

Količini zaštite zavisiće od više faktora, uključujući:

1. napon rendgenske cevi
2. radnog opterećenja: mAs/nedelja
3. vrste zračenja: korisni snop, cureće zračenje ili rasejano zračenje
4. rastojanja od izvora zračenja ili izvora rasejanog zračenja
5. tipa prostorije: kontrolisana ili nekontrolisana

Obzirom na činjenicu da se vremenom starije prostorije koriste za sve veća radna opterećenja, poželjno je da se zaštitne barijere planiraju za maksimalnu predvidljivo radno opterećenje.

U radiografiji, korisni snop je uglavnom usmeren prema zidu uli podu. Kako bi se obezbedila dobra zaštita, štitovi nasprama primarne radijacije se postavljaju na pod i na



sve zidove naspram kojih će se primarni snop potencijalno usmeravati. Ostale površine koje se neće izlagati korisnom snopu se štite od sekundarnog zračenja.

Međutim, kada se gradi nova radiološka prostorija, uvek je bolje da se planira efektivna zaštita od primarnog snopa zračenja u svim pravcima tako da ne dođe do problema kada se uređaj pomeri ili zameni. Ni u kom slučaju se ne sme prostor ostaviti ne zaštićen, jer se rasejano zračenje prostire u svim pravcima. U privatnim klinikama, gde se rendgenski uređaji postavljene u komercijalnim (stambenim) zgradama, gde su susedne prostorije javne, vrlo je bitno da se osigura zakonski dozvoljen nivo zračenja.

Mora se obratiti posebna pažnja na zaštitu rukovalaca aparata. Samo ovlašćenim licima je dozvoljeno rukovanje rendgenskim aparatom. Efektivna zaštita će se postići postavljanjem komandnog stola (konzole) u susednu prostoriju koja je odvojena olovom oivičenim vratima. Zaštićen kontrolni prostor bez vrata se može koristiti ako je pristup obezbeđen lavirintom koji efikasno smanjuje rasejano zračenje unutar kontrolnog prostora.

#### **4.3. Dizajniranje vrata radiografskih prostorija**

Debljina štita koja je neophodna za smanjenje ekspozicije x-zračenja do dozvoljenog nivoa zavisi od napona cevi, radnog opterećenja, rastojanja od cevi, faktora zadržavanja tipa prostorije i materijala od koje će se zaštita konstruisati.

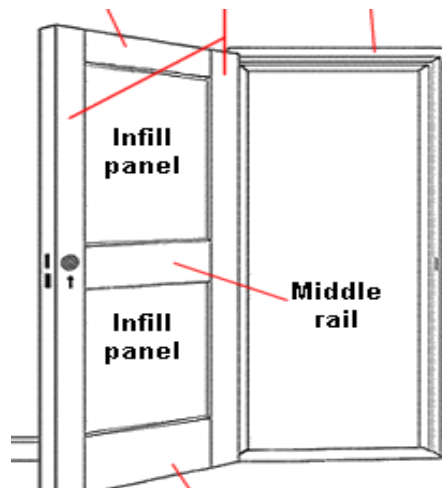
Mora se obratiti pažnja da se zaštita barijere ne smanji vratima ili otvorima.

Kontinuitet i integritet zaštite je vrlo bitan pri dizajniranju barijera. Problematične oblasti pri proračunavanju zaštite su sem vrata i okvira vrata i:

- spojevi
- prodori
- prozorski okviri

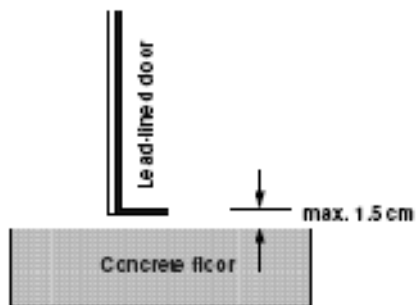
#### **4.4. Vrata**

Pre nego što bi prešli na opis različitih vrata i poređenje njihovih atenuacionih koeficijenta, definisali bi termine u slučaju strukture vrata, kako bi dalji tekst bio razumljiviji. Strukturu vrata opisuje slika 4.1.



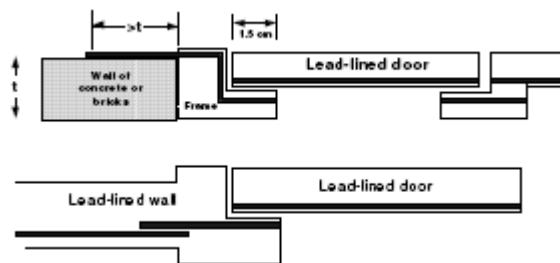
Slika 4.1. Struktura vrata

Radijaciona prostorija treba da bude dizajnirana tako da primarno zračenje ne pada na vrata. Obzirom da su vrata izložena samo sekundarnom zračenju, prag se može posmatrati kao pregrada koja se formira od olovnih obloga vrata i betona u podu (Slika 4.2.).



Slika 4.2. Zaštita ispod vrata koja nije izložena primarnom zračenju.

Vrata i okvir moraju pružiti ekvivalentnu zaštitu kao i zid u kom se nalaze. Olovni štiti koji prekriva vrata mora da prekrije okvir vrata barem 1.5 cm. Olovo koje prekriva vrata mora da prekriva i beton ili ciglu u zidu najmanje istom dužinom kao što je debljina betona (Slika 4.3.).



Slika 4.3. Zaštita vrata i okvira vrata

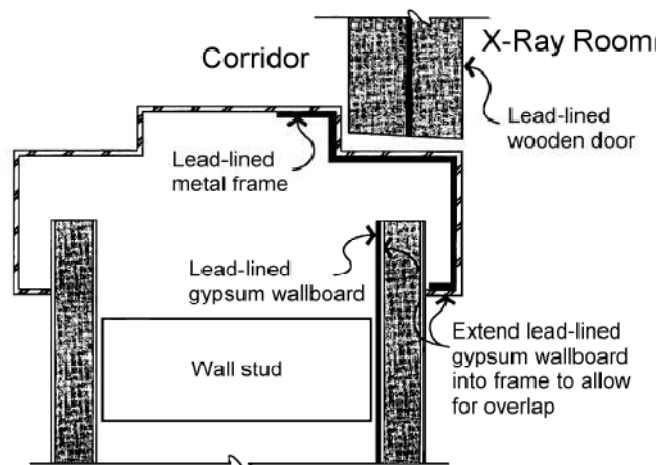
#### 4.4.1. Olovna vrata.

Vrata i okvir moraju da atenuiraju zračenje barem toliko da se kerma u vazduhu smanji na unapred određenu vrednost. Ako se koristi olovo, unutrašnjost okvira bi trebao da se sastoji od jedne olovne ploče. Ova ploča se obrađuje i savija tako da obloži celu unutrašnjost okvira, jer na taj način može da pruži efikasnu zaštitu bez prekida pri sastavu.

#### 4.4.2. Drvena vrata

Drvena vrata pružaju ograničenu atenuacionu efikasnost. Pritom se mora napomenuti da će se svaka drvena vrata razlikovati međusobno po atenuacionoj sposobnosti zbog same strukture materijala. Neka drop-in vrata imaju veliki međuprostor između čvrstog jezgra i spoljašnjeg okvira. Slično, lumber core vrata pružaju malu zaštitu jer se jezgro sastoji od raspoređenih drvenih blokova koje se lepe ivica uz ivicu. Na radiografskom snimku ovakvih vrata vidljivi su međuprostori koji su zapravo rupe i potpuno propuštaju zračenje. Još jedan tip vrata spada među drvena vrata a to su vrata sa jezgrima od minerala. Jezgro ovakvih vrata se sastoji od kalcijum silikata, koji ima slični atenuacioni koeficijent kao i gipsana ploča. Ipak, ako su okviri vrata od drveta, atenuaciona sposobnost vrata se smanjuje.

Postoje prostorije, kao što su one za mamografiju, gde sam dizajn prostorije, energije snopa zračenja dozvoljavaju upotrebu drvenih vrata sa čvrstim ili mineralnim jezgrom. Kako bi se osigurala adekvatna zaštita pri korišćenju drvenih vrata, trebalo bi se voditi propisima da jezgro vrata bude od čvrstog materijala (tzv. PC-5) ili mineralno jezgro (C-45). Takođe je propisano da se šine i okviri moraju adekvatno pričvrstiti jezgru.



Slika 4.4. Poprečni presek olovnih vrata.

Slika 4.4 ilustruje pogodno postavljanje olovne zaštite. Kada je debljina metala u okviru vrata neadekvatna, unutrašnjost okvira bi trebao da se obloži jednoslojnom olovnom pločom. Ploča bi treba da se oblikuje u konturu okvira kako bi se obezbedilo efikasno preklapanje sa graničnom barijerom.

#### 4.4.3. Vrata, svetla i znaci za upozoravanje

Vrata koja bi se nalazila na putu direktnog snopa x-zračenja, tj. koja bi se nalazila naspram izvora zračenja, nisu poželjna jer mogu da ometaju proceduru snimanja i tako iznude ponovno snimanje. Izuzetak bio bila vrata od kontrolne sobe koja predstavljaju esencijalni deo barijere koja štiti operatera. Kvalifikovani ekspert bi trebao da se vodi lokalnim i državnim regulativama koja opisuju instalaciju vrata koja povezuju dve prostorije. Ove regulative najčešće opisuju i način upozoravanja kako svetlosnim tako i znakovnim signalizacijama.

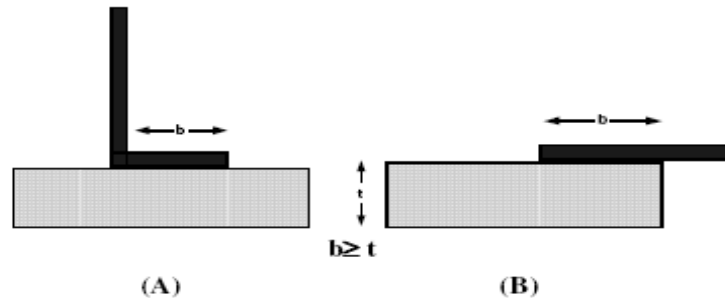
#### 4.4.4. Vrata mamografskih prostorija

Mamografski imidžing se uglavnom sprovodi sa niskim naponima. Energije zračenja su od 25 kVp do 35 kVp. Aparati koji su proizvedeni posle Septembra 1999 godine moraju biti takve konstrukcije da im primarno zračenje presreće receptor slike (FDA, 2003b). Iz ovog razloga mamografske aparature ne zahtevaju veću zaštitu od gipsanih zidova. Vrata u mamografiji su malo zahtevnije konstrukcije jer drvo ne atenuira zračenje kao što to čini gipsana ploča.

Mobilna mamografske jedinice predstavljaju veću opasnost po zdravlje pacijenta, osoblja i običnih ljudi. Ovakve jedinice bi morale da se nalaze u prostoru koji je prilagođen zračenju.

#### 4.4.5. Spojevi

Mogućnost curenja zračenja na spojevima se eliminiše preklapanjem zaštitnih materijala. Veličina preklapanja koja je neophodna zavisi od rastojanja između slojeva, debljine barijere i debljine slojeva. Slika 4.5. demonstrira kako se može sprovesti preklapanje olova i betona. Širina preklapanja ( $b$ ) mora biti barem tolika kolika je i debljina betona ( $t$ )



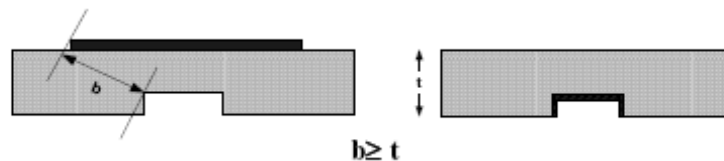
Slika 4.5. Preklapanje olova i betona

Olovni slojevi bi se trebali spojiti tako da preklapanje bude najmanje 1 cm ili dva puta veće od debljine sloja (koja god veličina je veća).

Spojevi različitih zaštitnih materijala se konstruišu tako da se ukupna zaštita ne smanji.

#### 4.4.6. Udubljenja

Udubljenja u barijerama (npr. za izvode struje ili brave) moraju biti prekrivena tako da pružaju ekvivalentnu zaštitu kao i da nema udubljenja. (Slika 4.6.)



Slika 4.6. Zaštita kod udubljenja

#### 4.4.7. Rupe

Rupe ili penetracije u olovu su uglavnom napravljene zbog kablova, utičnica, cevi i tako dalje. Ukoliko je rupa veća od 2-3 mm mora postojati dodatni sloj olova koji prekriva rupu, uglavnom sa druge strane zida.

Ekseri i šrafovi koji probuše olovnu zaštitu moraju se pokrivati tako da obezbede zaštitu koju bi barijera imala bez rupa. (Slika 4.7.)



Slika 4.7. Prekrivanje rupa

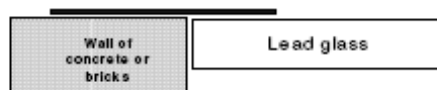
Ekseri i šrafovi koji se koriste za fiksiranje olovnih slojeva za zid ne zahtevaju pokrivanje.

#### 4.4.8. Spojevi poda i plafona

Preklapanje olova u zidovima i betona poda i plafona mora biti makar iste debljine kao i debljina betona.

#### 4.4.9. Prozor

Prozor i okvir prozora mora da pruža istu zaštitu kao i zid u kom se nalazi. Olovni slojevi koji su u kontaktu sa olovnim staklom moraju da se preklapaju najmanje 1 cm ili isto koliko je i debljina olovnog stakla, koja go veličina da je veća. (Slika 4.8.)



Slika 4.8. Zaštita oko ivice prozora za posmatranje

## **4.5. Elementi Projektovanja Zaštite**

### **4.5.1. Strateško planiranje zaštite**

Strateško planiranje zaštite kod medicinskih imidžing metoda pomoću Rendgenskih zraka obuhvata znanje osnovnog planiranja, ALARA principa i principe zaštite. Koncept strateškog planiranja sastoji se od poznavanja izvora zračenja, faktora zadržavanja, korišćenje datih prostorija, i informacije da li je neki zid, plafon ili da li su vrata meta primarnog ili sekundarnog zračenja.

Možemo zaključiti da efektivno i efikasno korišćenje zaštitnih materijala i konstrukcija optimalne zaštite zahteva dobru komunikaciju arhitekata i kvalifikovanog eksperta.

### **4.5.2. Ispitivanje rasejanog zračenja**

Bitan momenat pri projektovanju zaštite od zračenja kod rendgenskih dijagnostičkih aparata jeste proračunavanje količine rasejanog zračenja unutar i van planirane prostorije ograničene barijerama. Rasejanje u zavisnosti od zapremine, doze i kolimatorskog sistema u velikom doprinose merenom rasejanom zračenju. Ako su ulazna vrata postavljen iza zaštitnog ekrana, rezultati pokazuju da nije neophodno da vrata budu olovna.

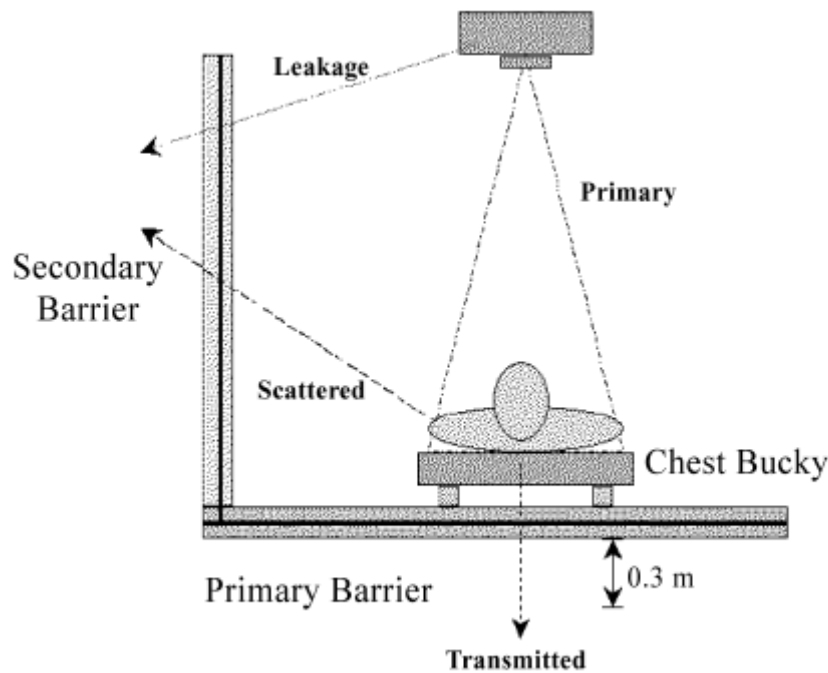
Doze izvan prostorije koja je ograničena zidovima i vratima moraju biti računane kao sastavni deo procesa projektovanje zaštitnih barijera. Pri ovakvom dizajniranju mora se uzeti u obzir primarno, rasejano i cureće zračenje.

## **4.6. Osnovni principi zaštite (NCRP)**

U medicinskim uređajima zračenje rendgenskim zracima deli se na primarno i sekundarno.

Primarna radijacija ili tzv. korisni snop je onaj koji izvire direktno iz rendgenske cevi. Ovako ozračeno polje je prostorno ograničeno. Primarni snop je usmeren ka pacijentu ili detektoru zračenja. Primarne barijere su one koje se nalaze u samoj rendgenskoj sali, najčešće za snimanje grudnog koša kao i prostore za radiografiju i fluoroskopiju (R&F rooms). U primarne zaštite spadaju pod, i zidovi ka kojima se snop usmerava. Funkcija ovih barijera je da apsorbuju primarno zračenje do određene propisane vrednosti. Po propisima pojačavači signala, kontrasti u opštoj fluoroskopiji, angiografiji i kod nekih mamografa apsorbuju primarni snop pa prostore u kojima se ovi aparati nalaze ne sadrže primarne zaštite.

Sekundarno zračenje je posledica rasejanja primarnog snopa. Barijere koje inače ne bi bile izložene zračenju moraju pružiti odgovarajuću zaštitu od sekundarnog zračenja. Kod nekih rendgenskih imidžing metoda, kao što su mammografija i one u kojima se koriste razna sredstva za povećanje kontrasta, regulative zahtevaju da se primarni snop potpuno zaustavi iza detektora zračenja. Zbog neznatne doze primarnog zračenja u ovom slučaju zaštita od zračenja podrazumeva zaštitu samo od sekundarnog zračenja. Sekundarno zračenje sastoji se od x-zračenja rasejanog od pacijenta ili drugih objekata kao što je sam rendgen aparat i zračenja koje iscuri iz cevi – cureće zračenje. Sekundarna barijera su zidovi, plafon, pod ili druge strukture koje će atenuirati sekundarno zračenje do propisane vrednosti.



Slika 4.9. Primarno, rasejano, cureće i transmitovano zračenje u radiografskim prostorijama

Ekspozicija – doza koju primi pojedinca zavisi od sledećih faktora:

- Količina zračenja proizvedena u rendgenskom aparatu
- Udaljenosti između izložene osobe i izvora zračenja
- Vremena koje pojedinac provede u ozračenom području
- Štitova koji su postavljeni između pojedinca i izvora radijacije



## 4.6.1. Koncepti i terminologija

### 4.6.1.1. Doze

U opštem slučaju, granice izlaganja iskazane su kao efektivna doza za lice koje je izloženo jonizujućem zračenju. Proračun zaštitnih barijera odnosi se na zaštitu pojedinaca od zračenja koje se kvantifikuje u vidu izmerene vrednosti kerme u vazduhu. Svi proračuni se, stoga, zasnivaju na vrednosti kerme u vazduhu, u jedinicama mGy ili  $\mu\text{Gy}$ .

Kerma omogućava konzervativan pristup kojim je efektivna doza značajno precenjena.[11]

### 4.6.1.2. Faktor zadržavanja

Proračun debljine zaštitnih barijera zasniva se na realnim procenama vremena zadržavanja pojedinaca u prostoriji koja se štiti.

*Faktor zadržavanja (occupancy factor) T podrazumeva očekivano vreme zadržavanja lica u zonama koje se štite, nezavisno od stvarnog zadržavanja. Odnosi se na pojedinca koji se najduže zadržava u prostoriji i izražava se kao frakcija ukupnog vremena.[11]*

Faktor zadržavanja (T) je odnos prosečnog vremena koje maksimalno izložena osoba provede u datoj oblasti pri radu rendgen aparata. Na primer ako je faktor zadržavanja, za prostor iza vrata prostora u kojoj je instaliran rendgen aparat, 1/40 znači da osoba provodi prosečno 1 sat nedeljno u toj prostoriji (tokom rada samog rendgen aparata) svake nedelje u toku godine. Uzima se da je radno vreme osoblja 8 sati, 5 dana nedeljno.

U tabeli 9 prikazane su neke uobičajne vrednosti faktora zadržavanja. Ove vrednosti se koriste kad su preciznija merenja nedostupna i profesionalac mora uzeti u obzir da ove vrednosti mogu odstupati od navedenih u raznim slučajevima. Npr. kada se u jednu prostoriju koja prethodno nije korišćena za rendgenska snimanja postavi rendgen aparat, za sve prostore koje je okružuju mora se iznova računati faktor zadržavanja. [12]

Tabela 9. Uobičajene vrednosti faktora zadržavanja

PROSTORIJA	FAKTOR ZADRŽAVANJA (T)
Administrativne kancelarije, laboratorije, farmaceutske i ostale radne prostore u kojima se uvek nalazi jedna osoba, recepcija, čekaonice, dečije igraonice, prostore koje se graniče sa onima gde se nalazi rendgenska cev, prostore za očitavanje snimaka, prostore gde se nalaze medicinski tehničari, kontrolne prostore	1
Prostore za pregled i terapiju pacijenata	1/2
Hodnici, čekaonice, svlačionice zaposlenih lica, perionice, toalet za zaposlena lica	1/5
Vrata hodnika	1/8
Javni toaleti, magacini, čekaonice i klupe van zgrade, prostore u kojima se ne zadržavaju lica	1/20
Parkinzi, šetališta, tavani, slabo korišćeni liftovi, stepeništa	1/40

#### 4.6.1.3. Klasifikacija profesionalno izloženih lica

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

-kategorija B lica koja profesionalno ili povremeno rade u nadgledanoj zoni ili povremeno u kontrolisanoj zoni.

#### 4.6.1.4. Granica izlaganja

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

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

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

Vrednost P je vrednost kerme u vazduhu koja je se koristi pri računanju zaštitnih barijera. (NCRP predlaže da izlaganje za profesionalno osoblje bude  $P = 0,1$  mGy nedeljno (godišnje 5 mGy). Dok za sva ostala lica predlaže se da ova vrednost bude 1 mGy godišnje.

#### 4.6.1.5. Radno opterećenje [11]

Polazni podatak i proračunu debljina 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. Za rendgen aparate koji rade sa nazivnim naponima rendgenske cevi koji su predviđeni za sprovođenje postupka, nedeljno radno opterećenje se izražava proizvodom struje rendgenske cevi i vremena njenog korišćenja (mAs). Za potrebe izračunavanja potrebnih debljina zaštitnih barijera i paravana polazi se od pretpostavke da rendgenska cev radi sa nazivnim naponom.

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

$$W_{tot} = N \cdot W_{norm} \quad (4.1)$$

gde N predstavlja broj pacijenata nedeljno. U slučaju da je broj pacijenata nedostupna informacija, one su date tabelarno za određene prostore.

Tabela 10. Normalizovano radno opterećenje po broju pacijenata

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

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

Tradicionalne metode računanja zaštitnih barijera pretpostavljaju da visoko ukupno radno opterećenje potiče od jednog visokog radnog napona, naprimer 1000 mA min nedeljno na 100 kVp. Ove pretpostavke ne uzimaju u obzir činjenicu da radno opterećenje kod aparata korišćenih u medicinske svrhe može podrazumevati spektar radnih napona.

Kod projektovanja zaštitnih barijera distribucija radnog opterećenja u zavisnosti od kVp-a je mnogo bitnija informacija od samih vrednosti radnog opterećenja obzirom da atenuaciona svojstva snopa ispoljavaju jaku zavisnost od kVp. 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 11 date su vrednosti za radno opterećenje u zavisnosti od kVp u intervalima od 5 kVp za sve vrste rendgen aparata.

Tabela 11. Zavisnost radnog opterećenja od radnog napona po pacijentu

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

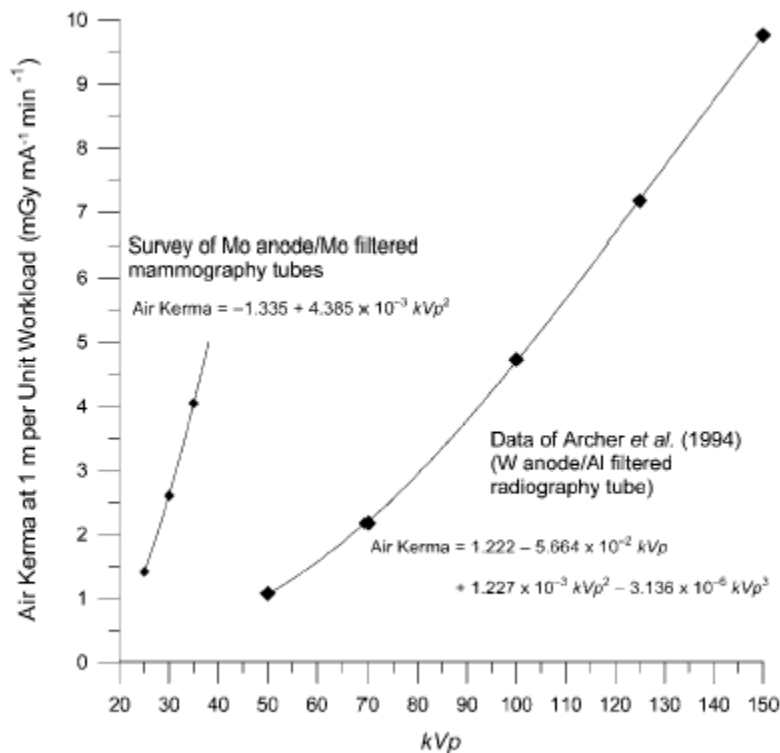
kVp <sup>a</sup>	Radiography Room <sup>b</sup>			Fluoro. Tube (R&F room) <sup>c</sup>	Rad Tube (R&F room) <sup>c</sup>	Chest Room	Mammo. Room	Cardiac Angiography	Peripheral Angiography <sup>d</sup>
	Rad Room (all barriers)	Rad Room (chest bucky)	Rad Room (floor or other barriers)						
100	1.55 × 10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

## 5. RAČUNANJE ZAŠTITNIH BARIJERA

### 5.1. Računanje kerme u vazduhu

#### 5.1.1. Primarno zračenje

Označimo sa  $K_w^1$  (kVp) primarnu kermu u vazduhu, po jedinici radnog opterećenja ( $K_p^1$  (kVp/W) u  $\text{mGy}/(\text{mA}^{-1}\text{min}^{-1})$ ) na udaljenosti 1 m od izvora, koja potiče od primarnog snopa. Vrednosti  $K_w^1$  zavisice od oblika napona generatora, materijala anode filtracije i ugla anode. Slika 5.1 prikazuje zavisnost  $K_w^1$ , za molibdenu anodu i mamografskih snopova sa molibdenskom filtracijom u zavisnosti od napona, od napona gornje granične vrednost 35 kVp. Na istoj slici se nalazi i zavisnost  $K_w^1$  od napona trofaznog 12-pulsnog generatora iznad 40 kVp.



Slika 5.1. Primarna kerma u vazduhu, po jedinici radnog opterećenja

Pretpostavimo da je radno opterećenje rendgenske cevi poznata funkcija radnog napona -  $W$ (kVp), neapsorbovana kerma u vazduhu na 1 m udaljenosti od izvora je predstavljena sledećom jednačinom:

$$K_p^1(kVp) = K_w^1(kVp)W(kVp) \quad (5.1)$$

Na udaljenosti  $d_p$  od fokusa rendgenske cevi kerma u vazduhu se računa po sledećem izrazu:

$$K_p^1(kVp) = \frac{K_w^1(kVp)UW(kVp)}{d_p^2} \quad (5.2)$$

gde je U korekcion faktor radnog opterećenja.

### 5.1.2. Sekundarno zračenje

U tabeli 12 su date vrednosti kerme u vazduhu koja potiče od curećeg i rasejanog zračenja. Ove vrednosti su računane za distribuciju kliničkog radnog opterećenja i na rastojanju od 1 m.

Kermu u vazduhu sekundarnog zračenja, na rastojanju  $d_{sec}$  u slučaju kad ne postoji zaštitna barijera, za N pacijenata, se računa po sledećoj jednačini:

$$K_{sec}(0) = \frac{K_{sec}^1 N}{d_{sec}^2} \quad (5.3)$$

Neophodna debljina barijera je ona pri kojoj transmitovana kerma u vazduhu ne prelazi zakonom propisane vrednosti.  $K_{sec}^1$  se očitava iz tabele 12.

Tabela 12. Vrednosti kerme u vazduhu koja potiče od curećeg i rasejanog zračenja

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

## 5.2. Računanje debljine barijera $x_{\text{barijera}}$

Razlozi zbog kojih se proračunava debljina zaštitnih barijera je da bi se redukovala vrednost kerme u vazduhu u prostorijama koje se štite na vrednost  $\leq P/T$ .

Najpre ćemo definisati transmisionu funkciju  $B_{(x)}$ : transmisiona funkcija  $B_p(x)$  se definiše kao odnos vrednosti kerme u vazduhu iza barijere debljine  $x$  i vrednosti kerme u vazduhu na istoj lokaciji bez zaštitne barijere. Prihvatljiva debljina zaštitne barijere ( $x_{\text{barijera}}$ ) je ona za koju je vrednost transmisionog faktora:

$$B_{(x)} = \left(\frac{P}{T}\right) \left(\frac{d^2}{KN}\right) \quad (5.4)$$

Cilj projektovanja zaštite je da se nađe debljina  $x_{\text{barijera}}$ , koja će zadovoljiti jednačinu 5.4.

Kerma u vazduhu iza barijere debljine  $x_{\text{tot}}$ , prema sledećoj jednačini iznosi:

$$K_p(x_{\text{tot}}, kVp) = \frac{K_w^1(kVp)UW(kVp)}{d_p^2} B_p(x_{\text{tot}}, kVp) \quad (5.5)$$

dok je vrednost  $K_p(x_{\text{tot}})$  za sve napone iznosi:

$$K_p(x_{\text{tot}}) = \sum_{kVp} K_p(x_{\text{tot}}, kVp) = \sum_{kVp} \frac{K_w^1(kVp)UW(kVp)}{d_p^2} B_p(x_{\text{tot}}, kVp) \quad (5.6)$$

Ako je primarni snop usmeren ka štitu samo deo ( $U$ ) ukupnog vremena rada aparata, broj pacijenata ( $N$ ) je normiran prema ovom deliću vremena (jdn.  $W_{\text{tot}}=NW_{\text{norm}}$ ). Na rastojanju  $d_p$  od fokusa rendgenske cevi, neatenuirana kerma u vazduhu je:

$$K_p(0) = \frac{K_p^1 NU}{d_p^2} \quad (5.7)$$

dok je transmitovana primarna kerma u vazduhu kroz barijeru debljine  $x$ :

$$K_p(x) = \frac{K_p^1 NU}{d_p^2} B_p(x) \quad (5.8)$$

gde je  $d$  razdaljina između izvora zračenja i pojedinca koji se nalazi iza zaštitne barijere,  $K$  je srednja vrednost kerme u vazduhu za ne zaštićenog pacijenta koji se nalazi na 1m rastojanja od izvora zračenja,  $N$  je očekivani broj pacijenata koji se ispituju po prostoriji u toku jedne nedelje.

Na osnovu transmisionih karakteristika izvora X-zračenja: transmisionih krivi, transmisionih parametra  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$  [12], debljina zaštitne barijere se računa po sledećoj jednačini:

$$x_{bariera} = \frac{1}{\alpha\gamma} \ln \left[ \frac{\left(\frac{NTK}{Pd^2}\right)^\gamma + \frac{\beta}{\alpha}}{1 + \frac{\beta}{\alpha}} \right] = \frac{1}{\alpha\gamma} \ln \left[ \frac{B^{-\gamma} + \frac{\beta}{\alpha}}{1 + \frac{\beta}{\alpha}} \right] \quad (5.9)$$

Transmisioni parametri  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$  su funkcije materijala od kojeg je izrađena zaštita barijere kao i od napona kVp. Vrednosti ovih transmisionih faktora za različite vrednosti kVp i materijale date su u Tabeli 13.

Tabela 13. Vrednosti transmisionih faktora  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$  u funkciji materijala od kojeg je izrađena zaštitna barijera kao i napona kVp za direktan snop x-zraka (NCRP Report147)

kVp <sup>b</sup>	Lead			Concrete <sup>a</sup>			Gypsum Wallboard		
	$\alpha$ (mm <sup>-1</sup> )	$\beta$ (mm <sup>-1</sup> )	$\gamma$	$\alpha$ (mm <sup>-1</sup> )	$\beta$ (mm <sup>-1</sup> )	$\gamma$	$\alpha$ (mm <sup>-1</sup> )	$\beta$ (mm <sup>-1</sup> )	$\gamma$
25	4.952 × 10 <sup>1</sup>	1.940 × 10 <sup>2</sup>	3.037 × 10 <sup>-1</sup>	3.904 × 10 <sup>-1</sup>	1.645	2.757 × 10 <sup>-1</sup>	1.576 × 10 <sup>-1</sup>	7.175 × 10 <sup>-1</sup>	3.048 × 10 <sup>-1</sup>
30	3.880 × 10 <sup>1</sup>	1.780 × 10 <sup>2</sup>	3.473 × 10 <sup>-1</sup>	3.173 × 10 <sup>-1</sup>	1.698	3.593 × 10 <sup>-1</sup>	1.208 × 10 <sup>-1</sup>	7.043 × 10 <sup>-1</sup>	3.613 × 10 <sup>-1</sup>
35	2.955 × 10 <sup>1</sup>	1.647 × 10 <sup>2</sup>	3.948 × 10 <sup>-1</sup>	2.528 × 10 <sup>-1</sup>	1.807	4.648 × 10 <sup>-1</sup>	8.878 × 10 <sup>-2</sup>	6.988 × 10 <sup>-1</sup>	4.245 × 10 <sup>-1</sup>
40				1.297 × 10 <sup>-1</sup>	1.780 × 10 <sup>-1</sup>	2.189 × 10 <sup>-1</sup>			
45				1.095 × 10 <sup>-1</sup>	1.741 × 10 <sup>-1</sup>	2.299 × 10 <sup>-1</sup>			
50	8.801	2.728 × 10 <sup>1</sup>	2.957 × 10 <sup>-1</sup>	9.032 × 10 <sup>-2</sup>	1.712 × 10 <sup>-1</sup>	2.324 × 10 <sup>-1</sup>	3.883 × 10 <sup>-2</sup>	8.730 × 10 <sup>-2</sup>	5.105 × 10 <sup>-1</sup>
55	7.839	2.592 × 10 <sup>1</sup>	3.499 × 10 <sup>-1</sup>	7.422 × 10 <sup>-2</sup>	1.697 × 10 <sup>-1</sup>	2.454 × 10 <sup>-1</sup>	3.419 × 10 <sup>-2</sup>	8.315 × 10 <sup>-2</sup>	5.606 × 10 <sup>-1</sup>
60	6.951	2.489 × 10 <sup>1</sup>	4.198 × 10 <sup>-1</sup>	6.251 × 10 <sup>-2</sup>	1.692 × 10 <sup>-1</sup>	2.733 × 10 <sup>-1</sup>	2.985 × 10 <sup>-2</sup>	7.961 × 10 <sup>-2</sup>	6.169 × 10 <sup>-1</sup>
65	6.130	2.409 × 10 <sup>1</sup>	5.019 × 10 <sup>-1</sup>	5.528 × 10 <sup>-2</sup>	1.696 × 10 <sup>-1</sup>	3.217 × 10 <sup>-1</sup>	2.609 × 10 <sup>-2</sup>	7.597 × 10 <sup>-2</sup>	6.756 × 10 <sup>-1</sup>
70	5.399	2.349 × 10 <sup>1</sup>	5.881 × 10 <sup>-1</sup>	5.087 × 10 <sup>-2</sup>	1.696 × 10 <sup>-1</sup>	3.847 × 10 <sup>-1</sup>	2.302 × 10 <sup>-2</sup>	7.163 × 10 <sup>-2</sup>	7.299 × 10 <sup>-1</sup>
75	4.666	2.299 × 10 <sup>1</sup>	6.618 × 10 <sup>-1</sup>	4.797 × 10 <sup>-2</sup>	1.663 × 10 <sup>-1</sup>	4.492 × 10 <sup>-1</sup>	2.066 × 10 <sup>-2</sup>	6.649 × 10 <sup>-2</sup>	7.750 × 10 <sup>-1</sup>
80	4.040	2.169 × 10 <sup>1</sup>	7.187 × 10 <sup>-1</sup>	4.583 × 10 <sup>-2</sup>	1.549 × 10 <sup>-1</sup>	4.926 × 10 <sup>-1</sup>	1.886 × 10 <sup>-2</sup>	6.093 × 10 <sup>-2</sup>	8.103 × 10 <sup>-1</sup>
85	3.504	2.037 × 10 <sup>1</sup>	7.550 × 10 <sup>-1</sup>	4.398 × 10 <sup>-2</sup>	1.348 × 10 <sup>-1</sup>	4.943 × 10 <sup>-1</sup>	1.746 × 10 <sup>-2</sup>	5.558 × 10 <sup>-2</sup>	8.392 × 10 <sup>-1</sup>
90	3.067	1.883 × 10 <sup>1</sup>	7.726 × 10 <sup>-1</sup>	4.228 × 10 <sup>-2</sup>	1.137 × 10 <sup>-1</sup>	4.690 × 10 <sup>-1</sup>	1.633 × 10 <sup>-2</sup>	5.039 × 10 <sup>-2</sup>	8.585 × 10 <sup>-1</sup>
95	2.731	1.707 × 10 <sup>1</sup>	7.714 × 10 <sup>-1</sup>	4.068 × 10 <sup>-2</sup>	9.705 × 10 <sup>-2</sup>	4.406 × 10 <sup>-1</sup>	1.543 × 10 <sup>-2</sup>	4.571 × 10 <sup>-2</sup>	8.763 × 10 <sup>-1</sup>
100	2.500	1.528 × 10 <sup>1</sup>	7.557 × 10 <sup>-1</sup>	3.925 × 10 <sup>-2</sup>	8.567 × 10 <sup>-2</sup>	4.273 × 10 <sup>-1</sup>	1.466 × 10 <sup>-2</sup>	4.171 × 10 <sup>-2</sup>	8.939 × 10 <sup>-1</sup>
105	2.364	1.341 × 10 <sup>1</sup>	7.239 × 10 <sup>-1</sup>	3.808 × 10 <sup>-2</sup>	7.862 × 10 <sup>-2</sup>	4.394 × 10 <sup>-1</sup>	1.397 × 10 <sup>-2</sup>	3.815 × 10 <sup>-2</sup>	9.090 × 10 <sup>-1</sup>
110	2.296	1.170 × 10 <sup>1</sup>	6.827 × 10 <sup>-1</sup>	3.715 × 10 <sup>-2</sup>	7.496 × 10 <sup>-2</sup>	4.752 × 10 <sup>-1</sup>	1.336 × 10 <sup>-2</sup>	3.521 × 10 <sup>-2</sup>	9.244 × 10 <sup>-1</sup>
115	2.265	1.021 × 10 <sup>1</sup>	6.363 × 10 <sup>-1</sup>	3.636 × 10 <sup>-2</sup>	7.201 × 10 <sup>-2</sup>	5.319 × 10 <sup>-1</sup>	1.283 × 10 <sup>-2</sup>	3.271 × 10 <sup>-2</sup>	9.423 × 10 <sup>-1</sup>
120	2.246	8.950	5.873 × 10 <sup>-1</sup>	3.566 × 10 <sup>-2</sup>	7.109 × 10 <sup>-2</sup>	6.073 × 10 <sup>-1</sup>	1.235 × 10 <sup>-2</sup>	3.047 × 10 <sup>-2</sup>	9.596 × 10 <sup>-1</sup>
125	2.219	7.923	5.386 × 10 <sup>-1</sup>	3.502 × 10 <sup>-2</sup>	7.113 × 10 <sup>-2</sup>	6.974 × 10 <sup>-1</sup>	1.192 × 10 <sup>-2</sup>	2.863 × 10 <sup>-2</sup>	9.684 × 10 <sup>-1</sup>
130	2.170	7.094	4.909 × 10 <sup>-1</sup>	3.445 × 10 <sup>-2</sup>	7.160 × 10 <sup>-2</sup>	7.969 × 10 <sup>-1</sup>	1.155 × 10 <sup>-2</sup>	2.702 × 10 <sup>-2</sup>	9.802 × 10 <sup>-1</sup>
135	2.102	6.450	4.469 × 10 <sup>-1</sup>	3.394 × 10 <sup>-2</sup>	7.263 × 10 <sup>-2</sup>	9.099 × 10 <sup>-1</sup>	1.122 × 10 <sup>-2</sup>	2.561 × 10 <sup>-2</sup>	9.901 × 10 <sup>-1</sup>
140	2.009	5.916	4.018 × 10 <sup>-1</sup>	3.345 × 10 <sup>-2</sup>	7.476 × 10 <sup>-2</sup>	1.047	1.088 × 10 <sup>-2</sup>	2.436 × 10 <sup>-2</sup>	9.964 × 10 <sup>-1</sup>
145	1.895	5.498	3.580 × 10 <sup>-1</sup>	3.296 × 10 <sup>-2</sup>	7.875 × 10 <sup>-2</sup>	1.224	1.056 × 10 <sup>-2</sup>	2.313 × 10 <sup>-2</sup>	9.987 × 10 <sup>-1</sup>
150	1.757	5.177	3.156 × 10 <sup>-1</sup>	3.243 × 10 <sup>-2</sup>	8.599 × 10 <sup>-2</sup>	1.467	1.030 × 10 <sup>-2</sup>	2.198 × 10 <sup>-2</sup>	1.013



$kVp^b$	Steel			Plate Glass			Wood		
	$\alpha$ (mm <sup>-1</sup> )	$\beta$ (mm <sup>-1</sup> )	$\gamma$	$\alpha$ (mm <sup>-1</sup> )	$\beta$ (mm <sup>-1</sup> )	$\gamma$	$\alpha$ (mm <sup>-1</sup> )	$\beta$ (mm <sup>-1</sup> )	$\gamma$
25	9.954	$4.125 \times 10^1$	$3.202 \times 10^{-1}$	$3.804 \times 10^{-1}$	1.543	$2.839 \times 10^{-1}$	$2.239 \times 10^{-2}$	$4.349 \times 10^{-2}$	$1.937 \times 10^{-1}$
30	7.406	$4.193 \times 10^1$	$3.959 \times 10^{-1}$	$3.061 \times 10^{-1}$	1.599	$3.693 \times 10^{-1}$	$2.165 \times 10^{-2}$	$3.996 \times 10^{-2}$	$2.843 \times 10^{-1}$
35	5.716	$4.341 \times 10^1$	$4.857 \times 10^{-1}$	$2.395 \times 10^{-1}$	1.694	$4.683 \times 10^{-1}$	$1.901 \times 10^{-2}$	$3.873 \times 10^{-2}$	$3.732 \times 10^{-1}$
50	1.817	4.840	$4.021 \times 10^{-1}$	$9.721 \times 10^{-2}$	1.799	$4.912 \times 10^{-1}$	$1.076 \times 10^{-2}$	$1.862 \times 10^{-3}$	1.179
55	1.493	4.515	$4.293 \times 10^{-1}$	$8.552 \times 10^{-2}$	1.691	$5.112 \times 10^{-1}$	$1.012 \times 10^{-2}$	$1.404 \times 10^{-3}$	1.269
60	1.183	4.219	$4.571 \times 10^{-1}$	$7.452 \times 10^{-2}$	1.539	$5.304 \times 10^{-1}$	$9.512 \times 10^{-3}$	$9.672 \times 10^{-4}$	1.333
65	$9.172 \times 10^{-1}$	3.982	$4.922 \times 10^{-1}$	$6.514 \times 10^{-2}$	1.443	$5.582 \times 10^{-1}$	$8.999 \times 10^{-3}$	$6.479 \times 10^{-4}$	1.353
70	$7.149 \times 10^{-1}$	3.798	$5.378 \times 10^{-1}$	$5.791 \times 10^{-2}$	1.357	$5.967 \times 10^{-1}$	$8.559 \times 10^{-3}$	$5.399 \times 10^{-4}$	1.194
75	$5.759 \times 10^{-1}$	3.629	$5.908 \times 10^{-1}$	$5.291 \times 10^{-2}$	1.289	$6.478 \times 10^{-1}$	$8.203 \times 10^{-3}$	$6.421 \times 10^{-4}$	1.062
80	$4.921 \times 10^{-1}$	3.428	$6.427 \times 10^{-1}$	$4.955 \times 10^{-2}$	1.238	$7.097 \times 10^{-1}$	$7.993 \times 10^{-3}$	$8.649 \times 10^{-4}$	$9.793 \times 10^{-1}$
85	$4.355 \times 10^{-1}$	3.178	$6.861 \times 10^{-1}$	$4.721 \times 10^{-2}$	1.149	$7.783 \times 10^{-1}$	$7.686 \times 10^{-3}$	$1.056 \times 10^{-3}$	1.015
90	$3.971 \times 10^{-1}$	2.913	$7.294 \times 10^{-1}$	$4.550 \times 10^{-2}$	1.077	$8.522 \times 10^{-1}$	$7.511 \times 10^{-3}$	$1.159 \times 10^{-3}$	1.081
95	$3.681 \times 10^{-1}$	2.654	$7.461 \times 10^{-1}$	$4.410 \times 10^{-2}$	1.013	$9.222 \times 10^{-1}$	$7.345 \times 10^{-3}$	$1.133 \times 10^{-3}$	1.116
100	$3.415 \times 10^{-1}$	2.420	$7.645 \times 10^{-1}$	$4.278 \times 10^{-2}$	9.495	$9.791 \times 10^{-1}$	$7.239 \times 10^{-3}$	$9.343 \times 10^{-4}$	1.399
105	$3.135 \times 10^{-1}$	2.227	$7.788 \times 10^{-1}$	$4.143 \times 10^{-2}$	8.751	1.014	$7.059 \times 10^{-3}$	$6.199 \times 10^{-4}$	1.365
110	$2.849 \times 10^{-1}$	2.061	$7.897 \times 10^{-1}$	$4.008 \times 10^{-2}$	8.047	1.030	$6.921 \times 10^{-3}$	$1.976 \times 10^{-4}$	3.399
115	$2.579 \times 10^{-1}$	1.922	$8.008 \times 10^{-1}$	$3.878 \times 10^{-2}$	7.394	1.033	$6.864 \times 10^{-3}$	$-3.998 \times 10^{-4}$	$6.469 \times 10^{-1}$
120	$2.336 \times 10^{-1}$	1.797	$8.116 \times 10^{-1}$	$3.758 \times 10^{-2}$	6.808	1.031	$6.725 \times 10^{-3}$	$-8.398 \times 10^{-4}$	1.096
125	$2.130 \times 10^{-1}$	1.677	$8.217 \times 10^{-1}$	$3.652 \times 10^{-2}$	6.304	1.031	$6.584 \times 10^{-3}$	$-1.214 \times 10^{-3}$	1.192
130	$1.969 \times 10^{-1}$	1.557	$8.309 \times 10^{-1}$	$3.561 \times 10^{-2}$	5.874	1.037	$6.472 \times 10^{-3}$	$-1.539 \times 10^{-3}$	1.285
135	$1.838 \times 10^{-1}$	1.440	$8.391 \times 10^{-1}$	$3.481 \times 10^{-2}$	5.519	1.049	$6.396 \times 10^{-3}$	$-1.731 \times 10^{-3}$	1.465
140	$1.724 \times 10^{-1}$	1.328	$8.458 \times 10^{-1}$	$3.407 \times 10^{-2}$	5.145	1.057	$6.191 \times 10^{-3}$	$-1.849 \times 10^{-3}$	1.539
145	$1.616 \times 10^{-1}$	1.225	$8.519 \times 10^{-1}$	$3.336 \times 10^{-2}$	4.795	1.063	$6.115 \times 10^{-3}$	$-1.899 \times 10^{-3}$	1.498
150	$1.501 \times 10^{-1}$	1.132	$8.596 \times 10^{-1}$	$3.296 \times 10^{-2}$	4.491	1.073	$6.029 \times 10^{-3}$	$-1.752 \times 10^{-3}$	1.483

Tabela 14. Vrednosti transmisionih faktora  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$  za različite prostorije

Workload Distribution <sup>a</sup>	Lead			Concrete <sup>b</sup>			Gypsum Wallboard		
	$\alpha$ (mm <sup>-1</sup> )	$\beta$ (mm <sup>-1</sup> )	$\gamma$	$\alpha$ (mm <sup>-1</sup> )	$\beta$ (mm <sup>-1</sup> )	$\gamma$	$\alpha$ (mm <sup>-1</sup> )	$\beta$ (mm <sup>-1</sup> )	$\gamma$
<i>Rad Room (all barriers)</i>	2.346	$1.590 \times 10^1$	$4.982 \times 10^{-1}$	$3.626 \times 10^{-2}$	$1.429 \times 10^{-1}$	$4.932 \times 10^{-1}$	$1.420 \times 10^{-2}$	$5.781 \times 10^{-2}$	$7.445 \times 10^{-1}$
<i>Rad Room (chest bucky)</i>	2.264	$1.308 \times 10^1$	$5.600 \times 10^{-1}$	$3.552 \times 10^{-2}$	$1.177 \times 10^{-1}$	$6.007 \times 10^{-1}$	$1.278 \times 10^{-2}$	$4.848 \times 10^{-2}$	$8.609 \times 10^{-1}$
<i>Rad Room (floor or other barriers)</i>	2.651	$1.656 \times 10^1$	$4.585 \times 10^{-1}$	$3.994 \times 10^{-2}$	$1.448 \times 10^{-1}$	$4.231 \times 10^{-1}$	$1.679 \times 10^{-2}$	$6.124 \times 10^{-2}$	$7.356 \times 10^{-1}$
<i>Fluoroscopy Tube (R&amp;F room)</i>	2.347	$1.267 \times 10^1$	$6.149 \times 10^{-1}$	$3.616 \times 10^{-2}$	$9.721 \times 10^{-2}$	$5.186 \times 10^{-1}$	$1.340 \times 10^{-2}$	$4.283 \times 10^{-2}$	$8.796 \times 10^{-1}$
<i>Rad Tube (R&amp;F room)</i>	2.205	$1.300 \times 10^1$	$5.573 \times 10^{-1}$	$3.549 \times 10^{-2}$	$1.164 \times 10^{-1}$	$5.774 \times 10^{-1}$	$1.300 \times 10^{-2}$	$4.778 \times 10^{-2}$	$8.485 \times 10^{-1}$
<i>Chest Room</i>	2.283	$1.074 \times 10^1$	$6.370 \times 10^{-1}$	$3.622 \times 10^{-2}$	$7.766 \times 10^{-2}$	$5.404 \times 10^{-1}$	$1.286 \times 10^{-2}$	$3.505 \times 10^{-2}$	$9.356 \times 10^{-1}$
<i>Mammography Room</i>	$3.060 \times 10^1$	$1.776 \times 10^2$	$3.308 \times 10^{-1}$	$2.577 \times 10^{-1}$	1.765	$3.644 \times 10^{-1}$	$9.148 \times 10^{-2}$	$7.090 \times 10^{-1}$	$3.459 \times 10^{-1}$
<i>Cardiac Angiography</i>	2.389	$1.426 \times 10^1$	$5.948 \times 10^{-1}$	$3.717 \times 10^{-2}$	$1.087 \times 10^{-1}$	$4.879 \times 10^{-1}$	$1.409 \times 10^{-2}$	$4.814 \times 10^{-2}$	$8.419 \times 10^{-1}$
<i>Peripheral Angiography<sup>c</sup></i>	2.728	$1.852 \times 10^1$	$4.614 \times 10^{-1}$	$4.292 \times 10^{-2}$	$1.538 \times 10^{-1}$	$4.236 \times 10^{-1}$	$1.774 \times 10^{-2}$	$6.449 \times 10^{-2}$	$7.158 \times 10^{-1}$

<i>Rad Room (all barriers)</i>	$2.163 \times 10^{-1}$	3.101	$5.745 \times 10^{-1}$	$3.907 \times 10^{-2}$	$1.060 \times 10^{-1}$	$5.940 \times 10^{-1}$	$7.616 \times 10^{-3}$	$7.670 \times 10^{-4}$	1.027
<i>Rad Room (chest bucky)</i>	$2.179 \times 10^{-1}$	2.677	$7.209 \times 10^{-1}$	$3.762 \times 10^{-2}$	$9.751 \times 10^{-2}$	$7.867 \times 10^{-1}$	$7.142 \times 10^{-3}$	$3.080 \times 10^{-4}$	1.617
<i>Rad Room (floor or other barriers)</i>	$2.535 \times 10^{-1}$	2.740	$4.297 \times 10^{-1}$	$4.361 \times 10^{-2}$	$1.082 \times 10^{-1}$	$5.463 \times 10^{-1}$	$7.915 \times 10^{-3}$	$8.800 \times 10^{-4}$	$9.790 \times 10^{-1}$
<i>Fluoroscopy Tube (R&amp;F room)</i>	$2.323 \times 10^{-1}$	2.100	$6.509 \times 10^{-1}$	$3.901 \times 10^{-2}$	$8.588 \times 10^{-2}$	$8.081 \times 10^{-1}$	$7.089 \times 10^{-3}$	$4.740 \times 10^{-4}$	1.580
<i>Rad Tube (R&amp;F room)</i>	$2.126 \times 10^{-1}$	2.568	$6.788 \times 10^{-1}$	$3.778 \times 10^{-2}$	$9.365 \times 10^{-2}$	$7.483 \times 10^{-1}$	$7.162 \times 10^{-3}$	$4.110 \times 10^{-4}$	1.541
<i>Chest Room</i>	$2.500 \times 10^{-1}$	1.989	$7.721 \times 10^{-1}$	$3.866 \times 10^{-2}$	$7.721 \times 10^{-2}$	$9.843 \times 10^{-1}$	$7.660 \times 10^{-3}$	$-9.800 \times 10^{-4}$	$8.083 \times 10^{-2}$
<i>Mammography Room</i>	5.998	$4.291 \times 10^1$	$3.927 \times 10^{-1}$	$2.467 \times 10^{-1}$	1.654	$3.694 \times 10^{-1}$	$1.914 \times 10^{-2}$	$4.166 \times 10^{-2}$	$2.858 \times 10^{-1}$
<i>Cardiac Angiography</i>	$2.533 \times 10^{-1}$	2.461	$6.243 \times 10^{-1}$	$4.025 \times 10^{-2}$	$9.482 \times 10^{-2}$	$7.523 \times 10^{-1}$	$7.303 \times 10^{-3}$	$7.220 \times 10^{-4}$	1.204
<i>Peripheral Angiography<sup>c</sup></i>	$3.670 \times 10^{-1}$	3.260	$5.036 \times 10^{-1}$	$4.642 \times 10^{-2}$	$1.203 \times 10^{-1}$	$5.763 \times 10^{-1}$	$8.103 \times 10^{-3}$	$8.440 \times 10^{-4}$	$9.754 \times 10^{-1}$

Tabela 15. Vrednosti transmisionih faktora  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$  u funkciji materijala od kojeg je izrađena zaštitna barijere kao i napona kVp za rasejani snop x-zraka (NCRP Report 147)

Workload Distribution <sup>b</sup>	Lead			Concrete <sup>c</sup>			Gypsum		Wallboard
	$\alpha$ (mm <sup>-1</sup> )	$\beta$ (mm <sup>-1</sup> )	$\gamma$	$\alpha$ (mm <sup>-1</sup> )	$\beta$ (mm <sup>-1</sup> )	$\gamma$	$\alpha$ (mm <sup>-1</sup> )	$\beta$ (mm <sup>-1</sup> )	$\gamma$
30 kVp	$3.879 \times 10^1$	$1.800 \times 10^2$	$3.560 \times 10^{-1}$	$3.174 \times 10^{-1}$	1.725	$3.705 \times 10^{-1}$	$1.198 \times 10^{-1}$	$7.137 \times 10^{-1}$	$3.703 \times 10^{-1}$
50 kVp	8.801	$2.728 \times 10^1$	$2.957 \times 10^{-1}$	$9.030 \times 10^{-2}$	$1.712 \times 10^{-1}$	$2.324 \times 10^{-1}$	$3.880 \times 10^{-2}$	$8.730 \times 10^{-2}$	$5.105 \times 10^{-1}$
70 kVp	5.369	$2.349 \times 10^1$	$5.883 \times 10^{-1}$	$5.090 \times 10^{-2}$	$1.697 \times 10^{-1}$	$3.849 \times 10^{-1}$	$2.300 \times 10^{-2}$	$7.160 \times 10^{-2}$	$7.300 \times 10^{-1}$
100 kVp	2.507	$1.533 \times 10^1$	$9.124 \times 10^{-1}$	$3.950 \times 10^{-2}$	$8.440 \times 10^{-2}$	$5.191 \times 10^{-1}$	$1.470 \times 10^{-2}$	$4.000 \times 10^{-2}$	$9.752 \times 10^{-1}$
125 kVp	2.233	7.888	$7.295 \times 10^{-1}$	$3.510 \times 10^{-2}$	$6.600 \times 10^{-2}$	$7.832 \times 10^{-1}$	$1.200 \times 10^{-2}$	$2.670 \times 10^{-2}$	1.079
150 kVp	1.791	5.478	$5.678 \times 10^{-1}$	$3.240 \times 10^{-2}$	$7.750 \times 10^{-2}$	1.566	$1.040 \times 10^{-2}$	$2.020 \times 10^{-2}$	1.135
<i>Rad Room (all barriers)</i>	2.298	$1.738 \times 10^1$	$6.193 \times 10^{-1}$	$3.610 \times 10^{-2}$	$1.433 \times 10^{-1}$	$5.600 \times 10^{-1}$	$1.380 \times 10^{-2}$	$5.700 \times 10^{-2}$	$7.937 \times 10^{-1}$
<i>Rad Room (chest bucky)</i>	2.256	$1.380 \times 10^1$	$8.837 \times 10^{-1}$	$3.560 \times 10^{-2}$	$1.079 \times 10^{-1}$	$7.705 \times 10^{-1}$	$1.270 \times 10^{-2}$	$4.450 \times 10^{-2}$	1.049
<i>Rad Room (floor or other barriers)</i>	2.513	$1.734 \times 10^1$	$4.994 \times 10^{-1}$	$3.920 \times 10^{-2}$	$1.464 \times 10^{-1}$	$4.486 \times 10^{-1}$	$1.640 \times 10^{-2}$	$6.080 \times 10^{-2}$	$7.472 \times 10^{-1}$
<i>Fluoroscopy Tube (R&amp;F room)</i>	2.322	$1.291 \times 10^1$	$7.575 \times 10^{-1}$	$3.630 \times 10^{-2}$	$9.360 \times 10^{-2}$	$5.955 \times 10^{-1}$	$1.330 \times 10^{-2}$	$4.100 \times 10^{-2}$	$9.566 \times 10^{-1}$
<i>Rad Tube (R&amp;F room)</i>	2.272	$1.360 \times 10^1$	$7.184 \times 10^{-1}$	$3.560 \times 10^{-2}$	$1.114 \times 10^{-1}$	$6.620 \times 10^{-1}$	$1.290 \times 10^{-2}$	$4.570 \times 10^{-2}$	$9.355 \times 10^{-1}$
<i>Chest Room</i>	2.288	9.848	1.054	$3.640 \times 10^{-2}$	$6.590 \times 10^{-2}$	$7.543 \times 10^{-1}$	$1.300 \times 10^{-2}$	$2.970 \times 10^{-2}$	1.195
<i>Mammography Room</i>	$2.991 \times 10^1$	$1.844 \times 10^2$	$3.550 \times 10^{-1}$	$2.539 \times 10^{-1}$	1.8411	$3.924 \times 10^{-1}$	$8.830 \times 10^{-2}$	$7.526 \times 10^{-1}$	$3.786 \times 10^{-1}$
<i>Cardiac Angiography</i>	2.354	$1.494 \times 10^1$	$7.481 \times 10^{-1}$	$3.710 \times 10^{-2}$	$1.067 \times 10^{-1}$	$5.733 \times 10^{-1}$	$1.390 \times 10^{-2}$	$4.640 \times 10^{-2}$	$9.185 \times 10^{-1}$
<i>Peripheral Angiography<sup>d</sup></i>	2.661	$1.954 \times 10^1$	$5.094 \times 10^{-1}$	$4.219 \times 10^{-2}$	$1.559 \times 10^{-1}$	$4.472 \times 10^{-1}$	$1.747 \times 10^{-2}$	$6.422 \times 10^{-2}$	$7.299 \times 10^{-1}$

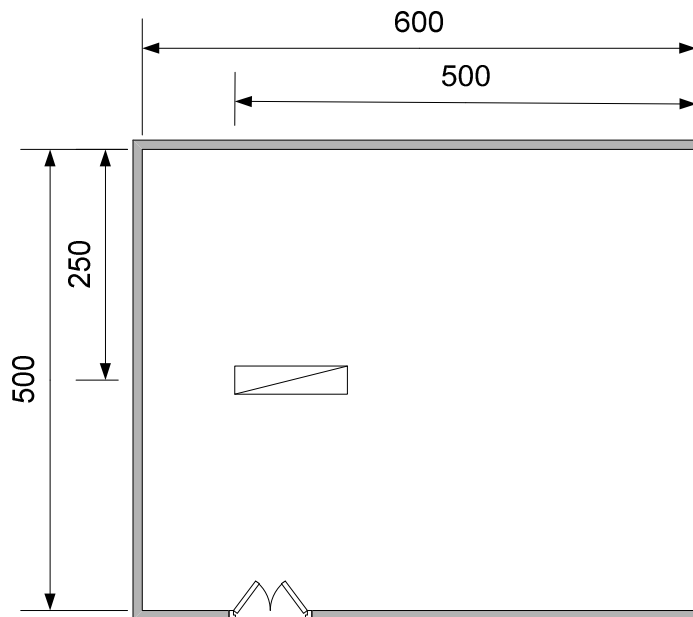
Workload Distribution <sup>a</sup>	Steel			Plate Glass			Wood <sup>e</sup>		
	$\alpha$ (mm <sup>-1</sup> )	$\beta$ (mm <sup>-1</sup> )	$\gamma$	$\alpha$ (mm <sup>-1</sup> )	$\beta$ (mm <sup>-1</sup> )	$\gamma$	$\alpha$ (mm <sup>-1</sup> )	$\beta$ (mm <sup>-1</sup> )	$\gamma$
30 kVp	7.408	$4.249 \times 10^1$	$4.061 \times 10^{-1}$	$3.060 \times 10^{-1}$	1.620	$3.793 \times 10^{-1}$	$2.159 \times 10^{-2}$	$3.971 \times 10^{-2}$	$2.852 \times 10^{-1}$
50 kVp	1.817	4.840	$4.021 \times 10^{-1}$	$9.721 \times 10^{-2}$	$1.799 \times 10^{-1}$	$4.912 \times 10^{-1}$	$1.076 \times 10^{-2}$	$1.862 \times 10^{-3}$	1.170
70 kVp	$7.149 \times 10^{-1}$	3.798	$5.381 \times 10^{-1}$	$5.791 \times 10^{-2}$	$1.357 \times 10^{-1}$	$5.968 \times 10^{-1}$	$8.550 \times 10^{-3}$	$5.390 \times 10^{-4}$	1.194
100 kVp	$3.424 \times 10^{-1}$	2.456	$9.388 \times 10^{-1}$	$4.279 \times 10^{-2}$	$8.948 \times 10^{-2}$	1.029	$7.230 \times 10^{-3}$	$8.940 \times 10^{-4}$	1.316
125 kVp	$2.138 \times 10^{-1}$	1.690	1.086	$3.654 \times 10^{-2}$	$5.790 \times 10^{-2}$	1.093	$6.587 \times 10^{-3}$	$-1.140 \times 10^{-3}$	1.172
150 kVp	$1.511 \times 10^{-1}$	1.124	1.151	$3.267 \times 10^{-2}$	$4.074 \times 10^{-2}$	1.134	$6.027 \times 10^{-3}$	$-1.630 \times 10^{-3}$	1.440
<i>Rad Room (all barriers)</i>	$2.191 \times 10^{-1}$	3.490	$7.358 \times 10^{-1}$	$3.873 \times 10^{-2}$	$1.054 \times 10^{-1}$	$6.397 \times 10^{-1}$	$7.552 \times 10^{-3}$	$7.370 \times 10^{-4}$	1.044
<i>Rad Room (chest bucky)</i>	$2.211 \times 10^{-1}$	2.836	1.123	$3.749 \times 10^{-2}$	$8.710 \times 10^{-2}$	$9.086 \times 10^{-1}$	$7.058 \times 10^{-3}$	$2.290 \times 10^{-4}$	1.875
<i>Rad Room (floor or other barriers)</i>	$2.440 \times 10^{-1}$	3.012	$5.019 \times 10^{-1}$	$4.299 \times 10^{-2}$	$1.070 \times 10^{-1}$	$5.538 \times 10^{-1}$	$7.887 \times 10^{-3}$	$8.770 \times 10^{-4}$	$9.800 \times 10^{-1}$
<i>Fluoroscopy Tube (R&amp;F room)</i>	$2.331 \times 10^{-1}$	2.213	$8.051 \times 10^{-1}$	$3.886 \times 10^{-2}$	$8.091 \times 10^{-2}$	$8.520 \times 10^{-1}$	$7.057 \times 10^{-3}$	$4.220 \times 10^{-4}$	1.664
<i>Rad Tube (R&amp;F room)</i>	$2.149 \times 10^{-1}$	2.695	$8.768 \times 10^{-1}$	$3.762 \times 10^{-2}$	$8.857 \times 10^{-2}$	$8.087 \times 10^{-1}$	$7.102 \times 10^{-3}$	$3.450 \times 10^{-4}$	1.698
<i>Chest Room</i>	$2.518 \times 10^{-1}$	1.829	1.273	$3.866 \times 10^{-2}$	$6.270 \times 10^{-2}$	1.128	$7.485 \times 10^{-3}$	$-8.100 \times 10^{-4}$	$9.459 \times 10^{-2}$
<i>Mammography Room</i>	5.798	$4.412 \times 10^1$	$4.124 \times 10^{-1}$	$2.404 \times 10^{-1}$	1.709	$3.918 \times 10^{-1}$	$1.888 \times 10^{-2}$	$4.172 \times 10^{-2}$	$2.903 \times 10^{-1}$
<i>Cardiac Angiography</i>	$2.530 \times 10^{-1}$	2.592	$7.999 \times 10^{-1}$	$4.001 \times 10^{-2}$	$9.030 \times 10^{-2}$	$8.019 \times 10^{-1}$	$7.266 \times 10^{-3}$	$6.740 \times 10^{-4}$	1.235
<i>Peripheral Angiography<sup>d</sup></i>	$3.579 \times 10^{-1}$	3.466	$5.600 \times 10^{-1}$	$4.612 \times 10^{-2}$	$1.198 \times 10^{-1}$	$5.907 \times 10^{-1}$	$8.079 \times 10^{-3}$	$8.470 \times 10^{-4}$	$9.742 \times 10^{-1}$

## 6. PRORAČUN DEBLJINE ZAŠTITNIH BARIJERA (VRATA) U RTG KABINETIMA

PRORAČUNI POTREBNE DEBLJINE ZAŠTITNIH BARIJERA (VRATA) NA RTG KABINETIMA URAĐENI SU ZA RAZLIČITA RADNA OPTEREĆENJA I RAZLIČITE DIMENZIJE PROSTORIJA I PRIKAZANI SU U PRIMERIMA 1-5.

### Primer 1.

Oblik prostorije:



Slika 6.1 Oblik prostorije iz primera 1-vrata su postavljena proizvoljno

Podaci o rendgen aparatu:

- radni napon cevi:  $U=125$  kVp
- radno opterećenje:  $W_{\text{norm}}=4$  mAs
- vreme ekspozicije  $t=50$  ms
- Rendgen aparat se nalazi na 1 m udaljenosti od zida iza sebe, i na polovini rastojanja od zidova koji su paralelni sa direktnim snopom.

Ostali podaci: Izvodi se od 50 procedura dnevno. Vreme trajanja procedura je između 5-45 min. Broj procedura po zaposlenom je do 3 dnevno.

Za nadglednu zonu dozvoljena vrednost kerme u vazduhu prema NCRP-137 je:

$$P = 1 \frac{mGy}{god} \approx 0,02 \frac{mGy}{nedelja}$$

Računanje debljine vrata za primer 1:

Debljina vrata se računa po formuli 5.9:

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

- Primarno zračenje

Ukoliko bi se vrata nalazila naspram izvora zračenja, tj. ona su meta primarnog zračenja, vrednosti koje uvrštavamo u jednačinu 5.9 su:

$\alpha, \beta, \gamma$  se očitavaju iz *tabele 13*, i za olovo njihove vrednosti iznose:

$$\alpha = 2.233 \text{ mm}^{-1}$$

$$\beta = 7.888 \text{ mm}^{-1}$$

$$\gamma = 0.7295$$

$$N = 50 \text{ dan}^{-1} \cdot 7 \frac{\text{dan}}{\text{nedelja}} = 350 \text{ nedelja}^{-1}$$

$T$  je iz *tabele 9* (prostori koje se graniče sa onima gde se nalazi rendgenska cev):

$$T = 1$$

Kako bismo izračunali  $K$ , najpre treba izračunati vrednosti kerme u vazduhu na udaljenosti 1 m od izvora zračenja:  $K_{prim}^1$ .  $K_{prim}^1$  se u slučaju primarnog snopa zračenja očitava sa *grafika 5.1*, odnosno izračunava na osnovu jednačine dobijene interpolacijom krive:

$$K_{prim}^1 = 1.222 - 5.6664 \cdot 10^{-2} \cdot kVp + 1.227 \cdot 10^{-3} \cdot kVp^2 - 3.136 \cdot 10^{-6} \cdot kVp^3 \quad (6.1)$$

Uvrštavajući vrednost napona od 125 kVp u jednačinu 6.1, dobijamo:

$$K_{prim}^1 = 7.189 \frac{mGy}{mA \cdot min}$$

Za izračunavanje  $K$ , takođe treba očitati  $W_{tot}$  iz *tabele 10* (uzima se veća vrednost):

$$W_{tot} = 100 \frac{\text{mA} \cdot \text{min}}{\text{nedelja}}$$

Kerma u vazduhu na udaljenosti od 5 m se računa po formuli 5.2 (Uzimajući  $U=1$ ).

$$K = \frac{K_{prim}^1(kVp)W_{tot}(kVp)}{d_p^2}$$

$$K = 28,76 \frac{\text{mGy}}{\text{nedelja}}$$

U daljem postupku izračunava se transmisiona funkcija  $B=B(x)$  pomoću formule 5.4 (ako uzmemo u obzir da je  $K = \frac{K_{prim}^1(kVp)W_{tot}(kVp)}{d_p^2}$ ):

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

$$B_x = 7 \cdot 10^{-4}$$

Gore izračunate vrednosti se uvrštavaju u jednačinu 5.9 i dobijamo:

$$x_{barijera} = 4.96 \text{ mm}$$

Dobijena vrednost za  $x_{barijera}$  iznosi minimalnu debljinu olovnih vrata koja bi kerma u vazduhu neapsorbovanog primarnog zračenja smanjila na propisanu vrednost, a to je 1 mGy godišnje.

Očitavanjem  $\alpha, \beta, i \gamma$  za gips, čelik, staklo i drvo iz tabele 13 i uvrštavajući ih u jednačinu 5.9, dobijamo sledeće vrednosti za  $x_{barijera}$ :

Materijal	$x_{barijera}$ (mm)
Olovo	4,96
Gipsana ploča	1053
Čelik	52.42
Staklo	351.84
Drvo	2125

Tabela 16. Izračunata vrednost debljine vrata za zaštitu od primarnog zračenja u slučaju primera 1

Gore navedene vrednosti se odnose na primarno zračenje. Iako se primarno zračenje uglavnom apsorbira od strane pacijenta ali prevashodno od stane ekrana ili filma koji stvaraju sliku, uzeli smo u obzir primarno zračenje samo kako bi poredili vrednosti sa vrednostima dobijenih za sekundarno zračenje.

- Sekundarno zračenje

Na osnovu slike 6.1 vidi se da vrata mogu da se postave na rastojanja od:

$d_1 = 1 \text{ m}$  i do

$d_2 = \sqrt[3]{5^2 + 2.5^2} = 5.59 \text{ m}$  udaljenosti od izvora zračenja. S' toga vrednosti debljine vrata će se računati na udaljenosti 1m i 5.59 m kao graničnih vrednosti primera 1.

$d = 1 \text{ m}$

Vrednost kerme u vazduhu kao posledice sekundarnog zračenja na udaljenosti 1 m od izvora se očitava iz tabele 12 u ovom slučaju za radijacione prostorije („Rad room-all barriers“). 1 m udaljenost od izvora zračenja je na osnovu slike 6.1 je iza samog izvora zračenja. Iza samog izvora zračenja vrednosti kerme u vazduhu potiče od curećeg zračenja i zračenja koje se rasejava u smerovima „napred-nazad“ („Leakage and Forward/Backscatter“). S' toga je kerma u vazduhu po jednom snimanju:

$$K_{\text{sec (pacijent)}} = 4.9 \cdot 10^{-2} \frac{\text{mGy}}{\text{pacijent}}$$

Obzorom da je  $N = 350 \text{ pacijenata/nedeljno}$  i  $d = 1 \text{ m}$ , prema formuli 5.3, kerma u vazduhu za primer 1 je:

$$K_{\text{sec}} = 17,15 \frac{\text{mGy}}{\text{nedeljno}}$$

Transmisiona funkcija je iz jednačine 5.4:

$$B_x = 1.116 \cdot 10^{-3}$$

Vrednost  $x_{\text{barijera}}$  se računa pomoću jednačine 5.9, tako što uvrstimo gore navedene vrednosti i vrednosti  $\alpha, \beta, i \gamma$  očitanih iz tabele 15. Vrednosti izračunatih debljina vrata postavljenih iza izvora zračenja za zaštitu od sekundarnog zračenja za različite materijale prikazani su u tabeli 17.

Materijal	$x_{barijera}$ (mm)
Olovo	2,11
Gipsana ploča	472,52
Čelik	22,19
Staklo	161,09
Drvo	1005,00

Tabela 17. Izračunata vrednost debljine vrata za zaštitu od sekundarnog zračenja na rastojanju od 1 m u slučaju primera 1

$$d = 5.59 \text{ m}$$

Prethodni način računanja za sekundarno zračenje se ponavlja, sa tim da je u ovom slučaju

- o  $d = 5.59 \text{ m}$  i
- o da je vrednost kerme u vazduhu iz tabele 12 onaj za cureće zračenje i rasejanje u stranu (Leakage and side scatter):  $K_{sec(pacijent)} = 3.4 \cdot 10^{-2} \frac{mGy}{pacijent}$ ,

pa je:

$$K_{sec} = 17,15 \frac{mGy}{nedeljno}$$

Transmisiona funkcija je iz jednačine 5.4:

$$B_x = 1.116 \cdot 10^{-3}$$

Tražene debljine  $x_{barijera}$  su:

Materijal	$x_{barijera}$ (mm)
Olovo	0,60
Gipsana ploča	161,95
Celi	5,57
Staklo	58,40
Drvo	471,24

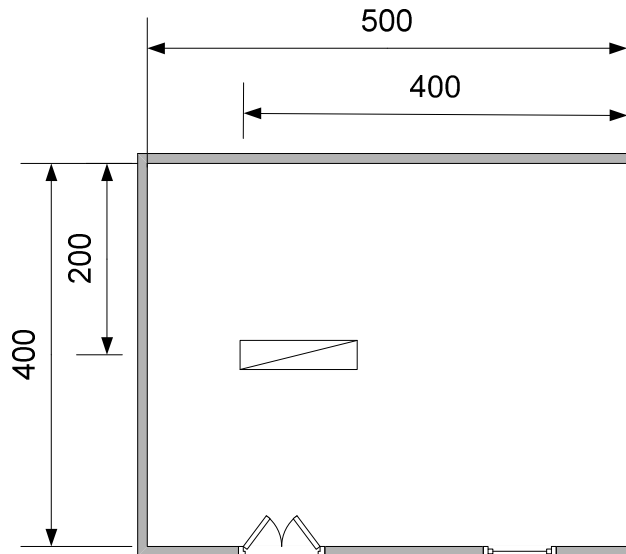
Tabela 18. Izračunata vrednost debljine vrata za zaštitu od sekundarnog zračenja na rastojanju 5.59 m u slučaju primera 1

## Primer 2

Oblik prostorije:

PRAVILNIK O USLOVIMA ZA PROMET I KORIŠĆENJE RADIOAKTIVNIH MATERIJALA, RENDGEN-APARATA I DRUGIH UREĐAJA KOJI PROIZVODE JONIZUJUĆA ZRAČENJA, Član 33: Prostorija u kojoj je smešten dijagnostički rendgen-aparat sa jednom rendgenskom cevi ili akcelerator mora imati površinu od najmanje 20 m<sup>2</sup>.

Znači da su minimalne dozvoljene dimenzije sale: 4m x 5m. Ako salu projektujemo kao na slici 6.2



Slika 6.2 Oblik prostorije za grafiju pluća (primer 2)-Vrata su postavljena proizvoljno

Podaci o rendgen aparatu:

- radni napon cevi:  $U=75$  kVp
- radno opterećenje:  $W_{norm}=30$  mAs
- vreme ekspozicije  $t=50$  ms
- Rendgen aparat se nalazi na 1 m udaljenosti od zida iza sebe, i na polovini rastojanja od zidova koji su paralelni sa direktnim snopom.

Ostali podaci: Izvodi se do 12 procedura dnevno.

Za nadglednu zonu dozvoljena vrednost kerme u vazduhu prema NCRP-137 je:



$$P = 1 \frac{mGy}{god} \approx 0,02 \frac{mGy}{nedelja}$$

Računanje debljine vrata za primer 2:

- Primarno zračenje

Primarno zračenje se apsorbira na zaštitnom ekranu, stoga se računa samo zaštita od sekundarnog zračenja.

- Sekundarno zračenje

Na osnovu slike 6.2 neophodnu debljinu zaštite računamo za rastojanja:

$$d_1 = 1m$$

$$d_2 = \sqrt{(2m)^2 + (4m)^2} = 4.47 m$$

Postupak računanja debljine vrata je identičan kao u primeru 1.

Ponavljanje postupka iz primera 1, dobiju se sledeći rezultati za kermu u vazduhu  $K_{sec}$  i transmisionu funkciju  $B_x$ :

	$K_{sec}$ (mGy/nedeljno)	$B_x$
$d_1$	0.302	<b>0.066</b>
$d_2$	0.011	/

Tabela 19. Izračunata vrednost Kerme u vazduhu i transmisione funkcije slučaju primera

2

Iz gore navedenih rezultata se zaključuje da je kerma u vazduhu na rastojanju 4.47 m manja od 0.02 mGy/nedeljno, za to rastojanje nije neophodno dodatno zaštititi vrata, jer se rasejano zračenje dovoljno apsorbira u vazduhu.

Parametre  $\alpha, \beta, i \gamma$  očitavamo iz tabele 15 za „chest room“-prostoriju za snimanje pluća.

Rezultati prikazani su u tabeli 20:

<b>Materijal</b>	<b><math>x_{\text{barijera}}</math> (mm)</b>
<b>Olovo</b>	<b>0,59</b>
<b>Gipsana ploča</b>	<b>137,8</b>
<b>Celi</b>	<b>4,841</b>
<b>Staklo</b>	<b>49,83</b>
<b>Drvo</b>	<b>401,17</b>

Tabela 20. Izračunata vrednost debljine vrata za zaštitu od sekundarnog zračenja u slučaju primera 2

### Primer 3

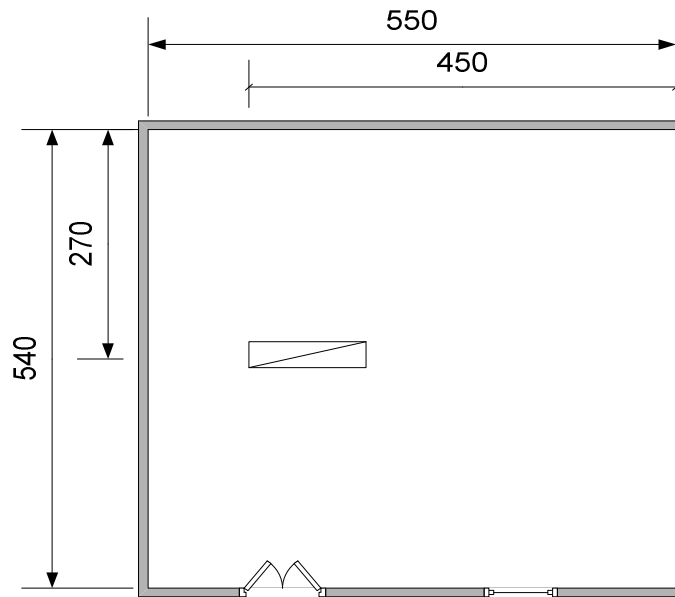
Prostorija je površine

$$S = 29.6 \text{ m}^2$$

$$d_1 = 5.4 \text{ m}$$

$$d_2 \approx 5.5 \text{ m}$$

Oblik prostorije:



Slika 6.3 Oblik prostorije za primer 3-Vrata su postavljena proizvoljno

Podaci o rendgen aparatu:

- radni napon cevi:  $U=85 \text{ kVp}$
- radno opterećenje:  $W_{\text{norm}}=50 \text{ mAs}$
- vreme ekspozicije  $t=133 \text{ ms}$
- Rendgen aparat se nalazi na 1 m udaljenosti od zida iza sebe, i na polovini rastojanja od zidova koji su paralelni sa direktnim snopom.

Ostali podaci: Izvodi se do 50 procedura dnevno.

Za nadglednu zonu dozvoljena vrednost kerme u vazduhu prema NCRP-137 je:

$$P = 1 \frac{mGy}{god} \approx 0,02 \frac{mGy}{nedelja}$$

Računanje debljine vrata za primer 3:

- Primarno zračenje

Primarno zračenje se apsorbuje na zaštitnom ekranu, stoga se računa samo zaštita od sekundarnog zračenja.

- Sekundarno zračenje

Na osnovu slike 6.3 neophodnu debljinu zaštite računavamo za rastojanja:

$$d_1 = 1m$$

$$d_2 = \sqrt{(2,7 m)^2 + (4,5 m)^2} = 6.129 m$$

Postupak računanja debljine vrata je identičan kao u primeru 1.

Ponavljanje postupka iz primera 1, dobiju se sledeći rezultati za kermu u vazduhu  $K_{sec}$  i transmisionu funkciju  $B_x$ :

	$K_{sec}$ (mGy/nedeljno)	$B_x$
$d_1$	1.26	<b>0.016</b>
$d_2$	0.025	<b>0.795</b>

Tabela 21. Izračunata vrednost Kerme u vazduhu i transmisione funkcije slučaju prim. 3

Parametre  $\alpha, \beta, i \gamma$  očitavamo iz tabele 15 za „chest room“-prostoriju za snimanje pluća. Rezultati prikazani su u tabeli 22.:

Materijal	$x_{barijera}$ (mm)	
	$d_1$	$d_2$
Olovo	<b>1,141</b>	<b>0,021</b>
Gipsana ploča	<b>243.18</b>	<b>5,90</b>
Celik	<b>9,98</b>	<b>0,13</b>
Staklo	<b>85,41</b>	<b>2,45</b>
Drvo	<b>608,03</b>	<b>38.82</b>

Tabela 22. Izračunata vrednost debljine vrata za zaštitu od sekundarnog zračenja u slučaju primera 3

#### Primer 4

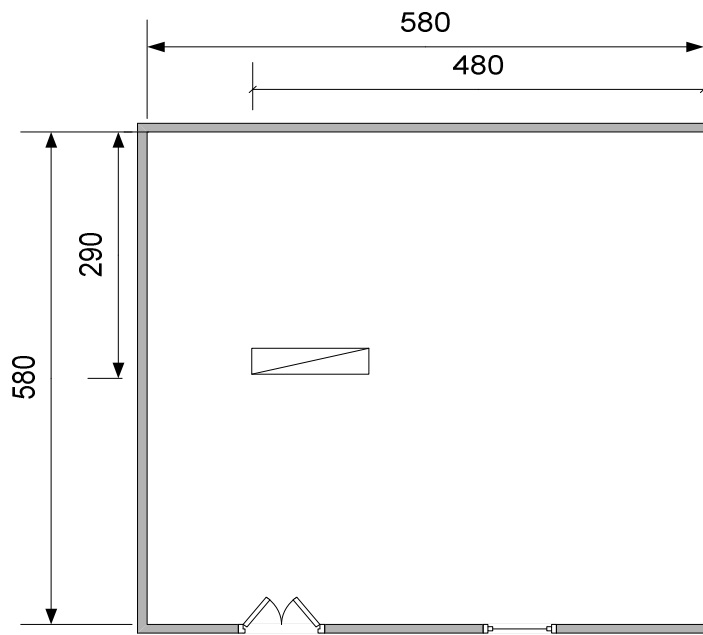
Prostorija je površine

$$S = 33,7 \text{ m}^2$$

$$d_1 = 5.8 \text{ m}$$

$$d_2 \approx 5.8 \text{ m}$$

Oblik prostorije:



Slika 6.4 Oblik prostorije za primer 3-Vrata su postavljena proizvoljno

Podaci o rendgen aparatu:

- radni napon cevi:  $U=60 \text{ kVp}$
- radno opterećenje:  $W_{\text{norm}}=40 \text{ mAs}$
- vreme ekspozicije  $t=250 \text{ ms}$
- Rendgen aparat se nalazi na 1 m udaljenosti od zida iza sebe, i na polovini rastojanja od zidova koji su paralelni sa direktnim snopom.

Ostali podaci: Izvodi se do 100 procedura dnevno.

Za nadglednu zonu dozvoljena vrednost kerme u vazduhu prema NCRP-137 je:

$$P = 1 \frac{mGy}{god} \approx 0,02 \frac{mGy}{nedelja}$$

Računanje debljine vrata za primer 3:

- Primarno zračenje

Primarno zračenje se apsorbira na zaštitnom ekranu, stoga se računa samo zaštita od sekundarnog zračenja.

- Sekundarno zračenje

Na osnovu slike 6.3 neophodnu debljinu zaštite računamo za rastojanja:

$$d_1 = 1m$$

$$d_2 = \sqrt{(2,7 m)^2 + (5,8 m)^2} = 5.61 m$$

Postupak računanja debljine vrata je identičan kao u primeru 1.

Ponavljanje postupka iz primera 1, dobiju se sledeći rezultati za kermu u vazduhu  $K_{sec}$  i transmisionu funkciju  $B_x$ :

	$K_{sec}$ (mGy/nedeljno)	$B_x$
$d_1$	34,3	$5,8 \cdot 10^{-4}$
$d_2$	0,76	<b>0,026</b>

Tabela 23. Izračunata vrednost Kerme u vazduhu i transmisione funkcije slučaju prim. 4

Parametre  $\alpha, \beta, i \gamma$  očitavamo iz tabele 15 za 70 kVp.

Rezultati prikazani su u tabeli 24:

Materijal	$x_{barijera}$ (mm)	
	$d_1$	$d_2$
Olovo	<b>0,87</b>	<b>0,28</b>
Gipsana ploča	240,36	85,56
Čelik	5,87	1,75
Staklo	94,46	34,69
Drvo	865,03	419,04

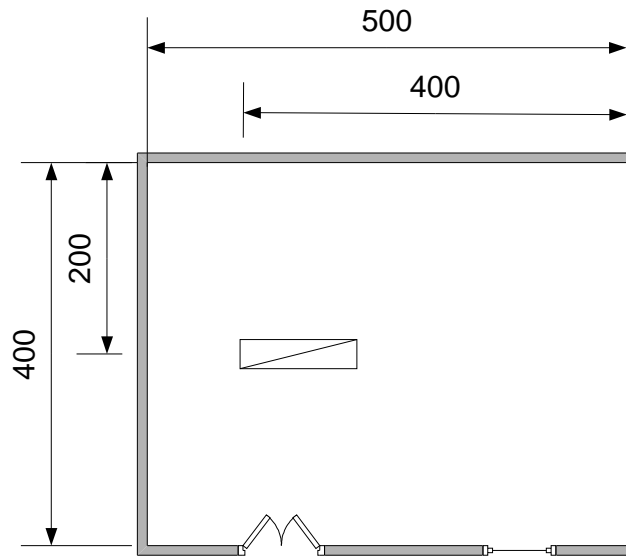
Tabela 24. Izračunata vrednost debljine vrata za zaštitu od sekundarnog zračenja u slučaju primera 4

## Primer 5

Oblik prostorije:

PRAVILNIK O USLOVIMA ZA PROMET I KORIŠĆENJE RADIOAKTIVNIH MATERIJALA, RENDGEN-APARATA I DRUGIH UREĐAJA KOJI PROIZVODE JONIZUJUĆA ZRAČENJA, Član 33: Prostorija u kojoj je smešten dijagnostički rendgen-aparat sa jednom rendgenskom cevi ili akcelerator mora imati površinu od najmanje 20 m<sup>2</sup>.

Znači da su minimalne dozvoljene dimenzije angio sale: 4m x 5m. Ako salu projektujemo kao na slici 6.2



Slika 6.5 Oblik prostorije za primer 5-Vrata su postavljena proizvoljno

Podaci o rendgen aparatu:

- radni napon cevi:  $U=40$  kVp
- radno opterećenje:  $W_{norm}=10$  mAs
- Rendgen aparat se nalazi na 1 m udaljenosti od zida iza sebe, i na polovini rastojanja od zidova koji su paralelni sa direktnim snopom.

Ostali podaci: Do 100 ekspozicija dnevno.

Za nadglednu zonu dozvoljena vrednost kerme u vazduhu prema NCRP-137 je:

$$P = 1 \frac{mGy}{god} \approx 0,02 \frac{mGy}{nedelja}$$

Računanje debljine vrata za primer 3:

- Primarno zračenje

Primarno zračenje se apsorbuje na zaštitnom ekranu, stoga se računa samo zaštita od sekundarnog zračenja.

- Sekundarno zračenje

Na osnovu slike 6.3 neophodnu debljinu zaštite računamo za rastojanja:

$$d_1 = 1m$$

$$d_2 = \sqrt{(2m)^2 + (4m)^2} = 4.47 m$$

Postupak računanja debljine vrata je identičan kao u primeru 1.

Ponavljanje postupka iz primera 1, dobiju se sledeći rezultati za kermu u vazduhu  $K_{sec}$  i transmisionu funkciju  $B_x$ :

	$K_{sec}$ (mGy/nedeljno)	$B_x$
$d_1$	34,3	$5,8 \cdot 10^{-4}$
$d_2$	1,19	<b>0,017</b>

Tabela 25. Izračunata vrednost Kerme u vazduhu i transmisiona funkcije slučaju prim. 5

Parametre  $\alpha, \beta, i \gamma$  očitavamo iz tabele 15 za 50 kVp.

Rezultati prikazani su u tabeli 26.:

Materijal	$x_{barijera}$ (mm)	
	$d_1$	$d_2$
Olovo	<b>0,42</b>	<b>0,17</b>
Gipsana ploča	132,91	58,24
Čelik	2,49	1,04
Staklo	55,65	24,75
Drvo	679,44	367,17

Tabela 26. Izračunata vrednost debljine vrata za zaštitu od sekundarnog zračenja u slučaju primera 5



## 7. ZAKLJUČAK

Dizajniranje zaštite za rendgensku prostoriju je kompleksan zadatak, ali se može pojednostaviti korišćenjem vodilja i propisa. Vrlo je bitno izvršiti merenja zaštite nakon postavljanja barijera, kao i beleženje istog. Takođe je neophodno praćenje zaštite tokom vremena, kako bi se osigurao kvalitet zaštite od zračenja.

Rezultatima ovog rada utvrđeno je da:

- je rastojanje najbolja zaštita od zračenja,
- efikasnost barijere zavisi od atomske broj elementa od kojeg se konstruiše barijera, i
- efikasnost barijere raste sa povećanjem debljine barijere

Bitno je naglasiti da, iako se analizom rezultata lako može zaključiti da je najbolje prilikom konstruisanja vrata koristiti olovo, ili čelik zbog količine materijala i debljine samih vrata, to u praksi često nije najoptimalnije rešenje. Kada se dizajniraju vrata, razmatra se i cena materijala, pa se često ispostavi da je kombinacija različitih materijala ipak bolje rešenje nego pravljenje vrata samo od olova. Takođe se mora razmotriti i činjenica da su vrata od olova i čelika teška, i da se nakon određenog vremena ona iskrive. Merenja doza zračenja pokazuju da je povećana doza iza zatvorenih vrata najčešće posledica toga da vrata ne naležu na okvir pravilno, i tako nastaju rupe između okvira i vrata koje propuštaju zračenje.

## 8. LITERATURA

1. Lazar Marinkov (1976): Osnovi Nuklearne fizike
2. Miroslav Tomašević i Branislav Goldner (1998): Rendgensko zračenje i zaštita u medicinskoj dijagnostici
3. Ivan Janjić (1992): Osnovi atomske fizike
4. V. Paić, G. Paić: Osnove radijacione dozimetrije i zaštite od zračenja, Zagreb 1983
5. ICRP, 1991. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. Ann. ICRP 21 (1-3).
6. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation UNSCEAR 1993 Report to the General Assembly, with Scientific Annexes
7. M. Tomašević, B. Goldner, Rendgensko zračenje i zaštita u pedijatrijskoj dijagnostici, Beograd 1998
8. Steven B. Down, Elwin R. Tilson (1994): Practical radiation protection and applied radiobiology
9. Dejan i Marija Popović (1997) : Biomedicinska instrumentacija i mjerenja
10. Guidance Notes on the Design of Protective Shielding for Medical, Dental and Veterinary diagnostic X-ray Facilities-RADIATION HEALTH SERIES No. 7, December 2004
11. Institut za nuklearne nauke „Vinča“ , Laboratorija za zaštitu od zračenja i zaštite životne sredine „Zaštita“ (2007): Projektni uslovi zaštite od jonizujućih zračenja za prostorije za postavljanje generatora rendgenskog zračenja
12. NCRP REPORT No. 147 (2005): Structural Shielding design for medical X-Ray imaging Facilities

UNIVERZITET U NOVOM SADU  
PRIRODNO-MATEMATIČKI FAKULTET

KLJUČNA DOKUMENTACIJSKA INFORMACIJA

<i>Redni broj:</i>	
<b>RBR</b>	
<i>Identifikacioni broj:</i>	
<b>IBR</b>	
<i>Tip dokumentacije:</i>	Monografska dokumentacija
<b>TD</b>	
<i>Tip zapisa:</i>	Tekstualni štampani materijal
<b>TZ</b>	
<i>Vrsta rada:</i>	Master rad
<b>VR</b>	
<i>Autor:</i>	Edit Karvak
<b>AU</b>	
<i>Mentor:</i>	Prof. dr Nataša Todorović
<b>MN</b>	
<i>Naslov rada:</i>	Zaštita vrata na komandnim sobama u rendgen dijagnostici
<b>NR</b>	
<i>Jezik publikacije:</i>	srpski (latinica)
<b>JP</b>	
<i>Jezik izvoda:</i>	srpski/engleski
<b>JI</b>	
<i>Zemlja publikovanja:</i>	Srbija
<b>ZP</b>	
<i>Uže geografsko područje:</i>	Vojvodina
<b>UGP</b>	
<i>Godina:</i>	2012.
<b>GO</b>	
<i>Izdavač:</i>	Autorski reprint
<b>IZ</b>	
<i>Mesto i adresa:</i>	Prirodno-matematički fakultet, Trg Dositeja Obradovića 4, Novi Sad
<b>MA</b>	
<i>Fizički opis rada:</i>	
<b>FO</b>	
<i>Naučna oblast:</i>	Zaštita od rendgenskog zračenja
<b>NO</b>	
<i>Naučna disciplina:</i>	Nuklearna fizika
<b>ND</b>	
<i>Predmetna odrednica/ ključne reči:</i>	Zaštita od rendgenskog zračenja, rendgensko zračenje, apsorbovana doza zračenja, projektovanje vrata
<b>PO</b>	
<b>UDK</b>	
<i>Čuva se:</i>	Biblioteka departmana za fiziku, PMF-a u Novom Sadu
<b>ČU</b>	
<i>Važna napomena:</i>	nema
<b>VN</b>	
<i>Izvod:</i>	
<b>IZ</b>	
<i>Datum prihvatanja teme od NN veća:</i>	28.10. 2011.
<b>DP</b>	

*Datum odbrane:*

**DO**

27. 09 2012.

*Članovi komisije:*

**KO**

Prof. dr Nataša Todorović, Doc. dr Borislava Petrović, Doc. dr Olivera Klisurić

*Predsednik:*

Doc. dr Olivera Klisurić

*član:*

Doc. dr Borislava Petrović

*član:*

Prof. dr Nataša Todorović

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:* Edit Karvak  
**AU**

*Mentor/comentor:* Prof. dr Nataša Todorović  
**MN**

*Title:*  
**TI**

*Language of text:* Serbian (Latin)  
**LT**

*Language of abstract:* English  
**LA**

*Country of publication:* Serbia  
**CP**

*Locality of publication:* Vojvodina  
**LP**

*Publication year:* 2012.  
**PY**

*Publisher:* Author's reprint  
**PU**

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

*Physical description:*  
**PD**

*Scientific field:* Radiation-shielding doors of command areas in x-ray diagnostics  
**SF**

*Scientific discipline:* Nuclear physics  
**SD**

*Subject/ Key words:* Radiation protection, ionizing radiation, absorbed dose, door design  
**SKW**

**UC**

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

*Note:* none  
**N**

*Abstract:*  
**AB**

*Accepted by the Scientific Board:* 28. 10. 2011.  
**ASB**

*Defended on:*

27.09.2012.

**DE**

*Thesis defend board:*

Prof. dr Nataša Todorović, Doc. dr Borislava Petrović, Doc. dr Olivera Klisurić

**DB**

*President:*

Doc. dr Olivera Klisurić

*Member:*

Doc. dr Borislava Petrović

*Member:*

Prof. dr Nataša Todorović