



UNIVERZITET U NOVOM SADU  
PRIRODNO-MATEMATIČKI  
FAKULTET  
DEPARTMAN ZA FIZIKU



УНИВЕРЗИТЕТ У НОВОМ САДУ  
ПРИРОДНО-МАТЕМАТИЧКИ ФАКУЛТЕТ

ПРИМЉЕНО:	7/05/2010
ОРГАНИЗЈЕД:	БРОЈ
0603	9/482

# Projektovanje mera radijacione sigurnosti i bezbednosti u radiodijagnostici

- diplomski rad -

Mentor: Doc. dr Nataša Todorović,  
Prof. dr Viktor Til

Kandidat: Edit Karvak

Novi Sad, 2010

## SADRŽAJ

<b>1.</b>	<b>Uvod.....</b>	<b>4</b>
1.1.	Otkriće X-zraka.....	4
1.2.	Generisanje rendgenskog zračenja.....	5
<b>2.</b>	<b>Nastajanje x-zračenja .....</b>	<b>6</b>
2.1.	Kontinualni spektar X-zračenja.....	6
2.2.	Karakteristični spektar X-zraka.....	9
<b>3.</b>	<b>Priroda i osobina rendgenskog zračenja .....</b>	<b>11</b>
<b>4.</b>	<b>Interakcija X-zraka sa materijom .....</b>	<b>12</b>
4.1.	Atenuacija monohromatskog zračnog snopa.....	12
4.2.	Atenuacija polihromatskog zračnog snopa .....	17
4.3.	Samoapsorbacija .....	17
<b>5.</b>	<b>Vrste i podela rendgen aparata.....</b>	<b>18</b>
<b>6.</b>	<b>Sastav i konstrukcija rendgen aparata.....</b>	<b>19</b>
6.1.	Rendgenska cev.....	19
6.1.1.	Kruksova jonska rendgenska cev .....	20
6.1.2.	Kulidžova elektronska rendgenska cev .....	20
6.2.	Katoda rendgenske cevi .....	21
6.3.	Anoda rendgenske cevi .....	23
6.3.1.	Fokus – izvor zračenja.....	23
6.3.2.	Prečnik anode .....	25
6.3.3.	Brzina obrtanja anode.....	25
6.3.4.	Maksimalni napon na anodi .....	25
6.3.5.	Karakteristike snopa X-zračenja .....	25



6.3.6. Termički kapacitet rendgenske cevi .....	25
6.4. Snaga zračenja.....	26
6.5. Zaštita rendgenske cevi .....	26
6.6. Komandni sto rendgen aparata.....	27
6.7. Stvaranje slike .....	27
6.8. Faktori koji utiču na kvalitet slike.....	27
6.9. Faktori koji utiču na zatamnjenje filma.....	29
<b>7. Osnovni principi zaštite od zračenja .....</b>	<b>31</b>
7.1. Zakonska regulativa .....	31
7.1.1. Zakon o zaštiti od jonizujućih zračenja i nuklearnoj sigurnosti .....	31
7.1.2. Pravilnik o uslovima za promet i korišćenje radioaktivnih materijala, rendgen-aparata i drugih uređaja koji proizvode jonizujuća zračenja.....	33
7.2. Klasifikacija radijacionih zona.....	35
7.2.1. Kontrolisana zona.....	35
7.2.2. Nadzirana zona.....	35
7.3. Klasifikacija zračenja u rendgenodijagnostici.....	36
7.4. Metode zaštite od zračenja .....	37
7.4.1. Udaljenost .....	37
7.4.2. Vreme .....	38
7.4.3. Apsorber .....	38
7.5. Koncepti i terminologija .....	42
7.5.1. Doze .....	42
7.5.2. Faktor zadržavanja .....	42
7.5.3. Klasifikacija profesionalno izloženih lica .....	43
7.5.4. Granica izlaganja.....	43
7.5.5. Radno opterećenje.....	44

7.6.	Računanje kerme u vazduhu .....	45
7.6.1.	Primarno zračenje.....	45
7.6.2.	Sekundarno zračenje .....	46
7.7.	Računanje debljine barijera ( $x_{barijera}$ ) .....	47
<b>8.</b>	<b>Račun.....</b>	<b>53</b>
8.1.	Angio sala .....	53
8.2.	Stomatološka ordinacija .....	56
8.3.	Fluoroskopija.....	61
8.4.	Dijagnostički rendgen aparat: .....	63
8.5.	Mamografija.....	64
<b>9.</b>	<b>Zaključak .....</b>	<b>67</b>
<b>Literatura.....</b>		<b>69</b>

## 1. Uvod

Zaštita od jonizujućeg zračenja je nauka koja se bavi zaštitom ljudi i okoline od štetnog dejstva jonizujućeg zračenja, kako čestičnog tako i elektromagnetcnog zračenja. Jonizujuće zračenje se široko primenjuje u industriji i u medicini ali u slučaju akcidenata predstavlja značajnu opasnost po život građana. Jonizujuće zračenje šteti živim ćelijama na mikroskopskom nivou prouzrokujući opekatine na koži, razne bolesti od zračenja pri većim izlaganjima, dok pri manjim izlaganjima nanose štetu na genetskom nivou, prouzrokujući mutacije gena i razne tumore, kancere.

U ovom radu su prikazane mere zaštite za prostorije u kojima su postavljeni dijagnostički rendgen aparati. Projektovane mere sigurnosti i bezbednosti prikazane u daljem tekstu sadrže računanje debljine zaštite koje će za određene rendgen aparate izlaganja iza zaštite svesti na prihvatljive vrednosti kako za profesionalna lica tako i za pacijente.

### 1.1. Otkriće X-zraka

Sredinom XIX veka, brojna istraživanja i eksperimenti sa gasnim cevima, visokim naponom i Rumkorfovim induktorom bili su uvod u otkriće X – zraka. Wilhem Conrad Roentgen je 8. novembra 1895. godine, puštajući električni visoki napon iz jednog većeg Rumkorfovog indupcionog aparata kroz vakumiranu Hitrofovou cev otkrio fluorescenciju na papirnom ekranu barijum – platina – cijanida. Zapravo Rendgen je izveo eksperiment sa katodnom cevi koja je bila priključena na indupcioni kalem i koja je bila prekrivena jednom crnom čaurom, neprolaznom za bilo koju vrstu zraka. Ipak i pored toga su se mogli primetiti do tada neprimećeni zraci, koji su prolazili iz katodne cevi i probijajući čauru od kartona dolazili do luminiscentnog ekrana. Nevidljivi zraci posedovali su do tada neslućenu moć prodiranja. Oni su bez problema prolazili kroz karton, drvo, tkaninu. Prolazili su čak i kroz debelu dasku. Takođe je primećeno da su meki delovi ljudskog tela bili veoma dobro propustljivi, dok su kosti propuštale vrlo malo takvih zraka. Fluorescencija se pojavila pri svakom puštanju visokog napona, čak i na rastojanju od 2 m, pa i kada je cev bila potpuno zamračena i oklopljena. Pojava fluorescencije se javljala i posle prolaska kroz hartiju (knjiga od 1000 stranica). Na ovaj način Rendgen je otkrio nove, do tada nepoznate zrake, koje je nazvao X – zracima. U svom saopštenju 1895. godine Rendgen je vrlo iscrpno izneo sva svojstva X – zraka, kao što su apsorpcija, fotohemski dejstvo na soli srebro – bromida i fotografsku ploču, i fotografski film. Rendgen dalje iznosi da se X – zraci prostiru pravolinijski, da ne skreću pod uticajem magnetnog i električnog polja i da se po svojstvima razlikuju od ultra – ljubičastih i infra – crvenih zraka odsustvom refrakcije, refleksije i polarizacije (specijalni eksperimenti prilagođeni kratkim talasima su kasnije dokazali da i X – zraci podležu zakonima optike). Rendgen je zaključio da X – zraci nisu ni katodni zraci iako su pomoću njih stvoreni. Otkrićem fluorescencije ekrana napravljenog od barijum – platina – cijanida Rendgen je primenom X – zraka otvorio put radioskopu, a eksperimentalnim dokazom fotohemskog dejstva X – zraka, i prvim Rendgenskim snimcima (šaka njegove supruge) postavio je osnov radijografije.[13]



Slika : 1.1. Jedna od prvih rendgenskih snimaka Wilhelm Röntgen-a : šaka njegove žene (Anna Berthe Roentgen) snimljena je 22. decembra 1895., prikazana je profesoru Ludwig Zehnder-u sa instituta za fiziku, Univerzitet Freiburg, 1. januara 1896.[4]

Za epohalni pronalazak X – zraka, Rendgen je primio prvu Nobelovu nagradu 1901. godine. X – zraci su u njegovu čast nazvani Rendgenski zraci, jedinica jonizujućeg zračenja – rendgen, odnosno  $2,58 \times 10^{-4}$  c/kg ( kulon po kilogramu ).[13]

## 1.2. Generisanje rendgenskog zračenja

Svaki put kada se slobodni elektroni koji lete velikom brzinom, izazvanom visokim naponom (50 – 150 ) kV koče materijalnom preprekom, doćiće do emisije X – zraka.

Princip stvaranja X – zraka se, ukratko rečeno, sastoji u bombardovanju anode ubrzanim katodnim elektronima u vakumskoj rendgenskoj cevi. Pri ovom bombardovanju dolazi do interakcije ubrzanih katodnih elektrona i elektrona anode, uz reorganizaciju pobuđenih i ionizovanih atoma i zakočenih elektrona, koju prati elektromagnetsko zračenje, odnosno emisija X – zraka. Za proizvodnju X – zraka potrebni su slobodni elektroni, visokog napona i anodna ploča koja kočenjem elektrona emituje rendgenske zrake.

Slobodni elektroni se stvaraju na katodnoj spirali rendgenske cevi. Katodna spirala se zagreva pomoću ( katodnog ) transformatora i pri usijanju čak i do 2500 °C oslobađa elektrone sa svoje površine putem termo ionizacije. Visok napon ubrzava elektrone i daje im potrebnu kinetičku energiju. Brzina elektrona je u funkciji napona rendgenske cevi : 40 – 100 kV za uobičajenu tehniku snimanja, 100 – 150 kV za tvrdu tehniku, i 200 kV za specijalnu tehniku. Visok napon od 100 kV prebacuje katodne elektrone prema anodi brzinom od 165.000 km/s. Odbijeni katodni elektroni negativnim naponom katode i privremenim pozitivnim naponom anode stvaraju snop elektrona koji zatvaraju krug. Elektroni lete prema anodnom fokusu uvek kada je anoda pozitivna ( + ) i katoda negativna ( - ), tako da se kod visokog napona naizmenične struje iskorišćava samo jedan polu talas, a kod ispravljenog napona – oba polu talasa. Elektroni, pod visokim naponom lete velikom brzinom ka anodnom fokusu i pri sudaru sa atomima volframa anode dolazi do njihove međureakcije u toku koje se velika kinetička energija elektrona transformiše pretežno u toplotnu ( 99 % ), a samo mali deo u zračnu energiju X – zraka ( 1 % ). Od ovih 1 % X – zraka u radu se iskorišćava samo 10%. Elektroni koji stižu do anode mogu ući u reakciju sa perifernim elektronima i jezgrom atoma anode. Međureakcija se odvija sudarom elektrona.[13]

## 2. Nastajanje x-zračenja

Kada se x-zraci razlože spektrometrom nalazi se da postoje dva vrsta spektra:

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

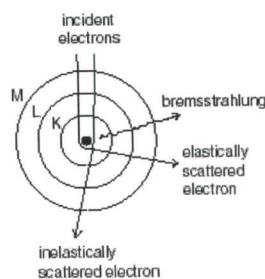
Ova dva izrazito različita tipa spektra koji nastaju od iste antikatode očigledno, moraju imati različit proces nastajanja.[2]

### 2.1. Kontinualni spektar X-zračenja

Kontinualni spektar X – zraka dešava se pri malim energijama upadnih elektrona, manjim od energije vezivanja anodnog elektrona.[14]

Kada nanelektrisana 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 ionizaciji atoma. U procesu jonizacije elektron je izbačen iz elektronskog omotača atoma.

Još jedan oblik neelastičnog sudara javlja se između jezgra atoma i lake nanelektrisane čestice, elektrona. U ovom procesu jezgro menja brzinu elektrona, ako elektron proleti na dovoljno bliskom rastojanju od njega. Posledica ove interakcije je emisija elektromagnetskog zračenja, koje je poznato pod nazivom zakočno zračenje .[2]



Slika 2.1. Šematski prikaz sudara elektrona sa elektronskim omotačem atoma

Prolazom kroz materiju, elektron najveći deo svoje energije gubi u ionizacionim i radijacionim sudarima. Kada se elektronu kao lakoj nanelektrisanoj čestici promeni brzina pod dejstvom Kulonovog polja jezgra ili elektrona iz elektronskog omotača atoma, on zrači elektromagnetsko 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 ionizaciju. Iz klasične elektromagnetske teorije

poznato je da je energija koju izrači nanelektrisana čestica proporcionalna kvadratu ubrzanja , a, što se može predstaviti u sledećoj formi:

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

a pošto je  $a = \frac{Z \cdot e^2}{m_e \cdot \rho^2}$ ; sledi

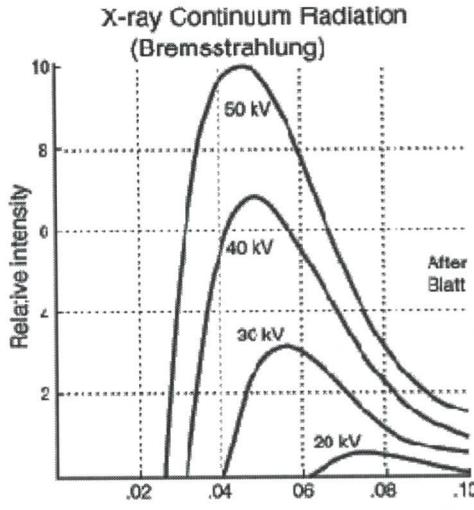
$$\left(\frac{dE}{dt}\right)_{rad} = \frac{2 \cdot e^2}{3 \cdot c^3} \cdot \frac{Z^2 \cdot e^4}{m_e^2 \cdot \rho^4}$$

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 nanelektrisana laka čestica prolazi. Iz ovih relacija se takođe vidi da su gubici energije na radijaciju daleko veći za luke u odnosu na teške nanelektrisane čestice. Ova se pojava koristi u rentgenskim cevima. Naime, od veće ili manje brzine proizilazi slabo ili jače kočenje elektrona i različitost talasnih dužina X – zraka od 3 – 10 nm (odnosno 10-9 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 [3]:

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

Iz prethodnih izraza se vidi da, granična vrednost talasne dužine preko koje se zrači maksimalna energija, obrnuto je proporcionalna 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.[13]

Ukupan intenzitet x-zraka je proporcionalan atomskom broju elemenata od koga je antikatoda napravljena.



Slika 2.2. spektar zakočnog X-zračenja

Zbog emisije zakočnog zračenja energija upadnog elektrona se eksponencijalno smanjuje:

$$I = I_0 e^{-x/l}$$

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 ionizaciju. Naprimjer: 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[2]:

$$(dE/dt)_{\text{rad}} = Z^2 N(E+mc^2) f(Z,E)$$

gde je  $f(Z,E) = \ln 2 (E+mc^2)^{-1/3}$

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

$$(dE/dx)_{\text{rad}} / (dE/dx)_{\text{neel}} \approx EZ/700$$

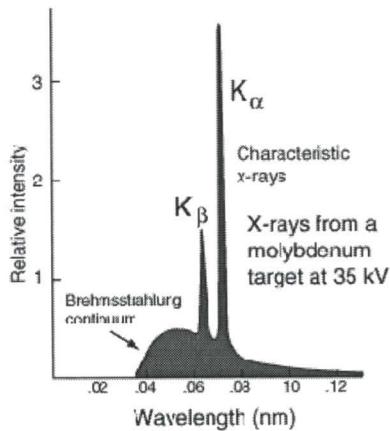
gde je  $E$  izraženo u MeV.

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 ionizaciju i eksitaciju atoma preovlađuju. Prema tome postoji neka kritična energija na kojoj su ove dve vrste gubitaka energije elektrona jednake:

$$E_k = 800/Z \text{ MeV}$$

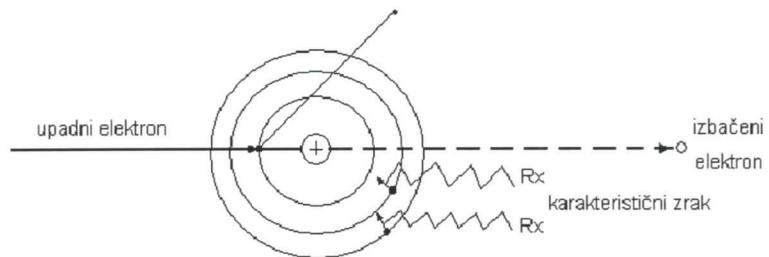
## 2.2. Karakteristični spektar X-zraka

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 ljeske. 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 ljeske na koju pada elektron. Karakteristično zračenje neke ljeske je nešto manje od energije veze te ljeske. Upadni elektron mora imati veću energiju od energije veze date ljeske kako bi se emitovalo karakteristično zračenje[3].



Slika 2.3. spektar karakterističnog X-zračenja

Karakteristično rendgensko zračenje se sastoje 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

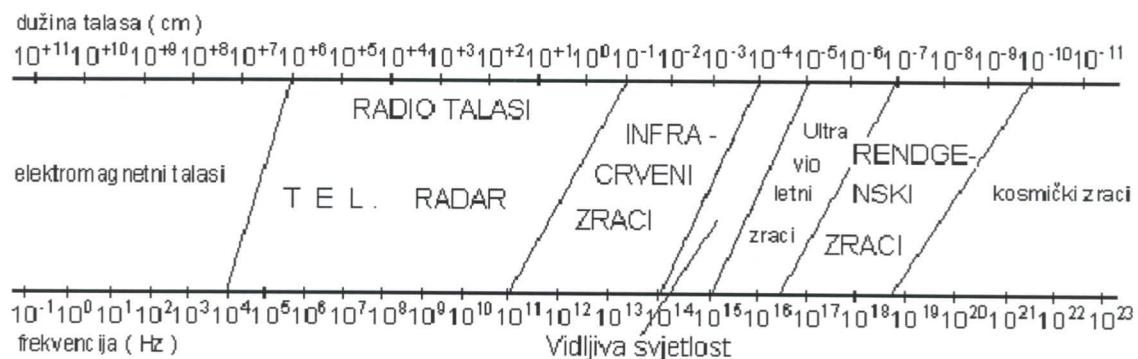
Povećanjem atomskog broja  $Z$  anode, spektar karakterističnog rendgenskog zračenja se pomera u kratkotalasnu oblast. Mozlijev zakon je pokazao da je talasna dužina zraka emitovanog npr. sa orbite  $K$  obrnuto srazmerna kvadratu atomskog broja ( $Z$ )  $\lambda=K/Z^2$  (  $K$  je konstanta ). Dakle 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[13].

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

### 3. Priroda i osobina rendgenskog zračenja

Snop X-zračenja koji se dobija iz rendgenske cevi je snop fotona različite energije. To dolazi odtuda što elektroni koji udaraju o anodu izbjijaju 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 primjenjen na rendgenskoj cevi ( 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 : ( 3.1. ) 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[14].



Slika 3.1. Spektar talasnih dužina

## 4. Interakcija X-zraka sa materijom

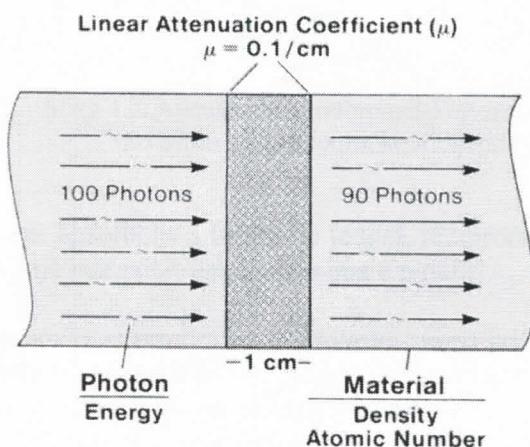
Pri prolasku kroz materiju fotoni mogu proći neremetujući sistem- transmitovani zraci, mogu biti apsorbovani i rasejani. Bitni faktori koji određuju verovatnoću ovih događaja su: energija fotona, gustina, debljina i redni broj materijala. Fotoni se mogu elastično ili neelastično rasejati, mogu interagovati 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[2].

Dva najbitnija efekta pri prolasku fotona kroz materiju jesu Comton-ovo rasejanje i fotoelektrični efekat. Ostali efekti su zanemarljivi u slučaju radiologije.

Intenzitetom I x-zračenja 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 s, a njihova frekvencija v, intenzitet tog zračenja je [3]:

### 4.1. Atenuacija monohromatskog zračnog snopa

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



Slika 4.1. Opadanje intenziteta snopa X-zraka pri prolazu kroz materijal

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

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

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

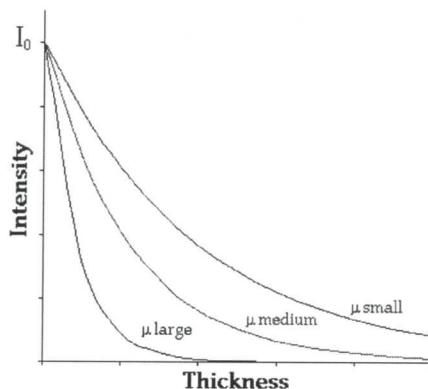
$$dI/I = -\mu \cdot I \cdot dx$$

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

$$\ln(I_0/I) = -\mu \cdot d$$

Odnosno

$$I = I_0 e^{-\mu d}$$



Slika 4.2. Atenuacija monohromatskog zračenja pri različitim atenuacionim koeficijentima

$\mu$  je t.zv. linearni koeficent apsorbije i brojno je jednak recipročnoj vrednosti one debljine sloja apsorbera koji smanjuje intenzitet upadnog snopa e puta[3].

Radiologiju zanima mogućnost prodiranja ili prolaska snopa zračenja kroz pacijenta, pa je logična potreba za opisivanjem snopa u smislu njegove mogućnosti da prodire kroz materijale poznatog sastava. Kvalitet zračnog snopa se izražava terminom debljina poluapsorbije ili HVL (half-value layer). Debljina poluapsorbije se definiše kao debljina apsorbera potrebna da se smanji broj fotona na polovinu i data je izrazom [14]:

$$I_x = I_0 / 2$$

Kada je  $x = \frac{x_1}{2}$

$$I_x = I_0 e^{-\mu \frac{x_1}{2}}$$

$$\frac{x_1}{2} = \frac{0.693}{\mu}$$

Navedene relacije važe za monoenergijski, kolinisani snop X-zraka gde rasejani fotonii ne mogu doći do detektoraa.  $\mu$  je totalni linearne koeficent atenuacije i predstavlja zbir koeficijenata atenuacije pojedinih procesa [3]:

$$\mu = \tau + \sigma + \kappa$$

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

Linearne koeficente apsorbacije  $\mu$  zavisi od priode 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 linearne koeficent za x-zračenje određene talasne dužine. Da bi se to izbeglo, uvedeni su maseni koeficenti, kao odnosi linearnih koeficijenata i gustine apsorbera,

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

odnosno:

$$\mu_m = \tau_m + \sigma_m + \kappa_m$$

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

Na taj način dobijamo da je maseni koeficent atenuacije karakteristika materijala i zavisi samo od talasne dužine zračenja, pa za jednačinu za intenzitet snopa dobijamo[3]:

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

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

Korisno je uvesti i atomske koeficenta  $\mu_a$ ,  $\tau_a$ ,  $\sigma_a$  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 1 mola (A) datog elementa prema Avgadrovom broju ( $N_A$ ),

$$\mu_a = (\mu/\rho) \cdot (A/N_A), \quad \tau_a = (\tau/\rho) \cdot (A/N_A), \quad \sigma_a = (\sigma/\rho) \cdot (A/N_A)$$

Dimenzije atomskih koeficenata su (površina/atom). Na taj način, naprimjer,  $\mu_a$  karakteriše atenuaciju x-zračenja u sloju koji sadrži 1 atom po  $1\text{m}^2$ . Naprimjer,  $\mu/\rho$  kod bakra, za X-zračenje 0,07 nm, je oko  $5\text{ m}^2/\text{kg}$ . Uzimajući za bakar  $A = 63\text{ g/mol}$  i  $N_A = 6,022 \cdot 10^{23}\text{ atom/mol}$

dobija se

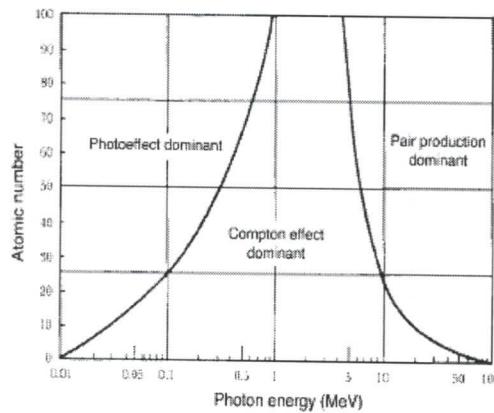
$$\mu_a = 5 \cdot 10^{-25}\text{ m}^2/\text{atom}$$

Zbog dimenzija ovih koeficijenata, oni se mogu shvatiti kao efikasni preseci atoma za atenuaciju, fotoelektrični efekat, Comptonovo rasejanje, i stvaranje parova. Efikasnim presekom se meri verovatnoća za bilo koje rasejanje i ima dimenziju površine ( $\text{m}^2$ ). Jedinica efikasnog preseka je barn i iznosi  $10^{-24}\text{ cm}^2$ . Kako su atomi poluprečnika reda veličine  $10^{-10}\text{m}$ , njihov geometrijski efikasni presek je reda veličine  $10^{-20}\text{ m}^2$ . 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, Compton-ov efekat i efekat stvaranja parova)[2]:

$$\sigma = \sigma_f + \sigma_c + \sigma_p$$

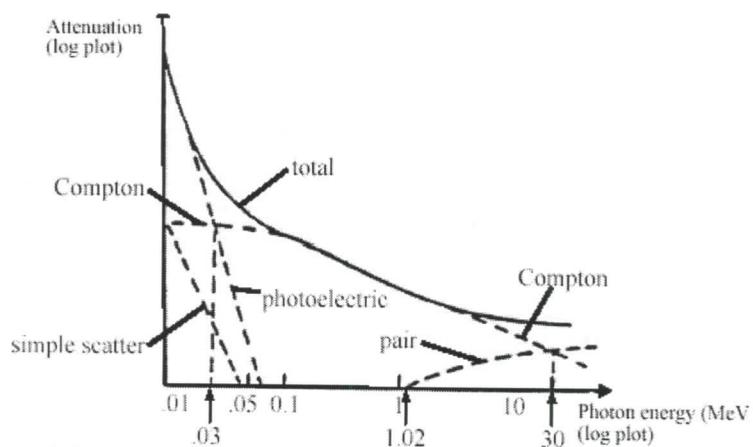
gde su preseci za svaki proces posebno, aproksimativno dati relacijama:

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



Slika 4.3. Preseci fotoelektričnog, Comptonovog i efekta stvaranja parova različitih materijala u zavisnosti od energije





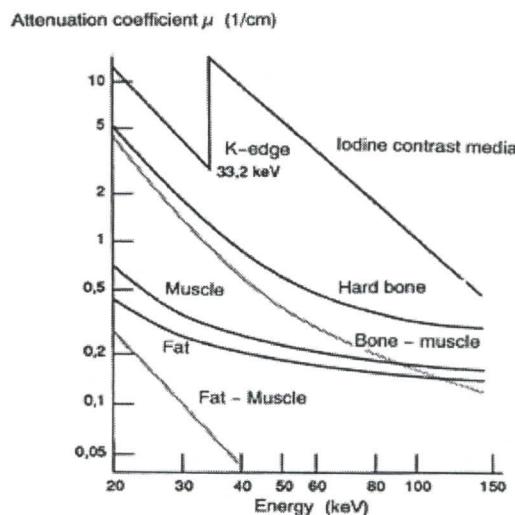
Slika 4.4. Totalni presek fotoelektričnog, Comptonovog i efekta stvaranja parova

Grafičkim predstavljanjem sva tri procesa dobija se forma kao na slici 4.3.. Očigledno je da presek za fotoefekat vrlo brzo opada sa povećanjem energije fotona. Presek za Compton-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, slika 4.4.

Odlika apsorbcije x-zraka sastoje se u tome da ona predstavlja čisto atomsku osobinu, zbog toga maseni koeficent apsorbcije predstavlja veličinu koja se aditivno određuje iz atomskih koeficijenata elemenata koji ulaze u sastav molekula.[13]

Uporedićeemo apsorpcione koeficijente za kosti i tkiva čovečjeg tela. Kosti 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[3] :

$$\frac{\sigma_f(\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2)}{\sigma_f(\text{H}_2\text{O})} = 68$$



Slika 4.5. Apsorpcioni spektar X-zračenja u različitim materijalima

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

Spektri apsorbcije x-zraka razlikuju se od optičkih apsorbcijskih spektara zbog potpunog odsustva oštrih linija, već se samo javljaju oštri skokovi u apsorpciji.. Svaki kontinualni apsorpcioni opseg počinje sa graničnom talasnom dužinom serije  $\lambda_K$ ,  $\lambda_L$ ,  $\lambda_M$ ,... a zatim se apsorpcija smanjuje sa talasnom dužinom. Skok u apsorpciji se javlja, kada fotoni x-zraka dostignu energiju ( $h\nu$ ) jednaku energiji ionizacije za elektrone određene ljudske (K, L, M,...), što omogućuje pojavu da foton izbije elektron iz te ljudske pri svojoj apsorpciji. Pri tome se naglo povećava apsorpcija. Prazna mesta izbijenih elektrona se popunjavaju elektronima iz viših ljudskih uz emisiju novih fotona karakterističnih x-zraka (fluorescentna emisija x-zraka). Apsorpcioni spektar x-zraka ima, kao i emisioni, finu strukturu[3].

Iz ovog zaključujemo da kada se monohromatski (monoenergijski) snop x-zraka, usmeri na homogenu prepreku kao što su voda ili parafin, doći će do slabljenja intenziteta izlaznog zračnog snopa. Intenzitet snopa će u zavisnosti od debljine sloja prepreke opadati po eksponencijalnom zakonu, pri čemu procenat oslabljenog zračenja ima određenu konstantnu vrednost. Naprimjer, ako 1 cm vode propušta 70% zračnog snopa sledeći cm će propustiti 70% zrakova koji su prošli prvi sloj, treći cm će propustiti 70% ostatka zrakova posle drugog sloja vode, itd. Kriva koja prikazuje ovaj fenomen je eksponencijalna kriva[8].

#### **4.2. Atenuacija polihromatskog zračnog snopa**

U realnom slučaju snop x-zraka koji izlazi iz rentgenske cevi je uvek polihromatski, tj. snop sadrži fotone različitih energija. Atenuacija u ovom slučaju složena funkcija debljine, i ne eksponencijalna. Prvi slojevi apsorbera apsorbuju fotone niže energije, tj. veće talasne dužine i nakon izvesne debljine apsorbera kriva uzima eksponencijalni oblik.

Polihromatski snop x-zraka se može filtracijom svesti na približno monohromatski. Filteri su najčešće pločice aluminijuma i bakra debljine 1mm i više. Oni se koriste kako bi se iz polihromatskog snopa zaustavili fotoni veće talasne dužine. X-zraci nižih energija se apsorbuju pri ulazu u ljudsko telo na koži i ne pružaju nikakvu informaciju o stanju organizma, već samo nepotrebno povećavaju apsorbovanu dozu pri pregledu.

#### **4.3. Samoapsorbcija**

Samoapsorbcijom nazivamo kada X-zraci stvoreni unutar mete se apsorbuju pri izlazu iz anode. Ova atenuacija je veća u pravcu anode nego u pravcu katode jer je ona bliža. To prouzrokuje veći intenzitet snopa sa katodne nego sa anodne strane cevi. Veličina ovog efekta zavisi od ugla anode, rastojanja od izvora do detektora i jačine polja. Da bi se redukovao ovaj efekat neophodno je smanjiti jačinu polja, povećati rastojanje između izvora i detektora i povećati ugao katode. Ovaj efekat može biti od koristi ako telo postavimo tako da se gušći delovi tela okrenu ka katodi a redi, tanji ka anodi [8].

## **5. Vrste i podela rendgen aparata**

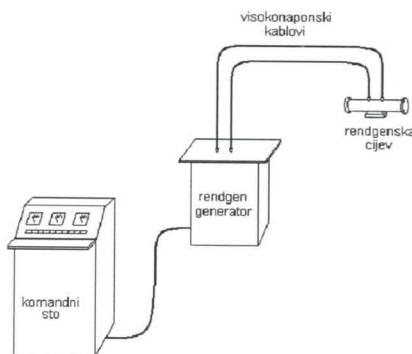
Svi rendgen aparati su u suštini slični. Ipak, neke bitne osobine brojnih tipova i vrsta rendgen aparata razlikuju ih međusobno, pa ih možemo grupisati :

1. *Prema priključivanju na izvor napajanja* – na monofazne i trofazne.
2. *Prema nameni* – na rendgen aparate koji se koriste u medicini ( oblast opšte radiologije ), stomatologiji, mamografiji, tomografiji, angiografiji, veterini, industriji i sl. U medicini se koriste dve vrste aparata dijagnostički i terapeutski.
3. *Prema vrsti struje koju koriste* – na jednopulsne, dvopulsne, šestopulsne, dvanaestopulsne, u zavisnosti od broja relativno pozitivnih naponskih impulsa za vreme jedne periode primarnog naizmeničnog napona koji se koriste na katodi rendgenske cevi.
4. *Prema prenosivosti* – na stabilne, neprenosive i prenosive.
5. *U pogledu posedovanja ekrana* – na rendgen aparate bez ekrana ( terapijski, zubarski i dr. ) i one sa ekranom. Ekran može biti klasičan ili pak zamenjiv tzv. televizijskim lancem.
6. *Prema pojedinim bližim zahtevima* – na standardne, bez obzira što su u njih ugrađena novija tehničko – tehnološka rešenja i specijalne, za posebne vrste pogleda ( tomograf, mamograf, za angiografiju i koronarografiju, digitalnu supstrakcionu angiografiju ili, npr. kompjuterizovani tomograf ( tzv. Skeneri ili skraćeno, CT) [15].

## 6. Sastav i konstrukcija rendgen aparata

Konstrukcija rendgenskih uređaja u mnogome zavisi od njihove namene i režima rada. Osnovni delovi koji ulaze u sastav jednog rendgen aparata su :

- rendgenska cev – izvor rendgenskog zračenja,
- „rendgenski generator“ – elektro sklopovi koji obezbeđuju normalan rad i rukovanje rendgenskom cevi, kao što su visokonaponski transformator, transformator za zagrevanje struje katode i ispravljački sistem, komandni uređaji, merni instrumenti, visokonaponski prekidači (ukoliko su na uređaju priključene dve ili više rendgenskih cevi ),
- visokonaponski kablovi,
- komandni sto,
- dodatni uređaji koji se mogu po potrebi priključiti a omogućuju primenu uređaja [15].



Slika 6. Uprošćena šema rendgen uređaja sa osnovnim elementima

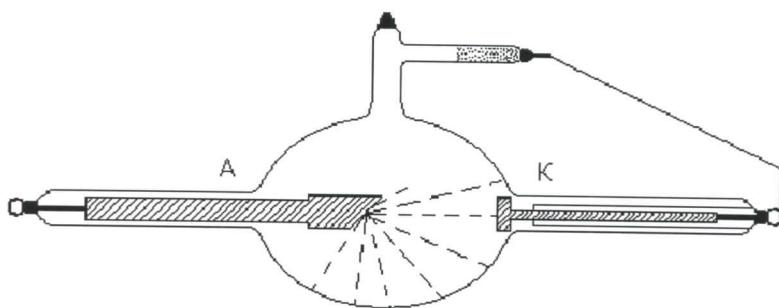
### 6.1. Rendgenska cev

Rendgenska cev je vrlo značajan deo svakog rendgen aparata jer u njoj nastaju rendgenski zraci koji se koriste u skopiji i grafiji. Prve rendgenske cevi bile su tzv. *gasne ili jonske rendgenske cevi*. Da bi funkcionalisale, u sebi su uvek morale da sadrže izvesnu količinu razređenog vazduha, on je služio kao izvor jona. Slobodni elektroni, kojih uvek ima van atomske strukture atoma u razređenom vazduhu, pri prenosu visokim naponom rendgenske cevi od katode prema anodi na svom putu se sudaraju sa atomima razređenog vazduha u cevi, pri čemu se iz perifernih orbita ovih atoma oslobađaju novi elektroni. Tako slobodni elektroni

razređenog vazduha služe kao izvor novih elektrona. Svi ti elektroni bivaju preneti visokim naponom do anode rendgenske cevi, i to velikom brzinom, tolikom da usled sudara sa atomskom strukturom fokusa na anodi dolazi do oslobađanja X-zraka.[15]

#### 6.1.1. Kruksova jonska rendgenska cev

Ove cevi korišćene su za proizvodnju rendgenskog zračenja skoro punih dvadeset godina. Cev je pravljena od stakla u obliku balona u kome su bile zatopljene tri elektrode. Elektroda na koju se u toku rada dovodio pozitivan jednosmerni napon ili anoda ( A ), elektroda na koju se dovodeo negativan napon ili katoda ( K ) i treća pomoćna koja se nalazila na istom potencijalu kao i katoda. Osim ovih elektroda na balonu jonske cevi se nalazila cevčica sa otvorom kroz koji se vršila regeneracija vazduha u cevi. Zbog svog položaja u odnosu na katodu anoda se nazivala i antikatoda. Postojanje vazduha u cevi, sa manjim ili većim brojem slobodnih elektrona, bio je osnovni uslov da bi jonska cev mogla da se koristi za proizvodnju rendgenskog zračenja. Zbog toga se ova cev i nazivala jonska ili gasna cev.[15]



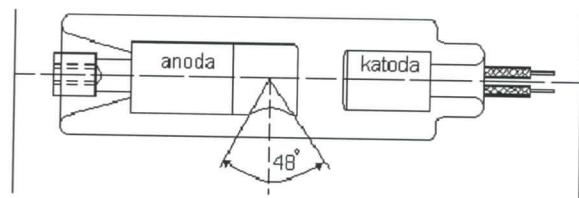
Slika 6.1. Kruksova jonska ( gasna ) cev

Nedostatak ovih cevi ogledao se u tome što one nisu mogle da izdrže visoke napone koji su bili neophodni u rendgendifagnostici. Njihov rad je bio nestabilan zbog stalnog smanjivanja raspoložive količine gasa za vreme rada odnosno smanjenja broja slobodnih elektrona sposobnih da proizvedu rendgensko zračenje. Ovaj nedostatak se uglavnom nadoknadivao čestom regeneracijom gasa u cevi što je otežavalo ili potpuno prekidalo rad. Osim toga u prvim gasnim cevima pojavljivao se i problem dobrog fokusiranja proizvedenog zračenja. U toku rada, rendgensko zračenje se rasejavalo u širokom prostoru oko cevi što je otežavalo zaštitu osoblja i pacijenata. Ovaj značajan nedostatak rešavan je donekle na taj način što je u nekim konstrukcijama gasnih cevi katoda pravljena u obliku sfernog ogledala.[15]

#### 6.1.2. Kulidžova elektronska rendgenska cev

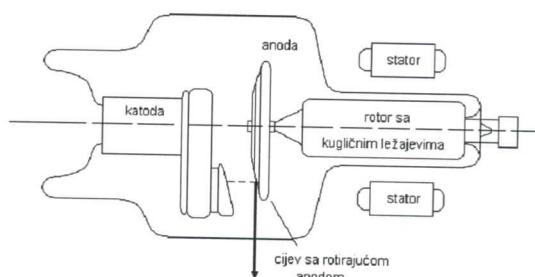
Vakumsku cev, koja je zamenila gasnu cev, konstruisao je 1913 godine *Kulidž* (Coolidge) po kome je dobila i ime. Ona se vrlo često naziva i elektronska cev jer se u njoj elektroni neophodni za proizvođenje rendgenskog zračenja, posebno emituju iz katode koja se zagревa

do usijanja strujom iz posebnog strujnog kola. Pritisak vazduha u ovim cevima iznosi po pravilu oko 0,13 mPa. I po konstrukciji, elektronska cev se bitno razlikuje od gasne cevi.



Slika 6.2. Elektronska rendgenska cev EI Niš RUL 55/0,4 Dentix

Stakleni balon ovih rendgenskih cevi je od litijum-berilijum-bora, bez primesa olova, i u njemu se za razliku od gasnih cevi, nalaze jedna naspram druge samo dve elektrokatode – anoda i katoda.



Slika 6.3. Rendgenska cev sa obrtnom anodom EI Niš RXS 150/30 – 50

Obrtna anoda napravljena je u obliku diska – tanjira od volframa i preko tanke osovine vezana je za prošireni deo koji služi kao rotor, a napravljen je od bakra. Kod obrtne anode čitav koncentrični prsten (staza), predstavlja ustvari fokus anode. Snop katodnih elektrona fokusiran je tako da dolazi uvek na isto mesto na anodi. Međutim, kako se anoda okreće, snop elektrona pada u svakom trenutku na drugi deo staze. Zbog toga se samo deo staze na koju padaju elektroni zagreva, dok se ostala površina staze hlađi.

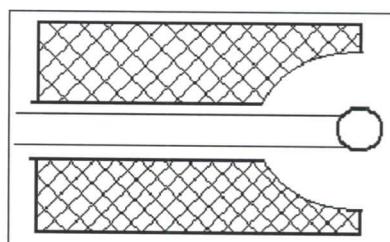
## 6.2. Katoda rendgenske cevi

Katodu rendgenske cevi čini spiralno katodno vlakno napravljeno od čistog volframa postavljeno u metalnu čašicu ili valjak. Poprečni presek vlakna iznosi oko 0,2 mm a prečnik spirale je između 0,5 mm i 1,0 mm i zagreva je katodni transformator do 24 V.

Eksplotacijom cevi zbog isparenja pri usijavanju prečnik spirale vremenom se smanjuje, približno posle 2000 časova rada sa 1/10 prvobitne vrednosti. Dužina spirale katodnog vlakna, u zavisnosti od vrste i namene rendgenske cevi, može biti od 1,0 cm do 1,5 cm. Za katodno vlakno koristi se čist wolfram iz nekoliko razloga :

- Volfram je elemenat čiji je maseni broj veliki (  $A = 184$  ) kao i njegov atomski broj (  $Z = 74$  ),
- Ima visoku tačku topljenja od  $3350^{\circ}\text{C}$ ,
- Lako emituje elektrone termoelektričnom emisijom na temperaturi od  $1580^{\circ}\text{C}$ .

Kako je emisija elektrona srazmerna površini sa koje se emituju, katodno vlakno se pravi u obliku spirale čime se obezbeđuje dovoljna emisiona površina i gustina emisione struje elektrona koja iznosi i više od  $0,1 \text{ A/cm}^2$ . U praksi katodna spirala zagrejana na temperaturi od  $2250^{\circ}\text{C}$  obezbeđuje struju u rendgenskoj cevi od 2 do 4 mA, što je slučaj pri rendgenoskopiji ili kada je spirala zagrejana na  $2350^{\circ}\text{C}$  i više, daje struju cevi od 400 i više mA, kakva se koristi u rendgenografiji.



Slika 6.4. Katodno vlakno sa čašicom ( poprečni presek )

Rendgenske cevi koje se koriste u medicinskoj dijagnostici mogu imati jedno katodno vlakno (rendgenske cevi sa jednim fokusom), ili kao većina savremenih rendgenskih cevi – dva katodna vlakna nejednakih dimenzija (rendgenske cevi sa dva katodna fokusa).

Emisija elektrona sa katode u toku rada rendgenske cevi je kontinualna. Za razliku od ovih rendgenskih cevi, kod rendgenskih cevi sa rešetkom, koje se koriste u rendgen – kinematografiji, angiografiji i drugim uređajima kod kojih se ostvaruje visoka frekvencija snimanja, emisija X – zraka se odvija u impulsima. Ovakvo pulsiranje rendgenskog zračenja je u rendgenkinomatografiji poželjno i usaglašeno sa transportom filma, tako da se X – zraci emituju samo u trenucima kada filmska traka miruje, dok se njihova emisija prekida za vreme transporta filmske trake.

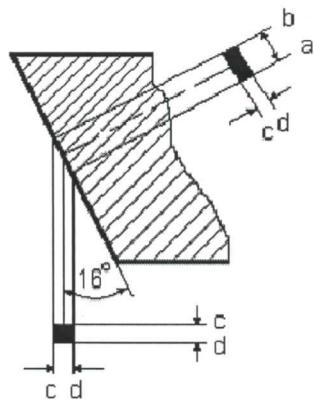
### **6.3. Anoda rendgenske cevi**

Prvobitno, anoda se pravila od masivnog bakarnog valjkastog tela. Na delu koji je okrenut prema katodi i koji je zasečen pod uglom od  $45^\circ$  nalazila se pločica od volframa – „ogledalo“. U toku rada cevi, prilikom udara brzih elektrona najveća opterećenja trpela je volframska pločica u kojoj je dolazilo do konverzije kinetičke energije elektrona u toplotnu energiju i samo jednim manjim delom u energiju rendgenskog zračenja. Zbog toga je anoda morala biti od materijala vrlo visokog atomskog broja kako bi se u njemu uspešno zaustavili elektroni, a u isto vreme morao je zbog jakog zagrevanja da ima i vrlo visoku tačku topljenja. Tim zahtevima udovoljavaju volfram i platina, stim što volfram ima značajnu prednost ukoliko se uzme u obzir i cena materijala. Kod rendgenskih cevi sa obrtnom anodom anodni tanjur, koji na svojoj površini nosi anodnu stazu napravljen je od molibdena ili grafita.

#### **6.3.1. Fokus – izvor zračenja**

Pločica na anodi se najčešće naziva anodno ogledalo jer se sa nje emitiše rendgensko zračenje, a površina na anodnom ogledalu na koju dolaze ubrzani elektroni, električni ili realni fokus rendgenske cevi. Površina ovog fokusa je u obliku pravougaonika. Veličina fokusa, cevi sa obrtnom anodom, se kreće od  $1,2 - 2,0$  mm za veliki fokus,  $0,3 - 0,1$  mm za mali fokus. Treba razlikovati realni i optički fokus. Realni fokus je površina anode na koju padaju katodni elektroni a optički predstavlja geometrijsku projekciju realnog fokusa. Što je fokus finiji (manji) rendgenska slika je preciznija. Oba ova suprotna zahteva postignuta su optimalnim nagibom anode ( $10^\circ - 45^\circ$ ).

*Geceov fokus* – U cevi koja nosi njegovo ime, anodno ogledalo je postavljeno pod znatno povoljnijim uglom čime je postignuto sužavanje prostora u kojem se zračenje emituje i bolja je oština slike. Kada se posmatra iz pravca katode aktivna površina (električni fokus) na anodnom ogledalu ima oblik pravougaonika sa stranicama ab x cd, a kada se posmatra iz pravca referentne ose površina (optički fokus ili efektivni fokus) ima oblik kvadrata sa stranicama cd. Dobija se utisak da rendgensko zračenje potiče sa malog tačkastog fokusa dok je površina izložena elektronima znatno veća. Znači da u stvaranju rendgenskog zračenja učestvuje velika površina (električni fokus) dok je površina sa koje se emituje rendgensko zračenje relativno mala (optički ili efektivni fokus). Kod dijagnostičkih rendgenskih cevi anodni ugao danas obično iznosi između  $6^\circ$  i  $16^\circ$ . Dakle, ovakvim nagibom fokusa rešena je mogućnost većeg opterećenja cevi a sačuvana je površina efektivnog fokusa, a time je sačuvana i oština rendgenske slike.



Slika 6.5. Električni fokus ( abcd ) i optički ili efektivni fokus ( cdcd )

Prve anode rendgenskih cevi bile su pravljene od masivnih bakarnih komada cilindričnog oblika na čejim se zakošenom kraju, okrenutom prema katodi nalazilo anodno ogledalo. Sa ovako postavljenog ogledala X – zraci su se emitovali u širokom prostornom uglu. U cilju boljeg usmeravanja nastalog rendgenskog zračenja ali i zbog zaštitnog osoblja koje se nalazi u blizini izvora zračenja rađene su rendgenske cevi sa samozaštitom.

Kod ovih rendgenskih cevi anodno ogledalo je zaštićeno masivnom metalnom kapom sa malim otvorom na svojoj čeonoj strani kroz koji prolaze elektroni emitovani sa katode. Berilijum, malog atomskog broja ( $Z = 4$ ), koristi se za filtraciju primarnog snopa rendgenskog zračenja. U njemu se apsorbuje rendgensko zračenje malih energija koje ne dospeva do filma ili ekrana ali bi doprinosilo povećanom ozračivanju pacijenta. Materijali od kojih se izrađuje anoda a posebno oni delovi anode koji pri proizvodnji rendgenskog zračenja trpe najveća opterećenja i zagrevanja prilikom udara elektrona moraju da ispunjavaju sledeće uslove :

- da obezbede što bolje iskorišćenje energije elektrona,
- da su u stanju da izdrže velika mehanička i toplotna opterećenja,
- da imaju veliki toplotni kapacitet,
- da dobro sprovode toplotu.

Opterećenje anodnog fokusa po jedinici njegove površine ( $\text{mm}^2$ ), odnosno maksimalno specifično opterećenje uglavnom zavisi od tačke topljenja materijala. I u ovom slučaju volfram ima vidne prednosti jer može da izdrži opterećenja i do 200 W po  $\text{mm}^2$  u trajanju od 1s.

### **6.3.2. Prečnik anode**

Veličina prečnika anode zavisi od opterećenja koje je predviđeno za određenu namenu rendgenske cevi i iznosi od 8 – 12 cm. Kod obrtne anode fokus je na kružnoj stazi i kako se ona okreće, elektroni udaraju u njene različite delove. Kod anode sa 3 000 obr/min prečnik anodne staze iznosi ( 11,5 – 12 ) cm, a kod anode sa 9 000 obr/min prečnik iznosi 7 cm.

### **6.3.3. Brzina obrtanja anode**

Normalna brzina obrtanja anodnog tanjira iznosi 3 000 obr/min ili 50 obr/s. Jedan obrtaj iznosi 1/50 s. Povećanjem brzine obrtanja anodnog tanjira povećava se i snaga svakog fokusa, a anoda bolje hlađi jer se sa njene površine lakše odvodi toplota. Kod savremenih aparata ova brzina ide i do 17 000 obr/min. A ovu brzinu dostižu u roku od samo jedne sekunde.

### **6.3.4. Maksimalni napon na anodi**

Današnje anode mogu podneti intenzitet struje od 2 000 mA. To su cevi velike snage, do 200 kW i koriste se kod svih većih rendgenskih aparata. U radeo-dijagnostici koristi se visoki napon 20 – 150 kV, radio skopija 50 – 110 kV i radio grafija 20 – 150 kV. Opterećenje rendgenske cevi izražava se u kilovatima ( kW ), odnosno proizvodom iz kV i mA, što predstavlja energiju elektrona koji prolaze od katode ka anodi. Maksimalno opterećenje rendgenske cevi zavisi od : fokusa, struje kroz cev, vremena, tj. dužine ekspozicije, i visokog napona. Opterećenje fokusa zavisi od njegove veličine, prečnika i brzine obrtanja anode. Snaga rendgenske cevi ili fokusa varira sa vremenom opterećenja. Iz praktičnih razloga izabrano je vreme od 0,1 s, kao vreme pri kojem se određuje snaga cevi, svaka rendgenska cev, svaki fokus i svaki mono i trofazni generator imaju određene konstruktivne fabričke karakteristike. Maksimalno opterećenje za rendgensku cev sa duplim fokusom varira od 12 – 13 kW za mali fokus i do 150 kW za veliki fokus.

### **6.3.5. Karakteristike snopa X-zračenja**

Oblik spektra zavisi od napona primjenjenog na rendgenskoj cevi, oblika talasa generatora, materijala mete i ugla i količine inherentne i dodatne filtracije u snopu X-zraka. Za većinu dijagnostičkih metoda i sve intervencijske procedure koristi se spektar X-zraka iz mete kalaja. Aluminijumski filteri se uglavnom koriste da uklone niskoenergijski i spektar zakočnog zračenja. U nekim slučajevima se mogu koristiti dodatni filtri za tzv. otvrđnjavanje spektra. Nisko energijski fotonii se apsorbuju na površini kože pacijenta, ne pružaju nikakvu dijagnostičku informaciju tako da oni samo nepotrebno povećavaju apsorbovanu dozu kod pacijenta. Da bi sprečili da niskoenergijski karakteristični X-zraci nastali u bakarnom filtru dospeju do pacijenta, aluminijumski filter se stavlja između bakarnog filtra i pacijenta. U spektru volframa postoje pikovi od  $K_{\alpha}$  i  $K_{\beta}$  karakterističnog zračenja za napone cevi veće od 69.5 kV, koji odgovaraju energiji volframove K ljske, ali spektar je dominantan usled uticaja zakočnog zračenja.

### **6.3.6. Termički kapacitet rendgenske cevi**

Pri eksploataciji rendgenske cevi na anodi se postiže temperatura visokih vrednosti (1800° C), budući da se najveći procenat elektronske energije pri udaru katodnih zraka sa

volframskom pločicom pretvara u toplotu a samo 1 – 2 % u rendgenske zrake. Između fokusa i anodnog tela mora postojati određena razlika u temperaturi i svako približavanje temperature tela anode temperaturi fokusa predstavlja opasnost za sam fokus odnosno rendgensku cev. Termički kapacitet predstavlja onu količinu toplote koju rendgenska cev može da primi bez rizika. Svako prekoračenje termičkog kapaciteta dovodi do oštećenja anode. Određivanje kapaciteta rendgenske cevi vrši se u kWs i dobija se množenjem vrednosti :  $1 \text{ mA} * 1 \text{ kV} * 1 \text{ s} = 1 \text{ kWs} = 1 \text{ J}$ , a izražava se u džulima. Između dva ciljna snimanja potrebno je rashladiti anodu.

#### **6.4. Snaga zračenja**

Pri promeni napona na cevi menja se i ukupna snaga zračenja koja je proporcionalna drugom stepenu napona tj.  $U^2$ . Pri promeni temperature usijanja katode, menja se količina elektrona koje katoda emituje u jedinici vremena pa na određeni način se menja i vrednost anodne struje kroz cev. Snaga zračenja se menja pri tome približno proporcionalno vrednosti anodne struje. Promena grejanja katodne cevi ne utiče na raspodelu energije u spektru zračenja. Snaga zračenja takođe zavisi od intenziteta kočenja elektrona na anodi što zavisi od prirode materijala anode, odnosno ogledalceta. Eksperimentima je dokazano da pri promeni materijala ogledalceta, snaga zakočnog zračenja raste proporcionalno atomskom broju elemenata od koga je napravljeno ogledalce. Na taj način u celini, energija zakočnog zračenja je proporcionalna kvadratu napona ( $U^2$ ) između anode i katode, vrednosti struje ( $I$ ) kroz cev i atomskom broju ( $Z$ ) materijala anode.[15]

$$E = kU^2IZ \quad (7.4.)$$

K – koeficent koji zavisi od jedinica veličina iz gornjeg izraza.

#### **6.5. Zaštita rendgenske cevi**

Rendgenska cev je vrlo skup i dosta osetljiv deo rendgen aparata. Rešavajući problem zaštite, proizvođači su rešili i neke probleme koji se tiču opasnosti od cevi za pacijente i osobe koje njima rukuju profesionalno. Da bi se rendgenska cev zaštitila od mehaničkog oštećenja, da bi se njome lakše rukovalo, da bi joj se obezbedilo potrebno hlađenje, da bi se sprečilo rasejano zračenje u neželjenim pravcima i da bi se otklonile opasnosti od električnog udara konstruktori su rendgensku cev smestili u metalni *zaštitni oklop*, koji se naziva i *tutu – oklop, hauba*. Hauba je cilindričnog oblika, sa tri otvora. Dva su otvora obložena visokoizolacionim materijalom i služe za prihvatanje završnica visokonaponskih kablova a treći otvor je tzv. prozor, kroz koji izlazi snop rendgenskih zraka. Prozorčić je zaštićen aluminijumskim limom debljine oko 2 mm. Otvor za prolaz korisnog snopa rendgenskog zračenja zaštićen je prozorom a ispod njega se postavlja sistem blendi za ograničavanje snopa zračenja. Potrebna širina zračnog snopa X – zraka reguliše se sužavanjem ili širenjem posebnih olovnih zastora koji se smeštaju kao poseban deo na ovo prozorče, van haube. To je tzv. *primarna brana*. Hauba je iznutra obložena olovnim limom debljine 3 mm. Olovni lim treba da spreči izlaz X – zraka iz haube u neželjenim pravcima, osim kroz prozorčić. Hauba

je ispunjena visokoizolacionim uljem. Da bi se obezbedila mogućnost širenja zagrejanog ulja u oklopnu se nalazi i dilataciona komora. Na dilatacionej komori ponekad je ugrađen prekidač koji isključuje kontakt za cev kada je temperatura ulja iznad dozvoljene. Ulje mora imati i dobru izolacionu sposobnost zbog čega se pre definitivnog zatvaranja oklopa zagreva u vakumu, kako bi se sva eventualna voda isparenjem odstranila. Da bi se poboljšalo hlađenje ulja, tj. cevi ponekad se na oklop cevi pričvršćuju ventilatori. Na anodnom kraju haube, unutra, u haubi se nalazi stator elektromotora koji pokreće rotor. Odnosno anodnu rendgenske cevi. Stator se napaja posebnom strujom. Posebnu opasnost za cev predstavlja *neregularna struja*, i to neregularna u pogledu smera struje, visine napona struje cevi, odnosno jačine struje zagrevanja. *Regulisanje smera struje kroz cev* rešeno je, delom, samom cevi ali pouzdano, ispravljačima struje visokog napona. Da bi se izbegao bilo kakav rizik a i iz drugih razloga, proizvođači su u rendgen –aparate ugradili tzv. ispravljače struje visokog napona. Kao ispravljači, svojevremeno su korištene ventilne cevi a danas se umesto njih isključivo koriste poluprovodnici.[14][15]

## 6.6. Komandni sto rendgen aparata

Komandni sto se još naziva i regulacioni sto. On je obavezni deo svakog rendgen – aparata. Predstavlja jedan metalni sanduk u kome se nalaze svi potrebni regulacioni aparati za uključivanje i isključivanje rendgen aparata, za promenu jačine struje i napona. Na gornjoj strani ovog sanduka, tabli, nalaze se komande sa kontrolnim mernim skalama za ulaznu struju, za određivanje mA, kV, vremena ekspozicije ili radnog opterećenja ( mAs ), tj. proizvoda mA i vremena ekspozicije. Tu su i druge komande, npr. za željene vrednosti struje, posebno za skopiju a posebno za grafiju ( mA, kV, mAs ). U novije vreme, ove vrednosti se određuju senzorskim putem digitalnom tehnikom. Za različite rendgen aparate različite su konstrukcije i forme a naročito kada je reč o različitim proizvođačima. Smešta se između gradske mreže i oba transformatora, u prostoriji gde su i ostali delovi rendgen aparata ili van nje, npr. teledirigovani komandni sto sa daljinskim upravljanjem.[15]

## 6.7. Stvaranje slike

Snop rendgenskih zraka, koji prolaze kroz jedan deo tela, pokazuje po svom izlasku iz tela mestimične razlike u intenzitetu, koje predstavljaju apsorpcionu sliku, odnosno jednu latentnu (nevidljivu, skrivenu ) sliku, ( tzv. „zračna slika “ ). Ovako izmenjeni, nehomogeni snop dejstvom na film izaziva fotolizu. Pod fotolizom podrazumevamo redukciju srebra i brom – jona u elementarne atome broma i srebra.

## 6.8. Faktori koji utiču na kvalitet slike

Kada se govori o kvalitetu slike, veoma često se mešaju pojmovi kontrast i oština. Kontrast rendgenografije je razlika između svetlih i tamnih površina slike, odnosno dva susedna intenziteta. Oština rendgenografije ili razdvojna moć je svojstvo fotoemulzije da

registruje fine detalje anatomske građe tela ili patološkog procesa. Razdvojna moć filma izražava se debljinom crte, koja se na snimku može videti i koja se naziva „linijom oštchine“. U rendgenografiji linija oštchine treba da iznosi najviše 0,1 mm.

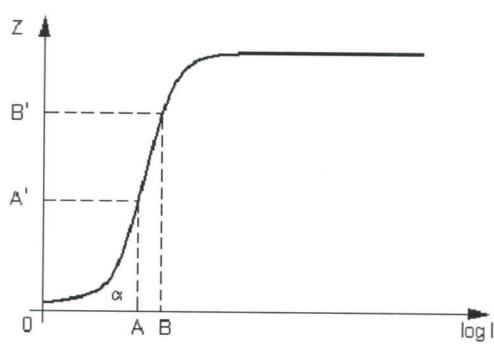
#### *a) Rasejano zračenje*

Rendgensko zračenje koje pada na objekat, stiže do kasete delimično neoslabljeno, ali se jednim delom apsorbuje i rasejava. Rasuti zraci delimično izlaze iz objekta u svim pravcima, pri tome stižu do kasete sa filmom i doprinose zatamnjenuju filma. Stoga to loše utiče na kontrast slike.

#### *b) Karakteristike filma*

Tzv. kriva zatamnjivanja jednog filma pokazuje zavisnost između osvetljenja i zatamnjivanja na koje deluje to osvetljenje, slika 9.13.

Vertikalno je uneto zatamnjivanje  $Z$ , horizontalno log. osvetljenja  $I$ . Tangens ugla naziva se gama – vrednost filma. Film sa velikom gama – vrednošću se naziva strmim filmom, što podrazumeva veliku osetljivost i dobar kontrast pri radiografiji.



Slika 6.6. Kriva zatamnjivanja filma ( $Z$ ) od log. osvetljenja  $I$

#### *c) Kontrastno sredstvo*

Ukoliko izvesni delovi tela ne puštaju na film ili ekran za prosvetljavanje nikakav, ili samo nedovoljan kontrast, ti delovi se ipak moraju učiniti vidljivim pomoću kontrastnog sredstva. Primer za to je korišćenje barijuma prilikom snimanja stomaka.

#### *d) Neoština slike zbog pokretanja*

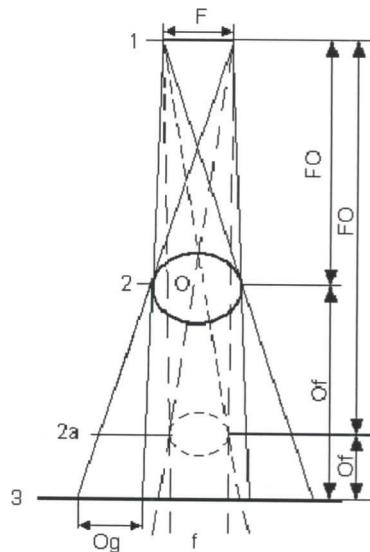
Sasvim je jasno i logično da pokretanje objekta utiče nepovoljno na oštunu slike.

#### *e) Nedovoljna oština filma*

Zrnca fotografiske emulzije su toliko fina da samo neznatno doprinose ukupnoj nedovoljnoj neoštini slike.

#### *f) Geometrijska ili fokusna neoština*

Geometrijska neoština je u zavisnosti od veličine fokusa, rastojanja objekat-film i rastojanja fokus-objekat.



Slika 6.7. Prikaz zavisnosti geometrijske neoštrine

1 – fokus sa dimenzijom  $F$ , 2 – objekat, 2a – isti objekat ali sada bliže postavljen filmu,  
3 – film,  $FO$  – rastojanje fokus – objekat,  $Of$  – rastojanje objekat – film,  $Og$  – geometrijska nedovoljna oštrina

$$Og = (Of/FO)xF$$

#### *g) Uticaj folija na oštinu*

Prodiranje svetla određeno je debljinom fluorescentnog sloja. Ukoliko je taj sloj deblji utoliko je manja oštrina folije, budući da istovremeno raste srednje rastojanje između fotoemulzije i zrnaca fluorescentne materije, zajedno sa debljinom ovog sloja. Zrnca rasipaju svetlost u svim pravcima i svetlost pri tom većem rastojanju zahvata veću površinu filma. Stoga tzv. visoko-osetljive folije daju manju oštrinu, nego univerzalne i finozrnaste folije.[15]

### 6.9. Faktori koji utiču na zatamnjjenje filma

Zatamnjjenje filma određuje veličina zračne energije koju apsorbuju pojačavačke folije, odnosno film.

Ova energija zavisi od sledećih faktora:

- visokog napona rtg. cevi ( kV ),
- vrednost struje u cevi ( mA ),
- vremena ekspozicije, koliko je uključena rtg. cev,
- količine rtg. zraka koju apsorbuje pacijent,
- razdaljine fokus – film,
- pojačivačkog faktora fole,
- kvaliteta ( R ) rešetke,
- hrapavosti fokusa rtg. cevi,
- oblika visokog napona rtg. cevi,

- veličine dometa rtg. cevi,
- osetljivosti filma,
- sopstvenog filtera rtg. cevi,
- dodatnog filtera rtg. cevi,
- mere, obima zasenčenosti,
- tehnike razvijanja filma, ili tehnike mračne komore.

Dobro čitljivi snimci zahtevaju i dobru osvetljenost, jasnoću. Ove svetlosne razlike, odnosno kontrast određuje vrednost napona rtg. cevi. To je povezano s tim što postoje apsorpcione razlike kod raznih materijala, od kojih je napravljen objekat i te razlike su kod visokog napona koji opada veće a kod visokog napona koji se povećava su manje. U vezi s tim preporučuje se da se objekti čiji sastav daje manje kontraste, snimaju pri nižem naponu. Dakle, uvek treba birati što je moguće manje napone, ali budući da je uticaj napona na zatamnjenje filma veoma veliki, onda pravilno zatamnjenje filma pri niskom naponu zahteva srazmerno veliku dozu ozračenja. Velike doze ozračenja znače veliko opterećenje i za pacijenta i za cev. Osim kV-vrednosti istovremeno su važni i drugi faktori, fokus-film distance (FFD), primena rastera ( rešetke ), pogodni tip ekrana ( folija ), kao i tzv. radno opterećenje mAs, vrednost za dobijanje pravilnog zatamnjenja filma. Kod smanjenja ili povećanja razmaka ( FFD ) treba računati po zakonu kvadrata ( snaga opada sa povećanjem kvadrata rastojanja ). Primer: razmak 1,5 puta veći, mAs vrednost  $1,5^2 = 2,25$  puta manja. Ukoliko nije propisana rešetka, mora se kod primene rešetke naznačena vrednost mAs uzeti 2 do 4 puta veća, u zavisnosti od prečnika rešetke koja se koristi. Ukoliko je pacijent slabiji ili deblji nego što se to smatra normalnim može se poći od toga da svaki centimetar više, što se tiče debljine objekta, zahteva 25 % veću mAs-vrednost, ili za 5 % veću kV-vrednost, a svaki centimetar manje-obrnuto. Ako se iz bilo kojih razloga želi smanjenje napona, onda važi to da 15 % smanjenje napona dalje ( zahteva ) udvostručuje mAs vrednosti. Sopstveni filter rtg. cevi + hauba ( zid od stakla, ulje, prozor na haubi ), posebno slabe meko zračenje. Uprkos tome još uvek jedna značajna količina nekog zračenja probija kroz prozor. Posebno kod debljih objekata učinak tog zračenja na zatamnjenje filma je mali, međutim ono predstavlja veće zračno opterećenje za pacijenta. Zato se koristi jedan dodatni filter, od Al-ploče, debljine 1 do 2 mm i postavlja se u haubu ispod prozora. [13] [14] [15]

## **7. Osnovni principi zaštite od zračenja**

Prilikom izlaganja pacijenata, profesionalnih lica i ostalih građana ionizujućem 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 ionizujućem zračenju je neprihvatljiv rizik bez koristi. Prilikom izlaganja pacijenata, dijagnostikovanje bolesti ili čak izlečenje 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 suszbijanja 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 prepostavlja 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 preceniti nego podceniti rizik.

Mnoge organizacije doprinose standardima za zaštitu od zračenja. Ove organizacije izveštavaju o štetnom uticaju ionizujućeg zračenja i preporučuju standarde. Standardi su razvijeni na široko prihvaćenim principima zaštite od ionizujućeg 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 ionizujućeg 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. [10] [12]

### **7.1. Zakonska regulativa**

#### **7.1.1. Zakon o zaštiti od ionizujućih zračenja i nuklearnoj sigurnosti**

Ovim zakonom ("Službeni glasnik RS", br.36/09) se propisuju mere zaštite života i zdravlja ljudi i životne sredine od štetnog dejstva ionizujućih zračenja u proizvodnji, prometu i korišćenju izvora ionizujućih zračenja. [16]

Sistem mera zaštite od ionizujućih zračenja zasniva se na:

- 1) opravdanosti primene izvora ionizujućih zračenja;
- 2) optimizaciji zaštite od štetnog dejstva ionizujućih zračenja;
- 3) granicima ekvivalentne i efektivne doze

Sistem mera zaštite od jonizujućih zračenja treba da obezbedi da izloženost jonizujućim zračenjima bude toliko niska koliko je to moguće s obzirom na društvene i ekonomске faktore.

U sprovođenju zaštite od jonizujućih zračenja preduzimaju se sledeće mere:

- 1) otkrivanje prisustva i određivanje aktivnosti radeonuklida u životnoj sredini i merenje jačine apsorbovane doze gama zračenja u vazduhu.
- 2) određivanje uslova za korišćenje izvora jonizujućih zračenja
- 3) obezbeđivanje i korišćenje opreme i sredstava za zaštitu od jonizujućih zračenja i kontrola efikasnosti te zaštite
- 4) vođenje evidence o izloženosti jonizujućim zračenjima lica koja rade sa izvorima jonizujućih zračenja, pacijenata i stanovništva
- 5) obrazovanje i stručno usavršavanje kadrova u oblasti zaštite od jonizujućih zračenja

## I. osnovne odredbe

### Predmet utvrđivanja

Projekat mera radijacione sigurnosti i bezbednosti

Član 17.

Projekat mera radijacione sigurnosti i bezbednosti sastavni je deo tehničke dokumentacije za objekte u kojima se koriste ili će se koristiti izvori jonizujućih zračenja, a čijom se realizacijom obezbeđuje da takvi objekti ispunjavaju propisani nivo zaštite profesionalno izloženih lica, stanovništva i životne sredine od jonizujućih zračenja.

Agencija propisuje sadržaj projekta iz stava 1. Ovog člana za svaku radijacionu delatnost.

Agencija daje saglasnost na projekat mera radijacione sigurnosti i bezbednosti.

Uslovi za izradu projekta mera radijacione sigurnosti i bezbednosti

Član 18.

Izradu projekta mera radijacione sigurnosti i bezbednosti može da vrši pravno lice koje:

- 1) ima zaposleno lice sa visokim obrazovanjem stecenim na diplomskim akademskim studijama, u prirodno-matematičkim ili tehničko-tehnološkim naukama, sa tri godine radnog iskustva na poslovima projektovanja mera zaštite od jonizujućih zračenja;
- 2) ima odgovarajući prostor za računsku opremu i projektnu dokumentaciju;

3) ima računsku i softversku opremu za evaluaciju i obradu podataka i odgovarajuće standardizovane programe za projektovanje i proračun mera zaštite od jonizujućih zračenja.

Agencija propisuje bliže uslove koje mora da ispunjava pravno lice koje vrši projektovanje mera radijacione sigurnosti i bezbednosti.

Merenja radi procene nivoa izlaganja jonizujućim zračenjima

#### Član 19.

Radi procene nivoa izlaganja jonizujućim zračenjem profesionalno izloženih lica, pacijenata i stanovništva vrše se propisana merenja, u skladu sa zakonom.

Agencija propisuje vrste, način i vremenske intervale merenja redi procene nivoa izlaganja jonizujućim zračenjima profesionalno izloženih lica, pacijenata i stanovništva.

Merenja radi procene nivoa izlaganja jonizujućim zračenjima profesionalno izloženih lica, pacijenata i stanovništva može da vrši pravno lice koje:

- 1) ima zaposleno lice sa visokim obrazovanjem stečenim na diplomskim akademskim studijama, u prirodno-matematičkim ili tehničko-tehnološkim naukama, sa tri godine radnog iskustva na poslovima merenja radi procene nivoa izlaganja jonizujućim zračenjima;
- 2) ima odgovarajući laboratorijski prostor za obradu, merenja i čuvanje uzorka;
- 3) ima standardnu laboratorijsku opremu za pripremu uzorka;
- 4) ima specifičnu mernu opremu koja ispunjava propisane metrološke uslove;
- 5) ima odgovarajuću računsku i softversku opremu;
- 6) je akreditovano kod nacionalnog ili međunarodnog akreditacionog tela.

Agencija propisuje bliže uslove koje mora da ispunjava pravno lice koje vrši merenja iz stava 1. ovog člana.

#### **7.1.2. Pravilnik o uslovima za promet i korišćenje radioaktivnih materijala, rendgen-aparata i drugih uređaja koji proizvode jonizujuća zračenja**

("Sl. list SRJ", br. 32/98 i "Sl. list SCG", br. 1/2003 - Ustavna povelja) [7]

#### V RENDGEN-APARATI I AKCELERATORI

##### Član 33

Objekti i prostorije u kojima se nalaze i koriste rendgen aparati i akceleratori moraju biti projektovani po važećim standardima i ispunjavati sve propisane uslove za bezbedan rad sa tim uređajima i za sprovođenje mera zaštite od jonizujućih zračenja.

Prostorija u kojoj je smešten dijagnostički rendgen-aparat sa jednom rendgenskom cevi ili akcelerator mora imati površinu od najmanje 20 m<sup>2</sup>.

Ako se u jednoj prostoriji koristi dijagnostički rendgen-aparat sa dve ili više rendgenskih cevi, koje se istovremeno uključuju, površina prostorije po jednoj rendgenskoj cevi mora iznositi najmanje 15 m<sup>2</sup>.

Prostorija u kojoj se koristi rendgen-aparat za snimanje dojki mora imati površinu od najmanje 12 m<sup>2</sup>.

Prostorija u kojoj se koristi rendgen-aparat za terapijske namene mora imati površinu od najmanje 16 m<sup>2</sup>.

Prostorija u kojoj se koristi rendgen-aparat za snimanje zuba čiji visoki napon rendgenske cevi ne prelazi 60 kV mora imati površinu od najmanje 4 m<sup>2</sup>.

Prostorija u kojoj se koristi rendgen-aparat za snimanje zuba čiji visoki napon rendgenske cevi prelazi 60 kV kao i rendgen-aparat za snimanje zuba i statusa vilice mora imati površinu od najmanje 10 m<sup>2</sup>.

Stomatološki rendgen-aparat se može koristiti i u ordinaciji pod uslovom da su u trenutku snimanja u ordinaciji prisutni samo stomatolog i pacijent.

#### Član 34

U jednoj prostoriji može biti smešten samo jedan rendgen-aparat sa više rendgenskih cevi, što zavisi od njegove namene, ukoliko visoki napon rendgenske cevi ne iznosi više od 150 kV.

Rendgen-aparati kod kojih visoki napon rendgenske cevi prelazi 150 kV, rendgen-aparati koji se koriste za lečenje i akceleratori moraju biti smešteni u najmanje dve prostorije. U jednu prostoriju postavlja se nosač pacijenta na kome se vrši prosvetljavanje, snimanje ili ozračivanje i rendgenska cev, odnosno akcelerator, a u drugu prostoriju komandni uređaj i ostali delovi rendgen-aparata odnosno akceleratora.

Izuzetno u jednoj prostoriji mogu biti smeštene i dva rendgen-aparata, pod uslovom da se podesnim električnim povezivanjem isključi mogućnost istovremene upotrebe više od jednog rendgen-aparata.

#### Član 47

Vodovi visokog napona i ostali električni provodnici do odgovarajućih delova stacionarnog rendgen-aparata moraju da se vode kroz posebne kanale u podu, ali tako da kanali ne utiču na zaštitnu moć poda u odnosu na prostorije koje se nalaze ispod rendgen-aparata

## Član 48

Pod prostorije u kojoj se koristi rendgen-aparat ili neki njegov deo mora biti od elektroizolacionog materijala (guma, vinaz, linoleum i sl.).

Odredba stava 1. ovog člana ne odnosi se na pokretne rendgen-aparate.

## 7.2. Klasifikacija radijacionih zona

### 7.2.1. Kontrolisana zona

- Kontrolisana zona je ona u kojoj normalni radni uslovi zahtevaju od radnika da prate ustanovljene procedure i sprovode ciljane specificirane kontrole izloženosti zračenju;
- Kontrolisana zona je označena zona u kojoj granična godišnja doza profesionalno izloženih radnika može preći 3/10 ma koje godišnje profesionale granice doze;
- Kod fiksnih instalacija, npr. rendgen – aparata cela prostorija je označena kao kontrolisana zona i ako je oprema izolovana od napajanja;
- Pristup kontrolisanoj zoni je zabranjen licima neobučenim u oblasti zaštite od zračenja i on je pod strogim nadzorom;
- Kontrolisane zone moraju na ulazima biti označene tablicom upozorenja – OPASNOST ZRAČENJE. [5]



Slika 7. Znak: Opasnost zarčenje

### 7.2.2. Nadzirana zona

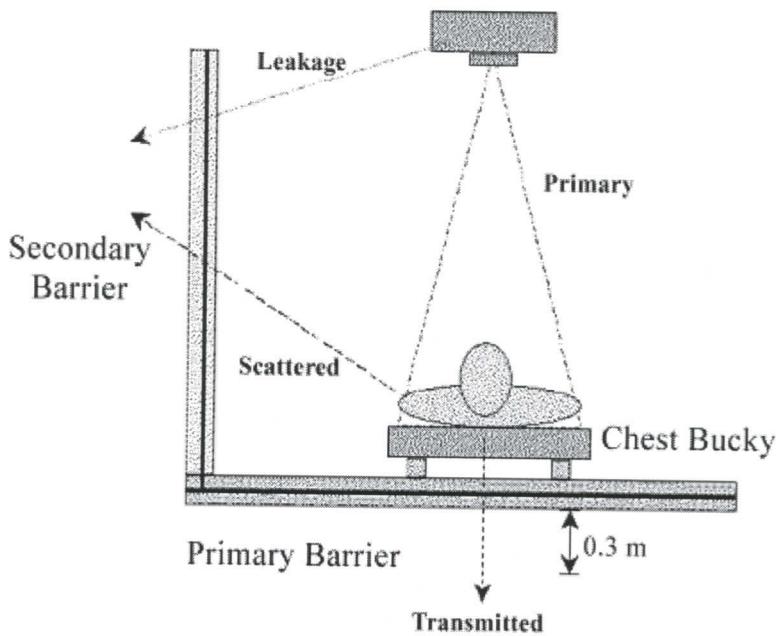
- Nadzirana zona je ona u kojoj se radna praksa drži pod prismotrom ali nisu neophodne nikakve specijalne procedure;
- Linija razgraničenja između kontrolisane i nadzirane zone je postavljena na osnovu 3/10 godišnje profesionalne granice doze. Internacionalna komisija za zaštitu od zračenja ICRP

više ne smatra da je potrebno razgraničenje već da rukovodstvo treba da odluči koja zona će se kontrolisati. [5]

### **7.3. Klasifikacija zračenja u rendgenodijagnostici**

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

- a) Primarna radijacija ili t. zv. 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 prostorije 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 prostorije u kojima se ovi aparati nalaze ne sadrže primarne zaštite.
- b) Sekundarno zračenje je posledica 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. Sekundarna barijera su zidovi, plafon, pod ili druge strukture koje će atenuirati sekundarno zračenje do propisane vrednosti. [1]



## 7.4. Metode zaštite od zračenja

[1] Ekspozicija 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 radijace

Postoje tri glavne metode zaštite od spoljašnjeg zračenja:

- Udaljenost
- Vreme
- Apsorber

### 7.4.1. Udaljenost

Intezitet radijace opada sa kvadratom udaljenosti od tačke izvora. Kako bi procenili udaljenost od izvora kada je postavljena barijera pretpostavlja se da se pojedinac koji se štiti na udaljenosti od 0,3 m od zidova koji okružuju izvor. [6]

U slučaju kada udaljenost ne bi bila dovoljan štit, ona ipak doprinosi smanjenju debljine potrebnog apsorbera i tako smanjenju troškova. [6]

#### 7.4.2. Vreme

Pod vremenom ekspozicije pojedinca podrazumeva se vreme rada rendgen aparata i vreme u kom se osoba nalazi u ozračenom prostoru. [6]

Ako se skrati vreme ekspozicije, može se primiti vrlo mala doza, i ako je intenzitet zračenja prevelik. Tako je naprimjer dozvoljeno raditi u prostoru gde je brzina doze 100 puta veća od maksimalno dozvoljene doze za kontinualni rad, ukoliko se radno vreme kod te doze smanji na stoti deo od 40 radnih sati, dakle na nešto manje od pola sata. Međutim izlaganje osobama brzinama doze većim od 1000 puta dozvoljene brzine doze treba dozvoliti samo u izuzetnim slučajevima.

#### 7.4.3. Apsorber

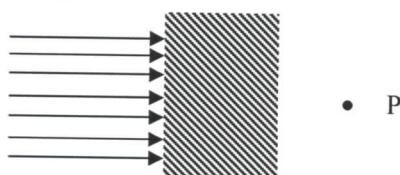
Apsorbovana energija u materijalu uveliko zavisi od same osobine materijala, t. j. atenuacionog koeficenta. Korišćenjem šitova pogodnih atenuacionih koeficenata možemo smanjiti nepoželjnu radijaciju.

Za proračunavanje debljine apsorbensa za X i gama fotone treba znati tzv. geometriju eksperimentalnog uređaja. Uobičajeno je da se u zaštiti srećemo sa problemom širokog snopa koji upada na štit, odnosno loše geometrije za koje je potrebno znati faktore nagomilavanja. [6]

##### 7.4.3.1. Faktori nagomilavanja za snop foton

Stavimo ispred tačke P štit debljine d slika:

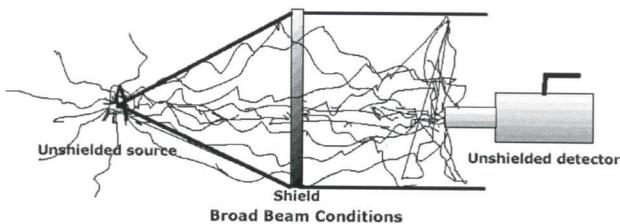
Upadni snop fotona



Slika 7.1.

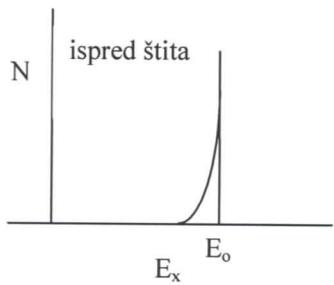
Proračun bi bio jednostavan kad bi svaki foton, koji interaguje sa materijom, u potpunosti nestao. U tom slučaju tok fotona u P bio bi jednak toku fotona koji nisu interagovali u štitu:

$$I = I_0 e^{-\mu d}$$

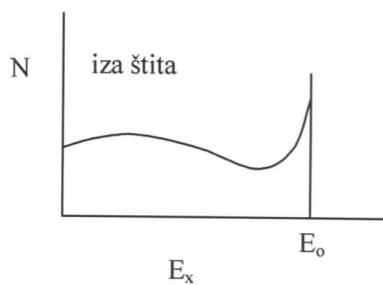


Slika 7.2. Rasejanje zračenja iz tačkastog izvora na barijeri

Gde je  $\mu$  totalni koeficent atenuacije za energiju  $E_0$ . Pošto fotoni ne nestaju prilikom interakcije (prilikom fotoelektričnog efekta može doći do naknadne emisije X-zraka a kod procesa Compton-ovog rasejanja prilikom svakog sudara dolazi do emisije novog fotona energije manje od energije upadnog fotona. Zbog iznešenog zaključujemo da je energijski spektar monoenergijskog snopa prikazan na slici 7.3. posle prolaza kroz štit doživljava kvalitativnu promenu prikazanu na slici 7.4.



Slika 7.3.



Slika 7.4.

Na drugoj slici oštri vrh  $E_0$  odgovara fotonima koji nisu interagovali. Intenzitet fotona te energije je smanjen u odnosu na prvu sliku za iznos eksponencijalnog člana u prethodnoj relaciji. Iza šita imamo kontinualni deo spektra jer se upadni fotoni raseju i zbog X-zraka stvorenih fotoelektričnim efektom. Tačan proračun spektra sa slike je veoma složen. Dovoljno je reći da su takvi proračuni bili izvedeni za niz materija u funkciji od upadne energije fotona i debljine štita. Rezultati tih proračuna mogu se izraziti i relacijom:

$$dX/dt = dX_0/dt \cdot B_s(\mu d) e^{-\mu d}$$

Gde je  $dX_0/dt$  brzina ekspozicije u odsustvu štita,  $B_s(\mu d)$  je t.zv. faktor nagomilavanja (eng. build up factor) za slučaj paralelnog snopa fotona koji nailaze iz jednog smera na štit debljine  $d$ , a  $\mu$  je koeficent atenuacije za energiju  $E_0$ .

Vrednost  $B_s$  je dat u tabeli 7. Vidimo da  $B_s$  može poprimati velike vrednosti, što nam pokazuje značaj uzimanja u obzir rasejanog dela zračenja pri proračunavanju štitova. Za vodeni štit za koji je  $\mu d = 10$  za energiju 2 MeV,  $B_s \approx 10^4$ . To znači da bi izostavljanjem tog faktora u proračunu za štit dobili brzinu ekspozicije koja bi za isti faktor bila veća od željene.[6]

Tabela 7. Faktor nagomilavanja tačkastog izvora za razne matrijale

Materijal	$E_0$ MeV	$\mu d$				
		1	2	4	7	10
Voda	0.5	2.63	4.29	9.05	20.0	35.9
	1.0	2.26	3.39	6.27	11.5	18.0
	2.0	1.84	2.63	4.28	6.96	9.87
	3.0	1.69	2.31	3.57	5.51	7.48
	4.0	1.58	2.10	3.12	4.63	6.19
	6.0	1.45	1.86	2.63	3.76	4.86
	8.0	1.36	1.69	2.30	3.16	4.00
	10.0					5.47
Gvožde	0.5	2.07	2.94	4.87	8.31	12.4
	1.0	1.92	2.74	4.57	7.81	11.6
	2.0	1.69	2.35	3.76	6.11	8.78
	3.0	1.58	2.13	3.32	5.26	7.41
	4.0	1.48	1.90	2.95	4.61	6.46
	6.0	1.35	1.71	2.48	3.81	5.35
	8.0	1.27	1.55	2.17	3.27	4.58
	10.0	1.22	1.44	1.95	2.89	4.07
Olovo	0.5	1.24	1.39	1.63	1.87	2.08
	1.0	1.38	1.68	2.18	2.80	3.40
	2.0	1.40	1.76	2.41	3.36	4.35
	3.0	1.36	1.71	2.42	3.55	4.82
	4.0	1.28	1.56	2.18	3.29	4.69
	6.0	1.19	1.40	1.87	2.97	4.69
	8.0	1.14	1.30	1.69	2.61	4.18
	10.0	1.11	1.24	1.54	2.27	3.54
Uran	0.5	1.17	1.28	1.45	1.60	1.73
	1.0	1.30	1.53	1.90	2.32	2.70
	2.0	1.33	1.62	2.15	2.87	3.56
	3.0	1.29	1.57	2.13	3.02	3.99
	4.0	1.25	1.49	2.02	2.94	4.06
	6.0	1.18	1.37	1.82	2.74	4.12
	8.0	1.13	1.27	1.61	2.39	3.65
	10.0	1.10	1.21	1.48	2.12	3.21

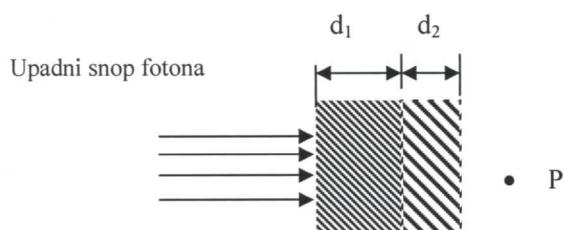
\*Prema H. Goldstein, Fundamental Aspects of Reactor Shielding, Reading, Mass. Addison-Wesley, 1959.\*

#### 7.4.3.2. Višeslojni štitovi

Ako se štit sastoji od dva sloja različitog materijala intenzitet fotona koji nisu doživeli sudare iza štita je:

$$I = I_0 e^{-(\mu_1 d_1 + \mu_2 d_2)}$$

Gde su  $\mu_1$  i  $\mu_2$  koeficenti apsorbacije prvog i drugog sloja štita debljine  $d_1$  i  $d_2$ . Proračun fluksa u tački P je složen. Slika 7.5:



Slika 7.5. Višeslojni štit

Složenost problema proizilazi iz činjenice da su faktori B izračunati samo za monoenergijske X-zrake, dok smo na slici 7.4. videli da kad monohromatski zrak prođe prvi štit on ima kontinualnu raspodelu koja zatim pada na drugi štit. Intenzitet zračenja koji će pasti na tačku P će zavisiti i od redosleda štitova. To možemo razumeti na osnovu sledećeg primera: Posmatrajmo X-zrak energije od 0,5 MeV koji padaju na slojeve olove i vode. Iz tablica se vidi da je faktor B za vodu mnogo veći od onog za olovu za istu energiju. To je razumljivo budući da je fotoelektrična apsorbcija u vodi mala u odnosu na onu u olovu. Rezultat toga jeste da ako snop prvo nailazi na sloj vode intenzitet zračenja koji prođe kroz vodu biće apsorbovan u olovu. U slučaju da zamenimo mesto slojeva znatno će veća količina zračenja proći kroz oba štita, jer zračenje koje je prošlo kroz olovu ne mora biti apsorbovano od strane vode.

Iz navedenih razloga ne postoji jednostavan način proračunavanja faktora B za višeslojne štitove. Koristeći "recepte" možemo dobiti približne vrednosti. Ove metode su bazirane na kvalitativnim argumentima:

- Ako su materijali od kojih su izrađeni štitovi slični, t. j. ako se atomski brojevi ne razlikuju za više od 5 do 10 upotrebljavaju se podaci za onaj materijal koji ima veću vrednost faktora B. To pravilo bazira se na činjenici da se, osim kod niskih energija, faktori B ne menjaju jako u zavisnosti od Z materijala.
- Ako se atomski brojevi materijala jako razlikuju a materijal sa niskim Z prethodi onda se preporučuju uzimanje faktora B za drugi materijal, t. j. računamo kao da nemamo prvi štit.
- Ako se materijali jako razlikuju u atomskom broju s tim da je prvi sloj od materijala sa većom vrednosti Z procedura izračunavanja zavisiće od toga da li je energija snopa viša ili niža od energije pri kojoj je vrednost atenuacionog koeficijenta minimalna. Ta energija je za teže elemente 3 MeV.

Ako je  $E < 3 \text{ MeV}$  tada je

$$B = B_{Z_1}(\mu_1 d_1) + B_{Z_2}(\mu_2 d_2)$$

Ovaj rezultat sledi iz činjenice da fotoni koji izlaze iz štita sa visokim Z imaju energije koje nisu jako različite od energije samog izvora pa se njihova penetracija kroz drugi sloj može uzeti kao da dolazi iz izvora.

Maksimalna energija (keV)		100	250
	Faktor smanjenja		
Debljina olova (mm)	10	0,4	0,8
	100	0,9	2,3
	1000	1,7	4,5
Debljina betona (cm)	10	3,8	5,6
	100	8,8	16,3
	1000	17,5	31,2

Tabela 7.1 pokazuje približne debljine olova odnosno betona potrebne da se smanji brzina ekspozicije X-zraka, poznate maksimalne energije, za faktor 10, 100, 1000.

Ako se umesto betona koriste cigle, vrednosti debljine betona moraju se povećati za 50%. [6]

## 7.5. Koncepti i terminologija

### 7.5.1. 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  $\mu$ Gy.

Veza efektivne doze i kerme u vazduhu je kompleksna i zavisi od spektra i distribucije fluksa fotona. Kerma omogućava konzervativan pristup kojim je efektivna doza značajno procenjena. [5]

### 7.5.2. Faktor zadržavanja

Proračun debljine zaštitnih barijera zasniva se na realnim procenama vremena zadržavanja pojedinaca u prostorijama koje se štite.

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.[5]

Faktor zadržavanja T je odnos prosečnog vremena koje maksimalno izložena osoba provede u datoј oblasti pri radu rendgen aparata. Naprimjer ako je faktor zadržavanja, za prostor iza vrata prostorije u kojoj je instaliran rendgen aparat, 1/40 znači da osoba provodi prosečno jedan 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 7.2 prikazane su neke uobičajne vrednosti faktora zadržavanja. Ove vrednosti se koriste kad su preciznija merenja nedostupa i profesionalac mora uzeti u obzir da ove vrednosti mogu odstupati od navedenih u raznim slučajevima. Naprimer kada se u jednu, predhodno nuz prostoriju postavi rendgen aparat, za sve prostorije koje je okružuju mora se iznova računati faktor zadržavanja. [1]

Prostorija	Faktor zadržavanja (T)
Administrativne kancelarije, laboratore, farmaceutske i ostale radne prostorije u kojima se uvek nalazi jedna osoba, recepcija, čekaonice, dečije igraonice, prostorije koje se graniče sa onima gde se nalazi rendgenska cev, prostorije za očitavanje snimaka, prostorije gde se nalaze medicinski tehničari, kontrolne prostorije	1
Prostorije 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, prostorije u kojima se ne zadržavaju lica	1/20
Parkinzi, šetališta, tavani, slabo korišćeni liftovi, stepeništa	1/40

Tabela 7.2. Vrednsoti faktora zadržavanja za različite prostorije

### 7.5.3. 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. [5]

### 7.5.4. 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.

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  $P = 0,1 \text{ mGy nedeljno}$  (godišnje 5 mGy). Dok za sva ostala lica predlaže se da ova vrednost bude 1 mSv. [5]

### 7.5.5. Radno opterećenje

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 (mA). Za potrebe izračunavanja potrebnih debljina zaštitnih barijera i paravana polazi se od prepostavke da rendgenska cev radi sa nazivnim naponom. [5]

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

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

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

Tabela 7.3. Prikazuje radno opterećenje u zavisnosti od tipa rendgen aparata i prosečnog broja pacijenata nedeljno

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 dатој referentnoј tački od primarnog snopa.

Tradicionalne metode računanja zaštitnih barijera pretpostavljaju da visoko ukupno radno opterećenje potiče od jednog visokog radnog napona, naprimjer 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 attenuaciona svojstva snopa ispoljavaju jaku zavisnost od kVp. Naprimer, 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. [1]

Tabela 7.4. Vrednosti za radno opterećenje u zavisnosti od kVp u intervalima od 5 kVp za sve vrste rendgen aparata.

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	$9.25 \times 10^{-1}$	0	0
30	0	0	0	0	0	0	4.67	0	0
35	0	0	0	0	0	0	1.10	0	0
40	$1.38 \times 10^{-4}$	0	$1.38 \times 10^{-4}$	0	0	0	0	0	0
45	$7.10 \times 10^{-4}$	0	$7.10 \times 10^{-4}$	0	$5.78 \times 10^{-4}$	0	0	0	0
50	$8.48 \times 10^{-3}$	$6.78 \times 10^{-3}$	$1.70 \times 10^{-3}$	0	$7.65 \times 10^{-4}$	0	0	$3.40 \times 10^{-1}$	$8.94 \times 10^{-2}$
55	$1.09 \times 10^{-2}$	$4.56 \times 10^{-4}$	$1.04 \times 10^{-2}$	$7.02 \times 10^{-2}$	$7.26 \times 10^{-4}$	0	0	$4.20 \times 10^{-1}$	$3.98 \times 10^{-2}$
60	$9.81 \times 10^{-2}$	$8.96 \times 10^{-3}$	$8.91 \times 10^{-2}$	$1.13 \times 10^{-1}$	$1.52 \times 10^{-2}$	0	0	1.96	$6.99 \times 10^{-1}$
65	$1.04 \times 10^{-1}$	$3.42 \times 10^{-2}$	$7.00 \times 10^{-2}$	$1.87 \times 10^{-1}$	$2.52 \times 10^{-2}$	0	0	4.55	$1.50 \times 10^1$
70	$4.58 \times 10^{-1}$	$7.25 \times 10^{-2}$	$3.85 \times 10^{-1}$	$1.45 \times 10^{-1}$	$8.89 \times 10^{-2}$	$2.02 \times 10^{-2}$	0	6.03	$1.22 \times 10^1$
75	$5.01 \times 10^{-1}$	$9.53 \times 10^{-2}$	$4.05 \times 10^{-1}$	$1.94 \times 10^{-1}$	$2.24 \times 10^{-1}$	$2.36 \times 10^{-3}$	0	8.02	$1.53 \times 10^1$
80	$5.60 \times 10^{-1}$	$1.40 \times 10^{-1}$	$4.20 \times 10^{-1}$	1.72	$4.28 \times 10^{-1}$	0	0	$2.54 \times 10^1$	$1.10 \times 10^1$
85	$3.15 \times 10^{-1}$	$6.62 \times 10^{-2}$	$2.49 \times 10^{-1}$	2.19	$2.18 \times 10^{-1}$	$7.83 \times 10^{-4}$	0	$4.03 \times 10^1$	4.09
90	$1.76 \times 10^{-1}$	$1.41 \times 10^{-2}$	$1.62 \times 10^{-1}$	1.46	$5.33 \times 10^{-2}$	0	0	$2.10 \times 10^1$	3.43
95	$2.18 \times 10^{-2}$	$3.51 \times 10^{-3}$	$1.82 \times 10^{-2}$	1.15	$4.89 \times 10^{-2}$	0	0	$1.06 \times 10^1$	$6.73 \times 10^{-1}$

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	$1.55 \times 10^{-2}$	$8.84 \times 10^{-4}$	$1.46 \times 10^{-2}$	1.12	$5.87 \times 10^{-2}$	$3.01 \times 10^{-2}$	0	7.40	1.53
105	$3.48 \times 10^{-3}$	$1.97 \times 10^{-3}$	$1.51 \times 10^{-3}$	$9.64 \times 10^{-1}$	$1.05 \times 10^{-2}$	0	0	7.02	$9.27 \times 10^{-2}$
110	$1.05 \times 10^{-2}$	$9.91 \times 10^{-3}$	$5.51 \times 10^{-4}$	$7.47 \times 10^{-1}$	$6.46 \times 10^{-2}$	$2.14 \times 10^{-2}$	0	6.59	$3.05 \times 10^{-2}$
115	$4.10 \times 10^{-2}$	$3.74 \times 10^{-2}$	$3.69 \times 10^{-3}$	1.44	$2.90 \times 10^{-2}$	$9.36 \times 10^{-2}$	0	$1.38 \times 10^1$	0
120	$6.99 \times 10^{-2}$	$5.12 \times 10^{-2}$	$1.87 \times 10^{-2}$	$9.37 \times 10^{-1}$	$1.04 \times 10^{-1}$	$4.74 \times 10^{-2}$	0	3.35	0
125	$4.84 \times 10^{-2}$	$4.81 \times 10^{-2}$	$3.47 \times 10^{-4}$	$1.38 \times 10^{-1}$	$8.13 \times 10^{-2}$	0	0	2.75	0
130	$1.84 \times 10^{-3}$	$1.71 \times 10^{-3}$	$1.25 \times 10^{-4}$	$1.53 \times 10^{-1}$	$4.46 \times 10^{-2}$	0	0	$3.1 \times 10^{-2}$	0
135	$7.73 \times 10^{-3}$	$7.73 \times 10^{-3}$	0	$1.46 \times 10^{-1}$	$9.47 \times 10^{-3}$	0	0	0	0
140	0	0	0	$1.92 \times 10^{-2}$	$4.26 \times 10^{-3}$	0	0	0	0

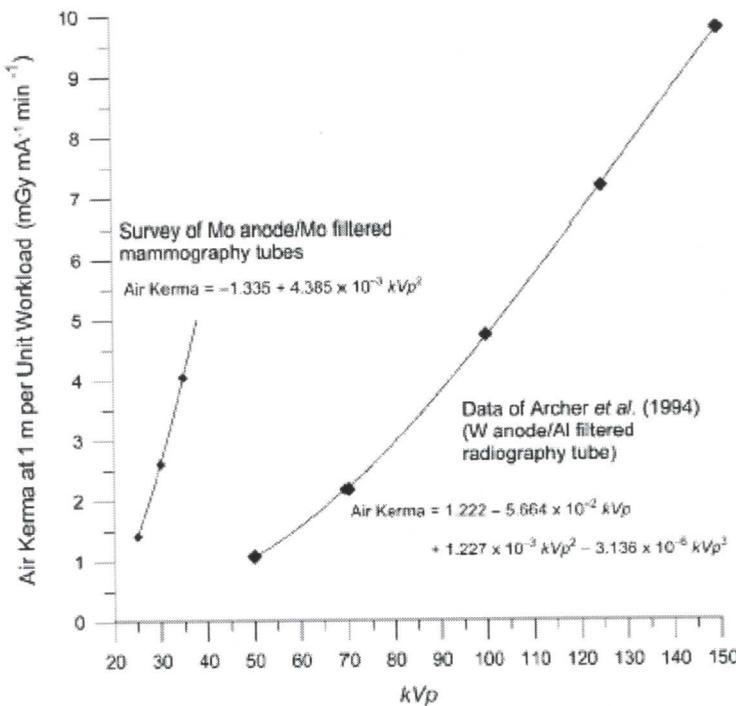
  

Total workload: <sup>e</sup>	2.5	0.60	1.9	13	1.5	0.22	6.7	160	64
Patients per week: <sup>f</sup>	110 (Radiography Room)			18	23	210	47	19	21

## 7.6. Računanje kerme u vazduhu

### 7.6.1. Primarno zračenje

Označimo sa  $K_w^1$  kermu u vazduhu, po jedinici radnog opterećenja ( $\frac{mGy}{mA \cdot min}$ ), na udaljenosti 1 m od izvora, koja potiče od primarnog snopa. Vrednosti  $K_w^1$  zavisiće od oblika napona generatora, materijala anode filtracije i ugla anode. Grafik na slici 7.6 prikazuje zavisnost  $K_w^1(kVp)$ , za molibdensku anodu i mamografskih snopova sa molibdenskom filtracijom u zavisnosti od napona, od napona gornje granične vrednost 35 kVp. Na istom grafiku se nalazi i zavisnost  $K_w^1$  od napona trofaznog 12-pulsnog generatora iznad 40 kVp.



Slika 7.6. Kerma u vazduhu primarnog snopa po jedinici radnog opterećenja na 1 m udaljenosti od izvora

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

$$K_p^{-1} = K_w^{-1} (kVp) W(kVp).$$

Na udaljenosti d<sub>p</sub> od fokusa rendgenske cevi kerma u vazduhu se računa po formuli:

$$K_p(0, kVp) = K_w^{-1} (kVp) W(kVp)/d_p^2$$

Gde je U (user factor) predstavlja frakciju ukupne apsorbovane doze kada je primarni snop usmeren na barijeru. [1]

### 7.6.2. Sekundarno zračenje

U tabeli 7.5. date su vrednosti kerme u vazduhu koja potiče od curećeg i rasejanog zračenja ( $K_{sec}^1$ ). Ove vrednosti su računate za distribuciju kliničkog radnog opterećenja i na rastojanju od 1 m. Kermu u vazduhu sekundarnog zračenja, na rastojanju d<sub>sec</sub> u slučaju kad ne postoji zaštitna barijera, za N pacijenata, računamo po formuli:

$$K_{sec}(0) = K_{sec}^1 N/d_{sec}^2$$

Neophodna debljina barijera je ona pri kojoj transmitovana kerma u vazduhu ne prelazi zakonom propisane vrednosti. [1]

Tabela 7.5. Vrednosti kerme u vazduhu koja potiče od curećeg i rasejanog zračenja

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

## 7.7. Računanje debljine barijera ( $x_{\text{barijera}}$ )

[1] Razlozi zbog kojih se proračunava debljina zaštitnih barijera je da bi se redukovala vrednost kerme u vazduhu u prostorijama koje se štite na vrednost  $\leq P/T$  iza barijere debljine  $x_{\text{tot}}$ , čija je transmisija primarnih X-zraka pri zadatom radnom naponu:  $B_p(x_{\text{tot}}, kVp)$ , kerma u vazduhu je:

$$K_p(x_{\text{tot}}, kVp) = K_w^1(kVp)U W(kVp) / d_p^2 B_p(x_{\text{tot}}, kVp),$$

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

$$K_p(x_{\text{tot}}) = \sum_{kVp} K_p(x_{\text{tot}}, kVp) = \sum_{kVp} (K_w^1(kVp)U W(kVp)/d_p^2) B_p(x_{\text{tot}}, kVp)$$

Ako je primarni snop usmeren ka štitu samo deo (U) ukupnog vremena rada aparata, broj pacijenata (N) je normiran prema ovom deliću vremena (jdn.  $W_{\text{tot}}=N_{\text{norm}}$ ).

Na rastojanju  $d_p$  od fokusa rendgenske cevi, neatenuirana kerma u vazduhu je:

$$K_p(0) = (K_w^1 N U) / d_p^2$$

,

Dok je transmitovana primarna kerma u vazduhu kroz bareru debljine x

$$K_p(x) = \frac{K_p^1 N U}{d_p^2} Bp(x),$$

Transmisiona funkcija B(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 ( $x_{barijera}$ ) je ona za koju je vrednost transmisionog faktora:

$$B(x_{barijera}) = \frac{P d_p^2}{K_p^1 U T N}.$$

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

U daljem računanju pretpostavljamo da je  $U = 1$ , pa gornju relaciju zapisujemo u jednostavnijoj formi:

$$B(x_{barijera}) = \left(\frac{P}{T}\right) \frac{d^2}{K \cdot N}$$

gde je d razdaljina između izvora zračenja i pojedinca koji se nalazi iza zaštitne barijere, K je srednja vrednost kerme u vazduhu za nezaštićenog 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  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$  (NCRP Report 147), debljina zaštitne barijere se izračunava kao:

$$x = \frac{1}{\alpha \cdot \gamma} \ln \left( \frac{\left( \frac{N \cdot T \cdot K}{P \cdot d^2} \right)^\gamma + \frac{\beta}{\alpha}}{1 + \frac{\beta}{\alpha}} \right) = \frac{1}{\alpha \cdot \gamma} \ln \left( \frac{(B(x))^{-\gamma} + \frac{\beta}{\alpha}}{1 + \frac{\beta}{\alpha}} \right) \quad (7)$$

Transmisioni parametri  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$  su funkcije materijala od kojeg je izrađena zaštitna barijere kao i od napona kVp. Vrednosti ovih transmisionih faktora za različite vrednosti kVp i materijale date su u Tabeli 7.6

Tabela 7.6 . Vrednosti transmisionih faktora  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$  u funkciji materijala od kojeg je izrađena zaštitna barijere kao i naponu kVp za direktni snop x-zraka (NCRP Report 147)

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	$4.952 \times 10^1$	$1.940 \times 10^2$	$3.637 \times 10^{-1}$	$3.904 \times 10^{-1}$	1.645	$2.757 \times 10^{-1}$	$1.576 \times 10^{-1}$	$7.175 \times 10^{-1}$	$3.048 \times 10^{-1}$
30	$3.880 \times 10^1$	$1.780 \times 10^2$	$3.473 \times 10^{-1}$	$3.173 \times 10^{-1}$	1.638	$3.563 \times 10^{-1}$	$1.208 \times 10^{-1}$	$7.043 \times 10^{-1}$	$3.613 \times 10^{-1}$
35	$2.955 \times 10^1$	$1.647 \times 10^2$	$3.948 \times 10^{-1}$	$2.528 \times 10^{-1}$	1.607	$4.648 \times 10^{-1}$	$8.878 \times 10^{-2}$	$6.988 \times 10^{-1}$	$4.245 \times 10^{-1}$
40				$1.297 \times 10^{-1}$	$1.780 \times 10^{-1}$	$2.189 \times 10^{-1}$			
45				$1.095 \times 10^{-1}$	$1.741 \times 10^{-1}$	$2.299 \times 10^{-1}$			
50	8.801	$2.728 \times 10^1$	$2.957 \times 10^{-1}$	$9.032 \times 10^{-2}$	$1.712 \times 10^{-1}$	$2.324 \times 10^{-1}$	$3.883 \times 10^{-2}$	$8.730 \times 10^{-2}$	$5.105 \times 10^{-1}$
55	7.839	$2.592 \times 10^1$	$3.469 \times 10^{-1}$	$7.422 \times 10^{-2}$	$1.697 \times 10^{-1}$	$2.454 \times 10^{-1}$	$3.419 \times 10^{-2}$	$8.315 \times 10^{-2}$	$5.606 \times 10^{-1}$
60	6.951	$2.489 \times 10^1$	$4.198 \times 10^{-1}$	$6.251 \times 10^{-2}$	$1.692 \times 10^{-1}$	$2.733 \times 10^{-1}$	$2.985 \times 10^{-2}$	$7.961 \times 10^{-2}$	$6.169 \times 10^{-1}$
65	6.190	$2.409 \times 10^1$	$5.019 \times 10^{-1}$	$5.528 \times 10^{-2}$	$1.696 \times 10^{-1}$	$3.217 \times 10^{-1}$	$2.609 \times 10^{-2}$	$7.597 \times 10^{-2}$	$6.756 \times 10^{-1}$
70	5.339	$2.349 \times 10^1$	$5.881 \times 10^{-1}$	$5.087 \times 10^{-2}$	$1.693 \times 10^{-1}$	$3.847 \times 10^{-1}$	$2.302 \times 10^{-2}$	$7.163 \times 10^{-2}$	$7.299 \times 10^{-1}$
75	4.666	$2.289 \times 10^1$	$6.618 \times 10^{-1}$	$4.797 \times 10^{-2}$	$1.663 \times 10^{-1}$	$4.492 \times 10^{-1}$	$2.063 \times 10^{-2}$	$6.649 \times 10^{-2}$	$7.750 \times 10^{-1}$
80	4.040	$2.169 \times 10^1$	$7.187 \times 10^{-1}$	$4.583 \times 10^{-2}$	$1.549 \times 10^{-1}$	$4.929 \times 10^{-1}$	$1.886 \times 10^{-2}$	$6.093 \times 10^{-2}$	$8.103 \times 10^{-1}$
85	3.504	$2.037 \times 10^1$	$7.550 \times 10^{-1}$	$4.398 \times 10^{-2}$	$1.348 \times 10^{-1}$	$4.943 \times 10^{-1}$	$1.746 \times 10^{-2}$	$5.558 \times 10^{-2}$	$8.392 \times 10^{-1}$
90	3.067	$1.883 \times 10^1$	$7.729 \times 10^{-1}$	$4.228 \times 10^{-2}$	$1.187 \times 10^{-1}$	$4.690 \times 10^{-1}$	$1.633 \times 10^{-2}$	$5.039 \times 10^{-2}$	$8.585 \times 10^{-1}$
95	2.731	$1.767 \times 10^1$	$7.714 \times 10^{-1}$	$4.068 \times 10^{-2}$	$9.705 \times 10^{-2}$	$4.403 \times 10^{-1}$	$1.543 \times 10^{-2}$	$4.571 \times 10^{-2}$	$8.763 \times 10^{-1}$
100	2.500	$1.528 \times 10^1$	$7.557 \times 10^{-1}$	$3.925 \times 10^{-2}$	$8.567 \times 10^{-2}$	$4.273 \times 10^{-1}$	$1.463 \times 10^{-2}$	$4.171 \times 10^{-2}$	$8.899 \times 10^{-1}$
105	2.364	$1.341 \times 10^1$	$7.239 \times 10^{-1}$	$3.608 \times 10^{-2}$	$7.862 \times 10^{-2}$	$4.394 \times 10^{-1}$	$1.397 \times 10^{-2}$	$3.815 \times 10^{-2}$	$9.080 \times 10^{-1}$
110	2.293	$1.170 \times 10^1$	$6.827 \times 10^{-1}$	$3.715 \times 10^{-2}$	$7.436 \times 10^{-2}$	$4.752 \times 10^{-1}$	$1.336 \times 10^{-2}$	$3.521 \times 10^{-2}$	$9.244 \times 10^{-1}$
115	2.295	$1.021 \times 10^1$	$6.933 \times 10^{-1}$	$5.636 \times 10^{-2}$	$7.201 \times 10^{-2}$	$5.319 \times 10^{-1}$	$1.283 \times 10^{-2}$	$3.271 \times 10^{-2}$	$9.423 \times 10^{-1}$
120	2.246	8.350	$5.873 \times 10^{-1}$	$3.566 \times 10^{-2}$	$7.109 \times 10^{-2}$	$6.673 \times 10^{-1}$	$1.235 \times 10^{-2}$	$3.047 \times 10^{-2}$	$9.566 \times 10^{-1}$
125	2.219	7.923	$5.386 \times 10^{-1}$	$3.502 \times 10^{-2}$	$7.113 \times 10^{-2}$	$6.974 \times 10^{-1}$	$1.192 \times 10^{-2}$	$2.863 \times 10^{-2}$	$9.684 \times 10^{-1}$
130	2.170	7.094	$4.909 \times 10^{-1}$	$3.445 \times 10^{-2}$	$7.160 \times 10^{-2}$	$7.969 \times 10^{-1}$	$1.155 \times 10^{-2}$	$2.702 \times 10^{-2}$	$9.802 \times 10^{-1}$
135	2.102	6.450	$4.469 \times 10^{-1}$	$3.394 \times 10^{-2}$	$7.263 \times 10^{-2}$	$9.059 \times 10^{-1}$	$1.122 \times 10^{-2}$	$2.561 \times 10^{-2}$	$9.901 \times 10^{-1}$
140	2.009	5.916	$4.018 \times 10^{-1}$	$3.345 \times 10^{-2}$	$7.476 \times 10^{-2}$	1.047	$1.088 \times 10^{-2}$	$2.436 \times 10^{-2}$	$9.964 \times 10^{-1}$
145	1.865	5.498	$3.580 \times 10^{-1}$	$3.296 \times 10^{-2}$	$7.675 \times 10^{-2}$	1.224	$1.056 \times 10^{-2}$	$2.313 \times 10^{-2}$	$9.987 \times 10^{-1}$
150	1.757	5.177	$3.156 \times 10^{-1}$	$3.243 \times 10^{-2}$	$8.599 \times 10^{-2}$	1.467	$1.030 \times 10^{-2}$	$2.198 \times 10^{-2}$	1.013

kVp <sup>b</sup>	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	9.364	4.125 × 10 <sup>1</sup>	3.202 × 10 <sup>-1</sup>	3.804 × 10 <sup>-1</sup>	1.543	2.809 × 10 <sup>-1</sup>	2.230 × 10 <sup>-2</sup>	4.340 × 10 <sup>-2</sup>	1.937 × 10 <sup>-1</sup>
30	7.406	4.193 × 10 <sup>1</sup>	3.959 × 10 <sup>-1</sup>	3.061 × 10 <sup>-1</sup>	1.569	3.693 × 10 <sup>-1</sup>	2.165 × 10 <sup>-2</sup>	3.966 × 10 <sup>-2</sup>	2.843 × 10 <sup>-1</sup>
35	5.716	4.341 × 10 <sup>1</sup>	4.857 × 10 <sup>-1</sup>	2.396 × 10 <sup>-1</sup>	1.624	4.683 × 10 <sup>-1</sup>	1.901 × 10 <sup>-2</sup>	3.873 × 10 <sup>-2</sup>	3.732 × 10 <sup>-1</sup>
50	1.817	4.840	4.021 × 10 <sup>-1</sup>	5.721 × 10 <sup>-2</sup>	1.759 × 10 <sup>-1</sup>	4.912 × 10 <sup>-1</sup>	1.076 × 10 <sup>-2</sup>	1.682 × 10 <sup>-3</sup>	1.170
55	1.459	4.515	4.259 × 10 <sup>-1</sup>	8.552 × 10 <sup>-2</sup>	1.661 × 10 <sup>-1</sup>	5.112 × 10 <sup>-1</sup>	1.012 × 10 <sup>-2</sup>	1.484 × 10 <sup>-3</sup>	1.269
60	1.183	4.219	4.571 × 10 <sup>-1</sup>	7.452 × 10 <sup>-2</sup>	1.539 × 10 <sup>-1</sup>	5.304 × 10 <sup>-1</sup>	9.512 × 10 <sup>-3</sup>	9.672 × 10 <sup>-4</sup>	1.333
65	9.172 × 10 <sup>-1</sup>	3.982	4.922 × 10 <sup>-1</sup>	6.514 × 10 <sup>-2</sup>	1.443 × 10 <sup>-1</sup>	5.582 × 10 <sup>-1</sup>	8.900 × 10 <sup>-3</sup>	6.470 × 10 <sup>-4</sup>	1.353
70	7.149 × 10 <sup>-1</sup>	3.798	5.378 × 10 <sup>-1</sup>	5.791 × 10 <sup>-2</sup>	1.357 × 10 <sup>-1</sup>	5.867 × 10 <sup>-1</sup>	8.550 × 10 <sup>-3</sup>	5.380 × 10 <sup>-4</sup>	1.194
75	5.793 × 10 <sup>-1</sup>	3.629	5.908 × 10 <sup>-1</sup>	5.291 × 10 <sup>-2</sup>	1.280 × 10 <sup>-1</sup>	6.478 × 10 <sup>-1</sup>	8.203 × 10 <sup>-3</sup>	6.421 × 10 <sup>-4</sup>	1.062
80	4.921 × 10 <sup>-1</sup>	3.428	6.427 × 10 <sup>-1</sup>	4.955 × 10 <sup>-2</sup>	1.208 × 10 <sup>-1</sup>	7.067 × 10 <sup>-1</sup>	7.903 × 10 <sup>-3</sup>	8.640 × 10 <sup>-4</sup>	9.763 × 10 <sup>-1</sup>
85	4.355 × 10 <sup>-1</sup>	3.178	6.861 × 10 <sup>-1</sup>	4.721 × 10 <sup>-2</sup>	1.140 × 10 <sup>-1</sup>	7.786 × 10 <sup>-1</sup>	7.685 × 10 <sup>-3</sup>	1.056 × 10 <sup>-3</sup>	1.015
90	3.971 × 10 <sup>-1</sup>	2.913	7.204 × 10 <sup>-1</sup>	4.550 × 10 <sup>-2</sup>	1.077 × 10 <sup>-1</sup>	8.522 × 10 <sup>-1</sup>	7.511 × 10 <sup>-3</sup>	1.159 × 10 <sup>-3</sup>	1.061
95	3.681 × 10 <sup>-1</sup>	2.654	7.461 × 10 <sup>-1</sup>	4.410 × 10 <sup>-2</sup>	1.013 × 10 <sup>-1</sup>	9.222 × 10 <sup>-1</sup>	7.345 × 10 <sup>-3</sup>	1.133 × 10 <sup>-3</sup>	1.116
100	3.415 × 10 <sup>-1</sup>	2.420	7.645 × 10 <sup>-1</sup>	4.278 × 10 <sup>-2</sup>	9.465 × 10 <sup>-2</sup>	9.791 × 10 <sup>-1</sup>	7.230 × 10 <sup>-3</sup>	9.343 × 10 <sup>-4</sup>	1.309
105	3.135 × 10 <sup>-1</sup>	2.227	7.788 × 10 <sup>-1</sup>	4.143 × 10 <sup>-2</sup>	8.751 × 10 <sup>-2</sup>	1.014	7.050 × 10 <sup>-3</sup>	6.199 × 10 <sup>-4</sup>	1.365
110	2.849 × 10 <sup>-1</sup>	2.061	7.897 × 10 <sup>-1</sup>	4.008 × 10 <sup>-2</sup>	8.047 × 10 <sup>-2</sup>	1.030	6.921 × 10 <sup>-3</sup>	5.976 × 10 <sup>-4</sup>	3.309
115	2.579 × 10 <sup>-1</sup>	1.922	8.008 × 10 <sup>-1</sup>	3.878 × 10 <sup>-2</sup>	7.394 × 10 <sup>-2</sup>	1.033	6.864 × 10 <sup>-3</sup>	5.598 × 10 <sup>-4</sup>	6.469 × 10 <sup>-1</sup>
120	2.339 × 10 <sup>-1</sup>	1.797	8.116 × 10 <sup>-1</sup>	3.758 × 10 <sup>-2</sup>	6.808 × 10 <sup>-2</sup>	1.031	6.725 × 10 <sup>-3</sup>	5.308 × 10 <sup>-4</sup>	1.006
125	2.130 × 10 <sup>-1</sup>	1.677	8.217 × 10 <sup>-1</sup>	3.652 × 10 <sup>-2</sup>	6.304 × 10 <sup>-2</sup>	1.031	6.584 × 10 <sup>-3</sup>	5.124 × 10 <sup>-4</sup>	1.192
130	1.969 × 10 <sup>-1</sup>	1.557	8.309 × 10 <sup>-1</sup>	3.561 × 10 <sup>-2</sup>	5.874 × 10 <sup>-2</sup>	1.037	6.472 × 10 <sup>-3</sup>	4.539 × 10 <sup>-3</sup>	1.285
135	1.838 × 10 <sup>-1</sup>	1.440	8.391 × 10 <sup>-1</sup>	3.481 × 10 <sup>-2</sup>	5.519 × 10 <sup>-2</sup>	1.049	6.306 × 10 <sup>-3</sup>	4.731 × 10 <sup>-3</sup>	1.465
140	1.724 × 10 <sup>-1</sup>	1.328	8.458 × 10 <sup>-1</sup>	3.407 × 10 <sup>-2</sup>	5.145 × 10 <sup>-2</sup>	1.057	6.151 × 10 <sup>-3</sup>	4.849 × 10 <sup>-3</sup>	1.530
145	1.616 × 10 <sup>-1</sup>	1.225	8.519 × 10 <sup>-1</sup>	3.336 × 10 <sup>-2</sup>	4.796 × 10 <sup>-2</sup>	1.063	6.115 × 10 <sup>-3</sup>	4.869 × 10 <sup>-3</sup>	1.498
150	1.501 × 10 <sup>-1</sup>	1.132	8.569 × 10 <sup>-1</sup>	3.266 × 10 <sup>-2</sup>	4.491 × 10 <sup>-2</sup>	1.073	6.020 × 10 <sup>-3</sup>	4.752 × 10 <sup>-3</sup>	1.483

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> )	$\gamma$
Rad Room (all barriers)	2.346	$1.590 \times 10^1$	$4.982 \times 10^{-1}$	$3.626 \times 10^{-2}$	$1.429 \times 10^{-1}$	$4.932 \times 10^{-1}$	$1.420 \times 10^{-2}$	$5.781 \times 10^{-2}$	$7.445 \times 10^{-1}$
Rad Room (chest bucky)	2.264	$1.308 \times 10^1$	$5.600 \times 10^{-1}$	$3.552 \times 10^{-2}$	$1.177 \times 10^{-1}$	$6.007 \times 10^{-1}$	$1.278 \times 10^{-2}$	$4.848 \times 10^{-2}$	$8.600 \times 10^{-1}$
Rad Room (floor or other barriers)	2.651	$1.656 \times 10^1$	$4.585 \times 10^{-1}$	$3.994 \times 10^{-2}$	$1.448 \times 10^{-1}$	$4.231 \times 10^{-1}$	$1.679 \times 10^{-2}$	$6.124 \times 10^{-2}$	$7.356 \times 10^{-1}$
Fluoroscopy Tube (R&F room)	2.347	$1.267 \times 10^1$	$6.149 \times 10^{-1}$	$3.616 \times 10^{-2}$	$9.721 \times 10^{-2}$	$5.186 \times 10^{-1}$	$1.340 \times 10^{-2}$	$4.283 \times 10^{-2}$	$8.796 \times 10^{-1}$
Rad Tube (R&F room)	2.295	$1.300 \times 10^1$	$5.573 \times 10^{-1}$	$3.549 \times 10^{-2}$	$1.164 \times 10^{-1}$	$5.774 \times 10^{-1}$	$1.300 \times 10^{-2}$	$4.778 \times 10^{-2}$	$8.485 \times 10^{-1}$
Chest Room	2.283	$1.074 \times 10^1$	$6.370 \times 10^{-1}$	$3.622 \times 10^{-2}$	$7.766 \times 10^{-2}$	$5.404 \times 10^{-1}$	$1.286 \times 10^{-2}$	$3.505 \times 10^{-2}$	$9.356 \times 10^{-1}$
Mammography Room	$3.060 \times 10^1$	$1.776 \times 10^2$	$3.308 \times 10^{-1}$	$2.577 \times 10^{-1}$	1.765	$3.644 \times 10^{-1}$	$9.148 \times 10^{-2}$	$7.090 \times 10^{-1}$	$3.450 \times 10^{-1}$
Cardiac Angiography	2.389	$1.426 \times 10^1$	$5.948 \times 10^{-1}$	$3.717 \times 10^{-2}$	$1.087 \times 10^{-1}$	$4.879 \times 10^{-1}$	$1.409 \times 10^{-2}$	$4.814 \times 10^{-2}$	$8.419 \times 10^{-1}$
Peripheral Angiography <sup>c</sup>	2.728	$1.852 \times 10^1$	$4.614 \times 10^{-1}$	$4.292 \times 10^{-2}$	$1.538 \times 10^{-1}$	$4.236 \times 10^{-1}$	$1.774 \times 10^{-2}$	$6.449 \times 10^{-2}$	$7.158 \times 10^{-1}$

Workload Distribution <sup>a</sup>	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> )	$\gamma$
Rad Room (all barriers)	$2.163 \times 10^{-1}$	3.101	$5.745 \times 10^{-1}$	$3.907 \times 10^{-2}$	$1.069 \times 10^{-1}$	$5.940 \times 10^{-1}$	$7.616 \times 10^{-3}$	$7.670 \times 10^{-4}$	1.027
Rad Room (chest bucky)	$2.179 \times 10^{-1}$	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
Rad Room (floor or other barriers)	$2.535 \times 10^{-1}$	2.740	$4.297 \times 10^{-1}$	$4.361 \times 10^{-2}$	$1.082 \times 10^{-1}$	$5.463 \times 10^{-1}$	$7.915 \times 10^{-3}$	$8.800 \times 10^{-4}$	$9.790 \times 10^{-1}$
Fluoroscopy Tube (R&F room)	$2.323 \times 10^{-1}$	2.190	$6.509 \times 10^{-1}$	$3.901 \times 10^{-2}$	$8.588 \times 10^{-2}$	$8.081 \times 10^{-1}$	$7.089 \times 10^{-3}$	$4.740 \times 10^{-4}$	1.580
Rad Tube (R&F room)	$2.126 \times 10^{-1}$	2.568	$6.788 \times 10^{-1}$	$3.778 \times 10^{-2}$	$9.965 \times 10^{-2}$	$7.483 \times 10^{-1}$	$7.162 \times 10^{-3}$	$4.110 \times 10^{-4}$	1.541
Chest Room	$2.500 \times 10^{-1}$	1.989	$7.721 \times 10^{-1}$	$3.866 \times 10^{-2}$	$7.721 \times 10^{-2}$	$9.843 \times 10^{-1}$	$7.650 \times 10^{-3}$	$-9.800 \times 10^{-4}$	$8.083 \times 10^{-2}$
Mammography Room	5.998	$4.291 \times 10^1$	$3.927 \times 10^{-1}$	$2.467 \times 10^{-1}$	1.654	$3.694 \times 10^{-1}$	$1.914 \times 10^{-2}$	$4.166 \times 10^{-2}$	$2.858 \times 10^{-1}$
Cardiac Angiography	$2.533 \times 10^{-1}$	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
Peripheral Angiography <sup>c</sup>	$3.670 \times 10^{-1}$	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 7.7. Vrednosti transmisionih faktora  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$  u funkciji materijala od kojeg je izrađena zaštitna barijere kao i naponu 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		$7.295 \times 10^{-1}$	$3.510 \times 10^{-2}$		$6.600 \times 10^{-2}$	$7.832 \times 10^{-1}$	$1.200 \times 10^{-2}$	$2.670 \times 10^{-2}$
150 kVp	1.791	5.478		$5.678 \times 10^{-1}$	$3.240 \times 10^{-2}$		$7.750 \times 10^{-2}$	1.566	$1.040 \times 10^{-2}$	$2.020 \times 10^{-2}$
<i>Rad Room (all barriers)</i>	2.298		$1.738 \times 10^1$	$6.193 \times 10^{-1}$	$3.610 \times 10^{-2}$		$1.433 \times 10^{-1}$	$5.600 \times 10^{-1}$	$1.380 \times 10^{-2}$	$5.700 \times 10^{-2}$
<i>Rad Room (chest bucky)</i>	2.256		$1.380 \times 10^1$	$8.897 \times 10^{-1}$	$3.560 \times 10^{-2}$		$1.079 \times 10^{-1}$	$7.705 \times 10^{-1}$	$1.270 \times 10^{-2}$	$4.450 \times 10^{-2}$
<i>Rad Room (floor or other barriers)</i>	2.513		$1.734 \times 10^1$	$4.994 \times 10^{-1}$	$3.920 \times 10^{-2}$		$1.464 \times 10^{-1}$	$4.486 \times 10^{-1}$	$1.640 \times 10^{-2}$	$6.080 \times 10^{-2}$
<i>Fluoroscopy Tube (R&amp;F room)</i>	2.322		$1.291 \times 10^1$	$7.575 \times 10^{-1}$	$3.630 \times 10^{-2}$		$9.360 \times 10^{-2}$	$5.955 \times 10^{-1}$	$1.330 \times 10^{-2}$	$4.100 \times 10^{-2}$
<i>Rad Tube (R&amp;F room)</i>	2.272		$1.360 \times 10^1$	$7.184 \times 10^{-1}$	$3.560 \times 10^{-2}$		$1.114 \times 10^{-1}$	$6.620 \times 10^{-1}$	$1.290 \times 10^{-2}$	$4.570 \times 10^{-2}$
<i>Chest Room</i>	2.288	9.848		1.054	$3.640 \times 10^{-2}$		$6.590 \times 10^{-2}$	$7.543 \times 10^{-1}$	$1.300 \times 10^{-2}$	$2.970 \times 10^{-2}$
<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	$3.924 \times 10^{-1}$	$8.830 \times 10^{-2}$	$7.526 \times 10^{-1}$
<i>Cardiac Angiography</i>	2.354		$1.494 \times 10^1$	$7.481 \times 10^{-1}$	$3.710 \times 10^{-2}$		$1.067 \times 10^{-1}$	$5.733 \times 10^{-1}$	$1.390 \times 10^{-2}$	$4.640 \times 10^{-2}$
<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		$7.230 \times 10^{-3}$	$8.940 \times 10^{-4}$
125 kVp	$2.138 \times 10^{-1}$	1.690		$3.654 \times 10^{-2}$	$5.790 \times 10^{-2}$		1.093	$6.587 \times 10^{-3}$	$-1.140 \times 10^{-3}$	1.172
150 kVp	$1.511 \times 10^{-1}$	1.124		$3.267 \times 10^{-2}$	$4.074 \times 10^{-2}$		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		$7.358 \times 10^{-2}$	$3.873 \times 10^{-2}$		$1.054 \times 10^{-1}$	$6.397 \times 10^{-1}$	$7.552 \times 10^{-3}$	$7.370 \times 10^{-4}$
<i>Rad Room (chest bucky)</i>	$2.211 \times 10^{-1}$	2.836		$3.749 \times 10^{-2}$	$8.710 \times 10^{-2}$		$9.086 \times 10^{-1}$	$7.058 \times 10^{-3}$	$2.290 \times 10^{-4}$	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		$3.866 \times 10^{-2}$	$6.270 \times 10^{-2}$		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	$5.600 \times 10^{-1}$	$4.612 \times 10^{-2}$	$1.198 \times 10^{-1}$		$5.907 \times 10^{-1}$	$8.079 \times 10^{-3}$	$8.470 \times 10^{-4}$	$9.742 \times 10^{-1}$

## 8. Račun

Izveštaji sadrže podatke o minimalnoj dozvoljenoj debljini zaštitnih barijera kako bi se osoblje i sva ostala lica zaštitila od ionizujućeg zračenja u skladu sa zakonom. Nakon proračunatih barijera neophodno je ponoviti merenja kako bi se uverili da nisu premašene dozvoljene doze. Ako dodatna merenja ukazuju da barijere ne pružaju dovoljnu zaštitu neophodno je nabaviti dodatnu opremu (razne štitove, paravane).

### 8.1. Angio sala

Podaci o rendgen aparatu:

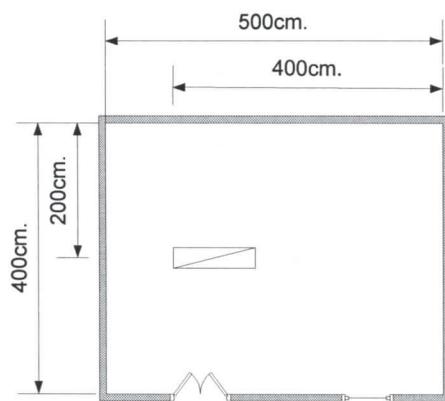
- radni napon cevi: 74 kV
- struja u cevi: 171 mA
- vreme ekspozicije 65 ms

Ostali podaci: Izvodi se od 2-5 procedura dnevno. Vreme trajanja procedura je između 5-45 min. Broj procedura po zaposlenom je do 3 dnevno.

Za račun koristimo sledeće podatke:

- u proseku 25 pacijenata nedeljno podlegne proceduri
- da se primarno zračenje potpuno apsorbuje pa se računa samo zaštita od sekundarnog zračenja
- da je za nadglednu zonu ( $P= 0,02 \text{ mGy/nedelja}$  (NCRP-137)),  $T=1$ , tabela 7.2

IZ PRAVILNIKA O USLOVIMA ZA PROMET I KORIŠĆENJE RADEOAKTIVNIH MATERIJALA, RENDGEN-APARATA I DRUGIH UREĐAJA KOJI PROIZVODE JONIZUJUĆA ZRAČENJA, Člana 33: Prostorija u kojoj je smešten dijagnostički rendgen-aparat sa jednom rendgenskom cevi ili akcelerator mora imati površinu od najmanje  $20 \text{ m}^2$ . Znači da su minimalne dozvoljene dimenzije angio sale  $4\text{m} \times 5\text{m}$ . Ako salu projektujemo kao na slici 8.1.



Slika 8.1. Angio sala

Koristimo tabelu 7.5. za računanje kerme u vazduhu u slučaju odsustva barijera. Ako postavimo randgen aparat na udaljenosti 1 m od zida kao na slici 8.1 on će biti izložen zračenju koje potiče od curećeg zračenja i rasejanog zračenja koje ima pravac snopa. Iz tabele 7.5. vidimo da je u ovom slučaju  $K_{sec}^1 = 3.8 \text{ mGy}$  po pacijentu.

Iz formule:

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

računamo kermu u vazduhu u slučaju odsustva zaštitnih barijera za sva četiri zida na normalnoj udaljenosti od rendgen aparata.

Iza zida na udaljenosti od 1 m od cevi brzina kerme u vazduhu je:

$$K_{sec}(0) = \frac{3,8 \frac{\text{mGy}}{\text{pacijent}} 25 \text{ pacijent/nedelja}}{1^2 \text{ m}^2}$$

$$K_{sec}(0) = 95 \text{ mGy/nedelja}$$

Zid na udaljenosti 2 m od izvora izložen je radijaciji curenja i rasejanog zračenja koje je normalno usmereno u odnosu na snop, pa iz tabele 7.5. vidimo da je kerma u vazduhu u slučaju odsustva barijere na udaljenosti 1 m:

$$K_{sec}^1 = 2,7 \text{ mGy/pacijent}$$

Na udaljenosti od 2 m kerma u vazduhu iznosi:

$$K_{sec}(0) = \frac{2,7 \frac{\text{mGy}}{\text{pacijent}} 25 \text{ pacijent/nedelja}}{2^2 \text{ m}^2}$$

$$K_{sec}(0) = 16,9 \text{ mGy/nedelja}$$

Iza zida na udaljenosti od 4 m od cevi brzina kerme u vazduhu koja potiče od rasejanja u pravcu snopa je:

$$K_{sec}(0) = \frac{3,8 \frac{\text{mGy}}{\text{pacijent}} 25 \text{ pacijent/nedelja}}{4^2 \text{ m}^2}$$

$$K_{sec}(0) = 5,94 \text{ mGy/nedelja}$$

Ako transmisionu funkciju definisaniu kao odnos vrednosti kerme u vazduhu iza barijere debljine  $x$  i vrednosti kerme u vazduhu na istoj lokaciji bez zaštitne barijere napišemo u obliku:

$$B_{sec}(x) = \frac{P}{K} = \frac{0,02 \text{ mGy/nedelja}}{5,94 \text{ mGy/nedelja}} = 3,4 \times 10^{-3}$$

d (m)	K <sub>sec(0)</sub> (mGy/nedelja)	B <sub>sec(x)</sub> (x 10 <sup>-3</sup> )
1	95	0,21
2	16,9	1,2
4	5,94	3,4

Tabela 8.1. Brzina apsorbovane doze i transmisiona funkcija za sve zidove angio- sale

Računajući iz formule:

$$x = \frac{1}{\alpha \cdot \gamma} \ln \left( \frac{\left( \frac{N \cdot T \cdot K}{P \cdot d^2} \right)^\gamma + \frac{\beta}{\alpha}}{1 + \frac{\beta}{\alpha}} \right) = \frac{1}{\alpha \cdot \gamma} \ln \left( \frac{(B(x))^{-\gamma} + \frac{\beta}{\alpha}}{1 + \frac{\beta}{\alpha}} \right)$$

debljinu barijere za d=4 i uzimajući α, γ, β iz tabele za radni napon na cevi od 74 kVp (tabela 7.7), za barijeru od olova dobijamo da debljina barijere treba da bude:

$$x = \frac{1}{2,354 \text{ mm}^{-1} \cdot 0,781} \ln \left( \frac{\left( \frac{25 \cdot 1 \cdot 3,8 \text{ mGy/nedelja}}{0,02 \text{ mGy/nedelja} \cdot (4 \text{ m})^2} \right)^{0,7481} + \frac{14,94 \text{ mm}^{-1}}{2,354 \text{ mm}^{-1}}}{1 + \frac{14,94 \text{ mm}^{-1}}{2,354 \text{ mm}^{-1}}} \right) = 0,68 \text{ mm}$$

Materijal	x <sub>barijera</sub> (mm)		
d (m)	1	2	4
Oovo	2.47	1.75	1.33
Beton	165.5	120.71	94.67
Gipsana ploča	494.22	370.44	296.07
Celik	21.56	14.90	11.05
Staklo	174.87	131.95	106.23
Drvo	1155.25	917.63	773.74

Tabela 8.2. Debljine barijera za sve zidove angio- sale. Navedene su debljine olovnih, betonskih, gipsanih, čeličnih, staklenih i drvenih zidova

## 8.2. Stomatološka ordinacija

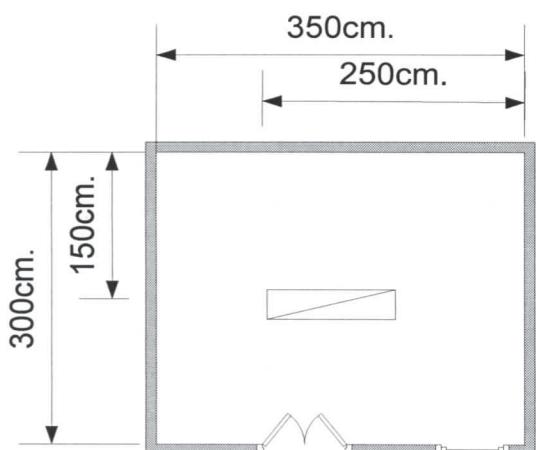
### 1. aparat

Podaci o rendgen aparatu:

- radni napon cevi: 70 kV
- struja u cevi: 8 mA
- vreme ekspozicije: 0.16 s

PRAVILNIK O USLOVIMA ZA PROMET I KORIŠĆENJE RADEOAKTIVNIH MATERIJALA, RENDGEN-APARATA I DRUGIH UREĐAJA KOJI PROIZVODE JONIZUJUĆA ZRAČENJA, članu 33 kaže: Prostorija u kojoj se koristi rendgen-aparat za snimanje zuba čiji visoki napon rendgenske cevi prelazi 60 kV kao i rendgen-aparat za snimanje zuba i statusa vilice mora imati površinu od najmanje 10 m<sup>2</sup>.

Ostale informacije: Broj ekspozicija je do 10 nedeljno.



Slika 8.1. Stomatološka ordinacija

Za račun koristimo sledeće podatke:

- da se u proseku 10 pacijenata nedeljno eksponira
- da je za nadglednu zonu  $P = 0,02 \text{ mGy/nedelja}$  (NCRP-137),
- faktor zadržavanje je iz tabele 7.2.  $T=1$

Snop je usmeren ka zidu na udaljenosti 2,50 m od zida, tako da on mora apsorbovati primaran snop zračenja do vrednosti  $P = 0,02 \text{ mGy/nedeljno}$ .

Kerma u vazduhu na udaljenosti 1 m od izvora zračenja računamo interpolacijom krive sa slike 7.6.:

$$K^1 = 1.222 - 5.664 \times 10^{-2} \text{ kVp} + 1.227 \times 10^{-3} \text{ kVp}^2 - 3.136 \times 10^{-6} \text{ kVp}^3$$

$$K^1 = 2.2 \text{ mGy (mAmin)}^{-1}$$

Ovu vrednost možemo direktno očitati sa grafika 7.6.

Kerma u vazduhu na udaljenosti  $d = 2,5 \text{ m}$  je iz formule:

$$K = \frac{K^1 N}{d^2} \cdot W$$

Radno opterećenje uzimamo iz tabele 7.4. i dobijamo:

$$K = \frac{2.2 \cdot 10}{2,5^2} \cdot 0.458 = 1,61 \text{ mGy/nedeljno}$$

Transmisiona funkcija je u ovom slučaju:

$$B(x) = \frac{P}{K} = \frac{0,02 \frac{\text{mGy}}{\text{nедеља}}}{1,61 \frac{\text{mGy}}{\text{nедеља}}} = 12 \times 10^{-3}$$

Ostali zidovi se moraju zaštитiti od sekundarnog zračenja, a to su zidovi na udaljenosti 1 m i 1,5 m od izvora. Vidimo iz tabele 7.5. da je za zid koji je na 1,5 m normalnoj udaljenosti od aparata kerma u vazduhu na 1 m udaljenosti:

$$K_{sec}^1 = 3,4 \times 10^{-2} \text{ mGy/pacijent},$$

stoga je

$$K_{sec} = \frac{3,4 \times 10^{-2} \frac{\text{mGy}}{\text{pacijent}} \cdot 10 \text{ pacijent/nedelja}}{1,5^2 \text{ m}^2}$$

$$K_{sec} = 0.15 \text{ mGy/nedeljno}$$

Transmisiona funkcija je:

$$B(x) = \frac{P}{K} = \frac{0,02 \frac{\text{mGy}}{\text{nедеља}}}{0,15 \frac{\text{mGy}}{\text{nедеља}}} = 0.13$$

Na udaljenosti 1 m od izvora zračenja kerma u vazduhu za zid iza aparata iznosi:

$$K_{sec} = 4,8 \times 10^{-2} \text{ mGy/pacijent}$$

Pa je nedeljna doza zračenja iza rendgen aparata na 1 m od izvora:

$$K_{sec} = \frac{4,8 \frac{\text{mGy}}{\text{pacijent}} 10 \text{ pacijent/nedelja}}{1^2 \text{ m}^2}$$

$$K_{sec} = 0.48 \text{ mGy/nedelja}$$

Transmisiona funkcija je:

$$B(x) = 0.042$$

Debljina barijere se računa prema formuli:

$$x = \frac{1}{\alpha \cdot \gamma} \ln \left( \frac{\left( \frac{N \cdot T \cdot K}{P \cdot d^2} \right)^\gamma + \frac{\beta}{\alpha}}{1 + \frac{\beta}{\alpha}} \right) = \frac{1}{\alpha \cdot \gamma} \ln \left( \frac{(B(x))^{-\gamma} + \frac{\beta}{\alpha}}{1 + \frac{\beta}{\alpha}} \right)$$

Iz tabele 7.6. uzimamo vrednosti  $\alpha$ ,  $\beta$  i  $\gamma$  za olovo. Zid od olova, naspram aparata, koji je udaljen 2,5 m od izvora treba da je debljine:

$$x_{barijera} = 0.49 \text{ mm}$$

kako bi apsorbovao primarno zračenje na dozvoljenih 0,02 mGy/nedeljno

$d$ (m)	$K_{sec}(0)$ (mGy/nedelja)	$B_{sec}(x)$ ( $\times 10^{-3}$ )
1	0.48	42
1,5	0.15	132
2,5	1.61	12

Tabela 8.3. Brzina apsorbovane doze i transmisiona funkcija za sve zidove stomatološke ordinacije  
br.1

Materijal	x <sub>barijera (mm)</sub>		
d (m)	1	1,5	2,5
Olovo	0.22	0.11	0.37
Beton	22.49	12.27	35.86
Gipsana ploča	69.79	35.67	113.57
Celik	1.40	0.70	2.40
Staklo	28.67	15.37	45.41
Drvo	365.85	231.08	507.29

Tabela 8.4. Debljine barijera za sve zidove stomatološke ordinacije. Navedene su debljine olovnih, betonskih, gipsanih, čeličnih, staklenih i drvenih zidova

## 2. aparat

Podaci o rendgen aparatu:

- radni napon cevi: 85 kV
- struja u cevi: 15 mA
- vreme ekspozicije 15 s

Ostali podaci: Broj ekspozicija je do 10 dnevno

Za račun koristimo sledeće podatke:

- da se u proseku 50 pacijenata nedeljno eksponira
- da je za nadglednu zonu P= 0,02 mGy/nedelja (NCRP-137),
- faktor zadržavanje je iz tabele 7.2 T=1

Kerma u vazduhu na odaljenosti 1 m od izvora zračenja računamo interpolacijom krive 7.6.:

$$K^1 = 1.222 - 5.664 \times 10^{-2} \text{ kVp} + 1.227 \times 10^{-3} \text{ kVp}^2 - 3.136 \times 10^{-6} \text{ kVp}^3$$

$$K^1 = 3.35 \text{ mGy/(mAmin)}$$

Na udaljenosti 2,5 m od izvora kerma u vazduhu iznosi:

$$K = \frac{K^1 \cdot N}{d^2} \cdot W$$

$$K = \frac{3.35 \cdot 50}{2,5^2} \cdot 0.315 = 8.44 \text{ mGy/nedeljno}$$

Transmisiona funkcija je:

$$B(x) = \frac{P}{K} = \frac{0,02 \frac{\text{mGy}}{\text{nedelja}}}{\frac{8.44 \frac{\text{mGy}}{\text{nedelja}}}{}} = 2.3 \times 10^{-3}$$

Kerma u vazduhu i transmisione funkcije od rasejanog zračenja se računaju na isti način kao u predhodnom slučaju, ali je broj pacijenata povećan na 50 nedeljno pa se ove veličine menjaju shodno tome.

d (m)	K <sub>sec(0)</sub> (mGy/nedelja)	B <sub>sec(x)</sub> (x 10 <sup>-3</sup> )
1	2.4	8,3
1,5	0.75	26
2,5	8.44	2,3

Tabela 8.5. Brzina apsorbovane doze i transmisiona funkcija za sve zidove stomatološke ordinacije br.

Materijal	x <sub>brijera (mm)</sub>		
d (m)	1	1,5	2,5
Olovo	0,69	0.43	1.02
Beton	51.32	33.65	73.49
Gipsana ploča	180.33	119.94	249.85
Celik	4.72	2.84	7.16
Staklo	69.53	47.15	95.21
Drvo	606.52	456.45	769.94

Tabela 8.6. Debljine brijera za sve zidove stomatološke ordinacije br. 2. Navedene su debljine olovnih, betonskih, gipsanih, čeličnih, staklenih i drvenih zidova

### 8.3. Fluoroskopija

Podaci o rendgen aparatu

- Radni napon 80 kV
- Radno opterećenje 20 mAs

Ostali podaci: Broj ekspozicija je oko 10-13 dnevno, vreme trajanja ekspozicije je prosečno 4 min po pacijentu.

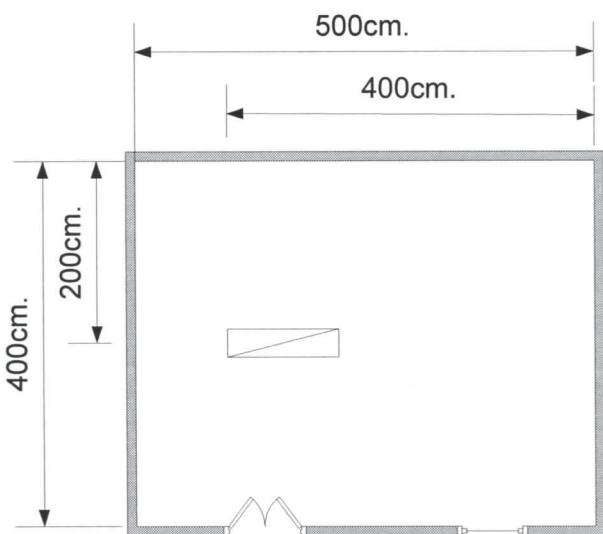
Za račun koristimo sledeće podatke:

- Da je broj eksponiranja nedeljno u proseku 60
- Iz tabele 7.2 vreme zadržavanja  $T=1$
- Dozvoljena nedeljna doza je po NCPR-137 0,02 mGy

Radni napon uzimamo iz tabele 4.2 što je  $W = 1.72 \text{ mAmin/pacijent}$

PRAVILNIK O USLOVIMA ZA PROMET I KORIŠĆENJE RADEOAKTIVNIH MATERIJALA, RENDGEN-APARATA I DRUGIH UREĐAJA KOJI PROIZVODE JONIZUJUĆA ZRAČENJA, član 33 kaže: Prostorija u kojoj je smešten dijagnostički rendgen-aparat sa jednom rendgenskom cevi ili akcelerator mora imati površinu od najmanje  $20 \text{ m}^2$ .

Prikaz situacije



Slika 8.1. Fluoroskopska sala

Rastojanja za koja se računaju debljine zaštite su iste kao u primeru angiografe. Stim da u slučaju običnog rendgen aparata za skopiju uzimamo u obzir direktni snop rasejanog zračenja pri računanju debljine zida prema kome je usmeren snop. Sa slike 8.1. to je zid na udaljenosti 4 m od izvora zračenja.

Kerma u vazduhu na 1m udaljenosti od izvra za primarni snop zračenja se računa prema formuli:

$$K^4 = 1.222 - 5.664 \times 10^{-2} kVp + 1.227 \times 10^{-3} kVp^2 - 3.136 \times 10^{-6} kVp^3$$

$$K^4 = 2.93 \text{ mGy (mAmin)}^{-1}$$

Na udaljenosti 4 m od izvora kerma u vazduhu iznosi:

$$K = \frac{K^4 N}{d^2} \cdot W$$

$$K = \frac{2.93 \cdot 60}{4^2} \cdot 1.72 = 18.9 \text{ mGy/nedeljno}$$

Transmisiona funkcija je:

$$B(x) = \frac{P}{K} = \frac{0.02 \frac{\text{mGy}}{\text{nedelja}}}{6.17 \frac{\text{mGy}}{\text{nedelja}}} = 1 \times 10^{-3}$$

Zid na normalno rastojanju d = 2 m od izvora je izložen sekundarnom zračenju.

Kermu u vazduhu za ovaj slučaj očitavamo iz tabele 7.5.

$$K_{sec} = 0,32 \text{ mGy/pacijent}$$

Kerma u vazduhu na udaljenosti 2 m od aparata je:

$$K_{sec} = \frac{K_{sec} N}{d^2} = 4.8 \text{ mGy /nedeljno}$$

Iza aparata na udaljenosti 1m od izvora doza zračenja je:

$$K_{sec} = \frac{K_{sec} N}{d^2} = 26.4 \text{ mG/nedeljno}$$

d (m)	K <sub>sec(0)</sub> (mGy/nedelja)	B <sub>sec</sub> (x) (x 10 <sup>-3</sup> )
1	26.4	0.7
2	4.8	4.1
4	18.9	1

Tabela 8.7. Brzina apsorbovane doze i transmisiona funkcija za sve zidove fluoroskopske sale

Debljine zidova računamo prema formuli (7), uzimajući vrednosti α, β, i γ iz tabele 7.6 za fluoroskopsku salu.

Materijal	x <sub>barijera</sub> (mm)		
d (m)	1	2	4
Olovo	1.82	1.17	1.69
Beton	132.45	89.73	123.89
Gipsana ploča	425.78	296.43	400.45
Celik	15.98	9.65	14.68
Staklo	147.49	104.40	139.05
Drvo	1007.82	767.34	961.05

Tabela 8.8. Debljine barijera za sve zidove fluoroskopske sale. Navedene su debljine olovnih, betonskih, gipsanih, čeličnih, staklenih i drvenih zidova

#### 8.4. Dijagnostički rendgen aparat:

Podaci o aparatu:

- Radni napon: 29 kV
- Radno opterećenje: 60 mAs

Ostali podaci: broj ekspozicija je 6-7 po pacijentu, 1 pacijent nedeljno.

Za račun koristimo sledeće podatke:

- da se u proseku 1 pacijent nedeljno eksponira,
- je za nadglednu zonu  $P = 0,02 \text{ mGy/nedelja}$  (NCRP-137),
- faktor zadržavanje je iz tabele 7.2:  $T=1$

Dimenzije prostorije su iste kao u prethodnom slučaju.

Zbog niskog radnog napona, računaćemo samo zaštitu od primarnog snopa na rastojanju 4 m od izvora zračenja. Kermu u vazduhu računamo iz formule:

$$K = 1.335 + 4.385 \times 10^{-3} kVp^2 = 1,46 \text{ mGy}(mA \cdot min)^{-1}$$

Nedeljna doza na udaljenosti 4 m od izvora iznosi:

$$K^4 = \frac{K \cdot N}{d^2} \cdot W$$

$$K^4 = \frac{1,46 \cdot 1}{4^2} \cdot 4,67 = 0,43 \text{ mGy/nedeljno}$$

Transmisiona funkcija je:

$$B(x) = \frac{P}{K} = \frac{0,02 \frac{\text{mGy}}{\text{nедеља}}}{0,43 \frac{\text{mGy}}{\text{nедеља}}} = 46 \times 10^{-3}$$

Debljinu zaštite računamo iz formule (7), parametre  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$  uzimamo iz tabele 7.6 za 30kVp.

Materijal	$x_{\text{barijera}} (\text{mm})$
Olovo	<b>0.022</b>
Beton	<b>2.40</b>
Gipsana ploča	<b>5.93</b>
Celik	<b>0.10</b>
Staklo	<b>2.56</b>
Drvo	<b>64.72</b>

Tabela 8.9. Debljine barijera za zid u pravcu primarnog snopa. Navedene su debljine olovnih, betonskih, gipsanih, čeličnih, staklenih i drvenih zidova.

## 8.5. Mamografija

Podaci o aparatu

- napon: 30.5 kVp
- Radno opterećenje: 250 mAs

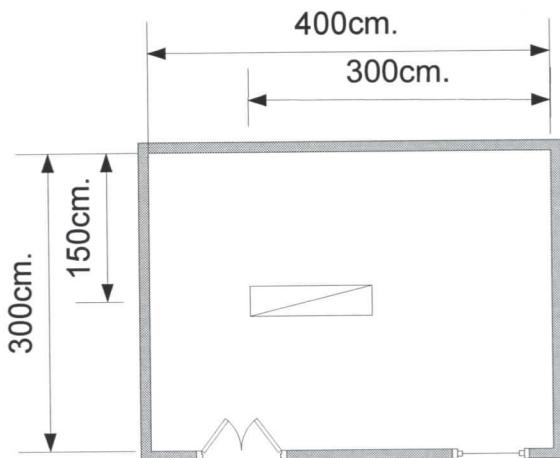
Ostali podaci: Broj pacijenata dnevno do 15, broj ekspozicija do 60 dnevno.

Za račun koristimo sledeće podatke:

- da se u proseku 75 pacijenata nedeljno eksponira
- da je za nadglednu zonu  $P = 0,02 \text{ mGy/nedelja}$  (NCRP-137),
- faktor zadržavanje je iz tabele 7.2  $T=1$

PRAVILNIK O USLOVIMA ZA PROMET I KORIŠĆENJE RADEOAKTIVNIH MATERIJALA, RENDGEN-APARATA I DRUGIH UREĐAJA KOJI PROIZVODE JONIZUJUĆA ZRAČENJA, u članu 33

kaže: Prostorija u kojoj se koristi rendgen-aparat za snimanje dojki mora imati površinu od najmanje  $12 \text{ m}^2$ . Prikaz situacije:



Slika 8.2. Mamografska sala

Mamograf je tako konstruisan da detektor zračenja zaustavlja primarni snop zračenja, iz tog razloga se računaju zaštite samo od sekundarnog zračenja.

Iz situacije sa slike, vidimo da se proračunava debljina zida na udaljenosti 3 m, 1,5 m, i 1 m. Iz tabele 7.5. uzimamo vrednost sekundarne kerme u vazduhu mamografa na udaljenosti 1 m od izvora zračenja:

$$K_{\text{sec}} = 4,9 \times 10^{-2} \text{ mGy/pacijent},$$

u slučaju curećeg zračenja i rasejanog zračenja u smeru i suprotnom smeru prostiranja snopa. Doza zračenja u smeru zračenja na udaljenosti 3 m iznosi:

$$K_{\text{sec}}^3 = \frac{4,9 \cdot 10^{-2} \cdot 75}{3^2} = 0,41 \text{ mGy/nedeljno}$$

Dok doza zračenja iza mamografa na udaljenosti 1 m iznosi

$$K_{\text{sec}}^1 = \frac{4,9 \cdot 10^{-2} \cdot 75}{1^2} = 3,6 \text{ mGy/nedeljno}$$

Normalno na snop zračenja postavljamo zid na udaljenosti 1,5 m, kerma u vazduhu u ovom slučaju iznosi:

$$K_{\text{sec}} = 1,19 \times 10^{-2} \text{ mGy/pacijent},$$

Na 1 m udaljenosti od izvora, dok će na 1,5 udaljenosti nedeljna doza iznositi:

$$K_{\text{sec}}^1 = \frac{1,19 \cdot 10^{-2} \cdot 75}{1,5^2} = 0,4 \text{ mGy/nedeljno}$$

U tabeli 8.10 vidimo kolika treba da bude transmisiona funkcija barijere kako nedeljna doza ne bi iznosila više od 0,02 mGy/nedeljno.

$d$ (m)	$K_{sec}(0)$ (mGy/nedelja)	$B_{sec}(x) \times 10^{-3}$
1	3,6	5,5
1,5	0,4	50
3	0,41	48

Tabela 8.10. Brzina apsorbovane doze i transmisiona funkcija za sve zidove mamografske sale

Debljinu barijere računamo tako što parametre  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$  očitavamo iz tabele 7.6 za momagrfski rendgen aparati i uvštavamo ih u formulu (7).

Materijal	$x_{barijera}$ (mm)		
	1	1,5	3
Oovo	0.05	0.02	0.02
Beton	5.99	2.40	2.43
Gipsana ploča	14.99	5.95	6.04
Celik	0.26	0.10	0.10
Staklo	6.40	2.57	2.61
Drvo	135.69	65.26	66.06

Tabela 8.11. Debljine barijera za sve zidove mamografske sale. Navedene su debljine olovnih, betonskih, gipsanih, čeličnih, staklenih i drvenih zidova.

## **9. Zaključak**

Standardi za zaštitu od ionizujućih zračenja i bezbednost radijacionih izvora predstavljaju vodič za zaštitu od ionizujućih zračenja i služe svim licima i ustanovama koje se dovode posredno ili neposredno u vezu sa ionizujućim zračenjem.

Izloženost X-zračenju predstavlja stalnu pretnju po profesionalno osoblje koji svakodnevno rukuje rendgenskim aparatima, po pacijente koji se izlažu rendgenskom zračenju i po ostala lica koja se nađu na putu kako primarnog tako i atenuiranog snopa. Rizici od izloženosti se ne mogu eliminisati u potpunosti, ali se mogu značajno smanjiti. Rizici od ionizujućeg zračenja se prihvataju u zavisnosti od koristi koja se može dobiti upotrebom istog.

Prezentovan rad je fokusiran na međunarodnim propisima, pre svega na NCRP-137 standardu, u kom je opisan jedan od metoda računanja debljine zaštitnih barijera od dijagnostičkih X-zraka. Naknadne provere brzine apsorbovane doze iza zidova dokazuju da njihova debljina pruža dovoljnu prepreku za date snopove kako bi izlaganje lica bilo u granicama propisanih vrednosti. Treba napomenuti da je u opštem slučaju jednostavnije, brže i finansijski isplatljivije da se unapred isprojektuje prostorija u koju će se smestiti dati tip rendgen aparata. U praksi se najčešće javlja slučaj da se rendgen aparati smeštaju u prostorije koje nisu imale tu namenu, pa je potrebna instalacija zaštita od olova u već sazidane zidove. Treba istaći da nije uvek najbolje rešenje koristiti materijale koji najbolje apsorbuju dato zračenje (ollovo), iako je potrebna mala količina istih, jer su oni dosta skuplji, pa veća količina materijala manjih atenuacionih svojstava može biti optimalno rešenje. Čest je slučaj da se nakon niza proračuna dolazi do zaključka da je najjednostavnije stavljati višeslojne štitove, mešati materijale različite atomske mase i tako postići najbolju zaštitu za dat snop X-zraka. U slučaju da projektovane zaštitne barijere nisu dovoljne već je potrebno povećati zaštitu od zračenja koriste se razni olovni paravani, olovne kecelje, rukavice, naučari već u zavisnosti od tipa i vrste rendgenskog aparata, koji dodatno atenuiraju X-zračenje.

## Biografija:

Rođena sam u Zrenjaninu, 26. marta 1986. godine. Osnovnu školu sam pohađala na mađarskom jeziku u osnovnoj školi „Sonja Marinković“ u Zrenjaninu. Školovanje sam nastavila u Zrenjaninskoj Gimnaziji takođe na mađarskom jeziku (2001-2005). 2005. godine upisala sam se na prvu godinu studija na Departmanu za fiziku, Prirodno-matematičkog fakulteta, Univerziteta u Novom Sadu.



## Literatura

1. NCRP REPORT No. 147 (2005): Structural Shielding design for medical X-Ray imaging facilities
2. Lazar Marinkov (1976): Osnovi Nuklearne fizike
3. Ivan Janjić (1992): Osnovi atomske fizike
4. [www.encyclopedia.com](http://www.encyclopedia.com)
5. Institut za nuklearne nauke „Vinča“ , Laboratorija za zaštitu od zračenja i zaštite životne sredine „Zaštita“ (2007): Projektni uslovi zaštite od ionizujućih zračenja za prostorije za postavljanje generatora rendgenskog zračenja
6. Valerija Paić, Guy Paić (1983): Osnove radijacione dozimetrije i zaštite od zračenja
7. Pravilnik o uslovima za promet i korišćenje radioaktivnih materijala, rendgen aprata i drugih uređaja koji proizvode ionizujuća zračenja  
("Sl. list SRJ", br. 32/98 i "Sl. list SCG", br. 1/2003 - Ustavna povelja)
8. Walter Huda, Richard M. Slone (1995): Review radeologic physics
9. [www.wikipedia.com](http://www.wikipedia.com)
10. Steven B. Down, Elwin R. Tilson (1994): Practical radiation protection and applied radeobiology
11. Ervin B. Podgorsak (2003): Review Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students
12. Borko Basarić (2010): Praktična uputstva za zaštitu od ionizujućeg zračenja prema BSS (Basic Safetzy Standards)- primena u kliničkoj praksi na institutu za onkologiju Vojvodine u Sremskoj Kamenici
13. Miroslav Tomašević i Branislav Goldner (1998): Rendgensko zračenje i zaštita u medicinskoj dijagnostici
14. Dejan i Marija Popović (1997) : Biomedicinska instrumentacija i mjerjenja
15. Miloš Konjović, Magarašević (1981): Rendgen aparati i uređaji i praktikum
16. Zakon o zaštiti ionizujućih zračenja i o nuklearnoj sigurnosti (2003)



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> <b>TD</b>	Monografska dokumentacija
<i>Tip zapisa:</i> <b>TZ</b>	Tekstualni štampani materijal
<i>Vrsta rada:</i> <b>VR</b>	Diplomski rad
<i>Autor:</i> <b>AU</b>	Edit Karvak
<i>Mentor:</i> <b>MN</b>	Doc. dr Nataša Todorović / Prof. dr Viktor Til
<i>Naslov rada:</i> <b>NR</b>	Prijektovanje mera radijacione sigurnosti i bezbednosti u radiodijagnostici
<i>Jezik publikacije:</i> <b>JP</b>	srpski (latinica)
<i>Jezik izvoda:</i> <b>JL</b>	srpski/engleski
<i>Zemlja publikovanja:</i> <b>ZP</b>	Srbija
<i>Uže geografsko područje:</i> <b>UGP</b>	Vojvodina
<i>Godina:</i> <b>GO</b>	2010
<i>Izdavač:</i> <b>IZ</b>	Autorski reprint
<i>Mesto i adresa:</i> <b>MA</b>	Prirodno-matematički fakultet, Trg Dositeja Obradovića 4, Novi Sad
<i>Fizički opis rada:</i> <b>FO</b>	5/182/32/0/71/0/3
<i>Naučna oblast:</i> <b>NO</b>	Zaštita od jonizujućeg zračenja
<i>Naučna disciplina:</i> <b>ND</b>	Nuklearna fizika
<i>Predmetna odrednica/ ključne reči:</i> <b>PO</b> <b>UDK</b>	Jonizujuće zrečenje, barijere, projektovanje zaštite, rendgen aparat
<i>Čuva se:</i> <b>ČU</b>	Biblioteka departmana za fiziku, PMF-a u Novom Sadu
<i>Važna napomena:</i> <b>VN</b>	nema
<i>Izvod:</i> <b>IZ</b>	U radu je akcenat stavljen na praktična uputstva zaštite od zračenja prema NCRP-137 standardu i zahteva zakona o jonizujućem zračenju i o nuklearnoj sigurnosti i primena istih na projektovanje zaštite u rendgenodijagnostici.
<i>Datum prihvatanja teme od NN veća:</i> <b>DP</b>	18. 02. 2010
<i>Datum odbrane:</i> <b>DO</b>	11. 05. 2010.
<i>Članovi komisije:</i> <b>KO</b>	Doc. dr Nataša Todorović, Prof. dr Viktor Til, Prof. dr Miodrag Krmar
<i>Predsednik:</i>	Doc. dr Olivera Klisurić
<i>član:</i>	Doc. dr Nataša Todorović, Prof. dr Viktor Til,
<i>član:</i>	Prof. dr Miodrag Krmar

UNIVERSITY OF NOVI SAD  
FACULTY OF SCIENCE AND MATHEMATICS

KEY WORDS DOCUMENTATION

<i>Accession number:</i>	
<b>ANO</b>	
<i>Identification number:</i>	
<b>INO</b>	
<i>Document type:</i>	Monograph publication
<b>DT</b>	
<i>Type of record:</i>	Textual printed material
<b>TR</b>	
<i>Content code:</i>	Final paper
<b>CC</b>	
<i>Author:</i>	Edit Karvak
<b>AU</b>	
<i>Mentor/comentor:</i>	Doc. dr Nataša Todorović / Prof. dr. Viktor Til
<b>MN</b>	
<i>Title:</i>	Structural shielding design for medical X-ray imaging facilities
<b>TI</b>	
<i>Language of text:</i>	Serbian (Latin)
<b>LT</b>	
<i>Language of abstract:</i>	English
<b>LA</b>	
<i>Country of publication:</i>	Serbia
<b>CP</b>	
<i>Locality of publication:</i>	Vojvodina
<b>LP</b>	
<i>Publication year:</i>	2010
<b>PY</b>	
<i>Publisher:</i>	Author's reprint
<b>PU</b>	
<i>Publication place:</i>	Faculty of Science and Mathematics, Trg Dositeja Obradovića 4, Novi Sad
<b>PP</b>	
<i>Physical description:</i>	5/182/32/0/71/0/3
<b>PD</b>	
<i>Scientific field:</i>	Ionizing Radiation Protection
<b>SF</b>	
<i>Scientific discipline:</i>	Nuclear physics
<b>SD</b>	
<i>Subject/ Key words:</i>	Ionizing radiation, barriers
<b>SKW</b>	
<b>UC</b>	
<i>Holding data:</i>	Library of Department of Physics, Trg Dositeja Obradovića 4
<b>HD</b>	
<i>Note:</i>	none
<b>N</b>	
<i>Abstract:</i>	Final paper focuses on practical guidance of the NCRP-137 standard , the requirements of laws and its' implementation in structural shielding for facilities that use x rays for medical imaging.
<b>AB</b>	
<i>Accepted by the Scientific Board:</i>	18. 02. 2010
<b>ASB</b>	
<i>Defended on:</i>	May 11, 2010
<b>DE</b>	
<i>Thesis defend board:</i>	Doc. dr Nataša Todorović, Prof. dr Viktor Til, Prof. dr Miodrag Krmar
<b>DB</b>	
<i>President:</i>	Doc. dr Olivera Klisurić
<i>Member:</i>	Doc. dr Nataša Todorović, Prof. dr Viktor Til,
<i>Member:</i>	Prof. dr Miodrag Krmar