



UNIVERZITET U NOVOM SADU PRIRODNO-MATEMATIČKI FAKULTET DEPARTMAN ZA FIZIKU

# Određivanje radnih parametara rendgen aparata

MASTER RAD

Mentor:

Prof. dr Nataša Todorović

Kandidat:

Horvat Andrea

Novi Sad, 2017

Veliko poštovanje i zahvalnost dugujem mentoru dr Nataši Todorović na strpljenju, sugestijama i pomoći tokom izrade master rada i Slavku Todoroviću na pomoći kod merenja.

Takođe se zahvaljuljem porodici i mužu za nesebičnu podršku i motivaciju pri izradi master rada.

Andrea Horvat

Sadržaj

1. Rendgensko zračenje	6 -
Proizvodnja rendgenskog zračenja	6 -
2. Rendgenska cev	11 -
Katoda i anoda	11 -
Rendgenska cev	12 -
Filtracija	13 -
Kolimatori	14 -
Rešetke	15 -
Kvalitet zračenja	17 -
Interakcija rendgenskog zračenja sa tkivom	19 -
Fotoelektrični efekat	21 -
Komptonovo rasejanje	22 -
HVL (half value layer)	23 -
3. Doze jonizujućeg zračenja	24 -
Ekspoziciona doza	24 -
Apsorbovana doza	25 -
Ekvivalentna doza	25 -
Efektivna doza	26 -
Kerma	27 -
4. Detekcija x-zračenja	28 -
Jonizaciona komora	28 -
Poluprovodnički detektor	- 30 -
Osnovne karakteristike poluprovodnika	31 -
5. Detektori	34 -
Opis Barakude	34 -
Kabinet	35 -
MPD	36 -
R-100B	39 -
Jonizaciona komora	41 -
6. oRTIgo software	43 -
7. Određivanje radnih parametara rendgen aparata	45 -
Kalibracija tajmera (Timer accuracy)	46 -
Poludebljina slabljenja snopa (HVL)	49 -
Reproducibilnost	51 -
Linearnost	52 -
Naelektrisanje	54 -
Doza	57 -
9. Pravilnik o primeni izvora jonizujućih zračenja	59 -
Uslovi za obavljanje radijacione delatnosti i način zaštite pacijenata u re	ndgen
dijagnostici	59 -
Procena nivoa izlaganja jonizujućim zračenjima	59 -
9.Zaključak	61 -
Literatura	62 -
Biografija	63 -

# Spisak slika

Slika 1.1. Osnovne komponente rendgenske cevi	7
Slika 1.2. Nastajanje Bremsstrahlung zračenja	8
Slika 1.3. Distribucija energije x zraka nefiltriranog i filtriranog kontinualnog spektra.	8
Slika 1.4. Karakteristično zračenje	9
Slika 1.5. Filtrirani kontinualni spektar sa superponiranim karakterističnim zracima	9
Slika 1.6. Prikaz serija rendgenskog zračenja1	0
Slika 2.1. Elektronska rendgenska cev1	1
Slika 2.2. Šematski prikaz anode1	2
Slika 2.3. Rendgenska cev1	3
Slika 2.4. Kolimator1	4
Slika 2.5. Rešetka1	5
Slika 2.6. Linearna , ukrštena i fokusirajuća rešetka1	6
Slika 2.7. Uticaj stuje grejanja na intenzitet x-spektra1	8
Slika 2.8. Uticaj anodnog napona na tvrdoću x-spektra1	8
Slika 2.9. Spektar sa filterom1	9
Slika 2.10. Snop zračenja putuje kroz materijal debljine d1	9
Slika 2.11. Efikasni presek fotoefekta, kao funkcija energije2	1
Slika 4.1. Šematski prikaz jonizacione komore2	9
Slika 4.2. Naponski signal2	9
Slika 4.3. Pozitivan naponski signal3	0
Slika 4.4. Poluprovodnik n-tipa3	1
Slika 4.5. Poluprovodnik p-tipa3	2
Slika 4.6. p-n spoj3	3
Slika 5.1. Kabinet barakude3	5
Slika 5.2. Multinamenski detektor3	6
Slika 5.3. R-100B detektor3	9
Slika 5.4. Kutija jonizacione komore i jonizaciona komora4	1
Slika 6.1. MPD i rendgen aparat4	5
Slika 6.2. Tajmer4	6

# Spisak tabela

Tabela 1 – faktori kvaliteta za različite vrste zračenja	
Tabela 2 – Težinski faktori tkiva W <sub>T</sub>	
Tabela 3 – Referentni uslovi MPD detektora	
Tabela 4 – Fizička dimenzija MPD detektora	
Tabela 5 – Specifikacija R-100B detektora	40
Tabela 6 – Specifikacija jonizacione komore	42
Tabela 7 – Kalibracija tajmera	47
Tabela 8 – Određivanje HVL-a	50
Tabela 9 – Reproducibilnost	51
Tabela 10 – Linearnost MPD-a	
Tabela 11 – Linearnost R-100B detektora	53
Tabela 12 – Naelektrisanje	56
Tablea 13 – Naelektrisanje i doza	56
Tabela 14 – Doza	57
Tabela 15 – Doza Magna 1cc detektorom i MPD-om	57
Tabela 16 – Parametri ispitivanja, dozvoljene granice odstupanja i periodi pr	overavanja
rendgen-aparata za snimanje	60

# 1. Rendgensko zračenje

Poreklo rendgenske mašine se može zahvaliti Wilhelm Conrad Röentgen-u, koji je 1895. godine otkrio da kad elektroni udaraju neku površinu unutar elektronske cevi pri velikoj brzini, stvaraju prodorno zračenje i zbog misterizone prirode dao im je ime x-zračenje. Ova radijacija je detektovana slučajno kad je papirni ekran obložen barijum-platino-cijanidom počeo da svetli u zamračenoj prostoriji u blizini elektronske cevi, koja je bila prekrivena crnim kartonom.

Ubrzo je otkriveno, zbog sposobnosti prodiranja, da x-zraci mogu koristiti za stvaranje slika unutašnjosti objekata. Zato su tokom godine, rendgenske mašine razvijene da pokazuju unutrašnjost objekta sa velikim detaljima. Veoma važnu ulogu ima u medicini gde se upotrebljava za ispitivanje unutrašnje strukture ljudskog tela. Zbog toga što su rendgenski zraci toliko korisni u dijagnozi i lečenju bolesti i povreda, koriste se rutinski u medicinskoj i stomatološkoj praksi. Zato su oni odgovorni za većinu izlaganja javnosti jonizujućem zračenju, izvan izloženosti zbog prirodnog zračenja.[8]

# Proizvodnja rendgenskog zračenja

Rendgensko zračenje se proizvodi putem pretvaranja kinetičke energije elektrona u elektromagnetno zračenje. **Slika 1.1.** pokazuje rendgensku cev sa osnovnim komponentama. Između dve elektrode (anoda i katoda) se primenjuje veliki napon, koje su smeštene u cevi sa vakuumom. Katoda je negativno naelektrisana i ona je izvor elektrona; anoda je pozitivno naelektrisana i ona je meta elektrona. Elektroni putuju od katode ka anodi i postižu kinetičku energiju koja je proporcionalna potencionalnoj razlici između elektrode. Kako elektroni udaraju u metu, njihova kinetička energija se pretvara u druge oblike energije. Najveći deo

(oko 99%) se pretvara u toplotu i vrlo mali procenat u elektromagnetno zračenje. Postoje dva različita mehanizma pomoću kojih se proizvodi x-zračenje, koji su navedeni u nastavku.[2]



Slika 1.1. Osnovne komponente rendgenske cevi

Najvažniji mehanizam, sa aspekta korišćenja x-zraka u radiografiji, je ubrzanje elektrona, što rezultuje oštrim skretanjem kako interaguje sa električnim poljem oko jezgra. U ovom slučaju elektroni dođu u blizinu pozitivno naelektrisanih jezgra atoma anode, gde Kulonove snage privuku, a zatim usporavaju elektron uzrokujući značajan gubitak kinetičke energije elektrona i promenu njegove putanje. Na ovaj način nastaje zakočno zračenje ili bremsstrahlung zračenje (**Slika 1.2.**). Samo fotoni, koji imaju energiju blisku energiji elektrona, pretvaraju se u fotone x-zračenja, ali većina ima nisku energiju. Minimalna talasna dužina nastaje kad upadni elektron izgubi svu svoju kinetičku energiju ( $E_k = e \cdot U$ ) i pošto se energija zrači u vidu kvanta, imaćemo talasnu dužinu  $\lambda_{min} = \frac{h \cdot c}{E_k}$  i iz ove sledi minimalna talasna dužina:[8]

$$\lambda_{min} = \frac{h \cdot c}{e \cdot U} = \frac{1.2398 \cdot 10^{-6}}{U} \quad [m]$$

- h Plankova konstanta h=6,626 · 10<sup>-34</sup> J·s
- c brzina svetlosti c=300.000 km/s
- e elementarno naelektrisanje e=1,6·10<sup>-19</sup> C
- *U* napon između elektrode

 $\lambda_{\min}$  – kratkotalasna granica spektra x-zraka koji nastaju kočenjem elektrona



Slika 1.2. Nastajanje Bremsstrahlung zračenja

U ovom slučaju dobijamo x-zračenje različitih energija od neke minimalne vrednosti do neke maksimalne vrednosti, koja je jednaka kinetičkoj energiji elektrona pre interakcije. Niske energije se filtriraju pre nego što prolaze kroz određen materijal, jer niske energije ne dospeju do receptora slike, nego budu apsorbovane u materijal i povećaju dozu zračenja.



Slika 1.3. Distribucija energije x-zraka nefiltriranog i filtriranog kontinualnog spektra

Drugi mehanizam proizvodnje rendgenskih zraka je prelaz elektrona u unutrašnjim orbitama atoma. Ovi prelazi između orbita proizvode fotone diskretnih energija datih u razlikama u energetskim stanjima na početak i kraj prelaza. Na **Slici 1.4.** je produkcija krakterističnog x-zračenja pomoću deekscitacije atoma pobuđena bombardovanjem elektrona. Prvi korak je kad upadni elektron izbacuje orbitalni elektron iz unutrašnje ljuske atoma, ostavljaljući atom u pobuđenom stanju. Zatim sledeći korak je kad elektron iz spoljašnje ljuske popuni prazno mesto što rezultira emisiju karakterističnog rendgenskog fotona.



Slika 1.4. Karakteristično zračenje

Karakteristično zračenje daje karakterističan spektar ako napon rendgenske cevi dostigne ili premaši neku određenu vrednost karakterističnu za materijal anode. U spektru se javljaju karakteristični pikovi superponirani na karakteristični spektar.



Slika 1.5. Filtrirani kontinualni spektar sa karakterističnim zracima[2]

Zapravo, data anoda daje nekoliko karakterističnih vrednosti energija x-zračenja. To je zato što se elektroni nalaze na različitim nivoima energije (K, L, itd.) i mogu biti izbačeni bombardovanjem od strane elektrona, a prazna mesta mogu biti popunjena elektronima sa različitih energetskih nivoa. Iako popunjavanjem praznine na L-ljusci dolazi do stvaranja fotona, njihova energija je jako mala da bi se koristila pri dijagnostičkim snimanjima. Svaki karakteristični energetski prelaz dat je oznakom, velikim slovom (K, L, M,...), i govori nam na kom nivou se nalazi prazno mesto, a indeksom ( $\alpha$ ,  $\beta$ ...), sa kog višeg nivoa je elektron prešao. Za razliku od kontinualnog spektra, diskretan spektar x-zraka zavisi od materijala od koga je napravljena anoda. [8]



Slika 1.6. Prikaz serija rendgenskog zračenja

Horvat Andrea

# 2. Rendgenska cev

Najvažniji deo rendgenskog uređaja je cev. To je staklena, vakuumska cev (5-10mbar) dužine od 20 do 25 cm, i 15 cm prečnika, postavljena u zaštitno metalno kućište. Unutar cevi se nalaze dve elektrode: anoda i katoda.



Slika 2.1. Elektronska rendgenska cev

# Katoda i anoda

Katodu rendgenske cevi čini spiralno katodno vlakno napravljeno od čistog volframa. Spojena je sa negativnim polom niskonaponskog generatora. Poprečni presek vlakna je oko 0,2mm, a spirale je od 0,5mm do 1 mm, dok dužina spirale ide od 1mm do 1,5mm i zagreva je katodni transformator od 24V. Volfram se koristi iz razloga što ima veliki maseni broj (A=184) i velik atomski broj (Z=74). Ima visoku tačku topljenja (t=3350°C) i lako emituje elektrone termoelektričnom emisijom na temperaturi 1580°C. Emisija elektrona sa katode u toku rada rendgenske cevi je kontinualna. Pločica na anodi se najčešće naziva anodno ogledalo, sa nje se emituje rendgensko zračenje, a površina na anodnom ogledalu, na koju dolaze ubrzani elektroni, je fokus rendgenske cevi. Površina ovog fokusa je u obliku pravougaonika. Veličina fokusa cevi sa obrtnom anodom se kreće od 1,2 mm do 2 mm za veliki fokus, a za mali fokus je od 0,3 mm do 0,1 mm. Anoda je spojena sa pozitivnim polom visokonaponskog generatora, ima površinu oko 750 mm<sup>2</sup>. Smeštena je pod uglom od 71° prema katodi, čime je smanjen optički fokus. To je veoma važno za dobru oštrinu rendgenske slike, ali se time i izbegava opasnost od pregrejavanja. Zato se anoda rotira brzinom od 3.000 –17.000 obrtaja u minuti i dodatno se hladi cirkulacijom ulja.



Slika 2.2. Šematski prikaz anode

# Rendgenska cev

Kućište rendgenske cevi je napravljeno od metala, koji štiti cev od mehaničkih oštećenja, a pacijenta i profesionalno izloženo lice štiti od prekomernog zračenja i od strujnog udara. Postoji i drugi sloj oklopa koji je izgrađen od porcelana, koji je dobar izolator i takođe štiti od udara električne struje. Između metalnog kućišta i staklene cevi rendgena se nalazi cirkulirajuće ulje koje služi i kao izolator i ujedno hladi cev. Na krajevima rendgenske cevi, u metalnom kućištu koje je zaštićeno porcelanom, nalaze se otvori za električnu struju. Sa druge

strane fokusa anode se isto nalazi otvor, takozvani prozor rendgenskih zraka, površine oko 5cm<sup>2</sup>. Celi rendgenski uređaj je uzemljen. [21]



Slika 2.3. Rendgenska cev

# Filtracija

Filtracija je uklanjanje rendgenskih zraka kako snop prolazi kroz sloj materijala. Glavna filtracija obuhvata korišćenje metala ili stakla (debljine 1 mm ili 2 mm) koje je postavljeno na otvor cevi za x-zračenje. Dodatna filtracija se odnosi na metalne ploče postavljene na putu zraka. U opštoj dijagnostičkoj radiologiji, dodatne filtere atenuiraju niskoenergetske rendgenske zrake koje praktično nemaju dovoljno energije da prodiru kroz telo pacijenta i da dospeju do detektora. Tako, niskoenergetski fotoni su zaustavljeni pomoću filtra i ne dospevaju do pacijenta, što znači da se pacijentova doza zračenja smanjuje. Najčešće korišćen dodatni filter je od aluminijuma (Al), ali koriste se i od bakra (Cu) ili u zavisnosti od primene, može biti i od rodijuma (Rh) ili od erbijuma (Er).

# Kolimatori

Kolimatori su uređaji koji su najčešće korišćeni za ograničavanje snopa. Ustvari kolimator sužava snop x-zračenja da bi bilo u okviru fokusa, obezbeđuje da se koristi primarni snop x-zračenja više nego rasejano zračenje.

Oni sadrže izvor svetlosti koji pomaže radiografu da centrira rendgenski zrak. Kolimatori su pričvršćeni za kućište cevi okretnom spojnicom. Sastoje se od lampe, ogledala i par gornjeg i donjeg poklopca, koji su pod pravim uglom jedni prema drugima i kreću se nezavisno. (**Slika 2.4**.)



Slika 2.4. Kolimator

# Rešetke

Postavljene su između pacijenta i rendgenskog filma. To su pljosnate kutije u kojima se nalaze olovne pločice (lamele), a između njih radiotransparentni materijal (npr. plastika). Postoje dve vrste rešetki:

- 1. Klasična Potter-Buckyjeva rešetka s debljim olovnim lamelama (pomična za vreme snimanja)
- 2. Fiksna Lisholmova rešetka sa vrlo tankim olovnim pločicama.

Rešetka treba biti napravljena tako da apsorbuje što je moguće više rasipnog zračenja, a što manje zraka primarnog dijagnostičkog snopa, koje su nepohodne za stvaranje rendgenske slike.

Što je veća visina lamele i manji razmak između njih, to je veća apsorpcija rasejanih zraka. U standardnim rešetkama debljina pločica je obično 0,07 mm, a visina 1,4 mm. Gustina olovnih pločica na jednom dužnom centimetru je najčešće između 25 i 45 lamela, ali ima i rešetaka sa znatno većim brojem lamela. [21]



Slika 2.5. Rešetka

Prema konstrukciji rešetke se dele na:

- 1. Linearne lamele su međusobno paralelne
- 2. Ukrštene dve linearne rešetke koje su ukrštene za 90°
- 3. Fokusirajuće lamele konvergiraju prema fokusu rendgenske cevi
- 4. Pokretne
- 5. Nepokretne.



Slika 2.6. Linearna, ukrštena i fokusirajuća rešetka

# Kvalitet zračenja

Kvalitet zračenja (prodornost, tvrdoća, energija zračenja) određena je:

- Visinom napona na anodi rendgenske cevi (zavisi još i od atomskog broja materijala od čega je napravljena anoda)
- 2. Materijalima koji se koriste za filtriranje x-zraka i od njihove debljine (filtri su od aluminijuma, bakra itd.)
- 3. Staklenim omotačem rendgenske cevi (Pyrex staklo)
- 4. Kolimatorima.

Kvalitet zračenja utiče i na količinu apsorpcije zračenja u telu, i kao posledica, od toga zavise i biološke promene.

Rendgenske zrake manjih energija (meke zrake) većinom budu apsorbovane u koži i proizvode manje rasejanog zračenja (sekundarno zračenje), dok su rendgenske zrake većih energija (tvrde zrake) prodornije, apsorbuju se u dubljim delovima tela i proizvode više sekundarnog zračenja.

U dijagnostici, za prikaz različitih delova tela (koji su različite gustine) koristimo rendgenske zrake različitih prodornosti. Ali uvek težimo odstranjenju najmekših zraka, jer one ne igraju ulogu u stvaranju rendgenske slike, nego kvare kvalitetu slike, a što je još značajnije apsorbuju se u koži i izlažu pacijenta povećanoj, nepotrebnoj dozi zračenja. Ove najmekše rendgenske zrake se zato filtriraju odmah na izlasku iz rendgenske cevi, filtrima od tankih listića aluminijuma ili bakra. Na taj način se smanjuje doza zračenja pacijenta i moguća biološka oštećenja.

Količina radijacije je određena intenzitetom ili dozom zračenja. Ona najviše zavisi od jačine struje grejanja katode rendgenske cevi (određuje se pomoću mA), zatim o udaljenosti od izvora zračenja, debljini i vrsti materijala od kojeg su građeni filtri, kolimatori itd. [21]

**Slika 2.7.** pokazuje uticaj strujnog grejanja na intenzitet x-spektra. Možemo videti da pojačana struja grejanja uzrokuje povećanje intenziteta rendgenskog snopa. Minimalna talasna dužina se ne menja, što znači da se ni tvrdoća snopa ne menja.



Slika 2.7. Uticaj struje grejanja na intenzitet x-spektra

**Slika 2.8.** pokazuje uticaj anodnog napona na tvrdoću x-spektra. Struja zagrevanja katode je nepromenjena, ali napon na anodi je različit. Veći anodni napon uzrokuje pomak prema kraćoj talasnoj dužini, dok intenzitet raste.



Slika 2.8. Uticaj anodnog napona na tvrdoću x-spektra

U trećem slučaju vidimo razliku kad je stavljen filter na prozor rendgenske cevi, što će promeniti i tvrdoću i intenzitet snopa. Upotrebom filtera povećava se intenzitet fotona velikih energija, time je srednja energija snopa pomaknuta prema većim energijama. [21]



Slika 2.9. Spektar sa filterom

# Interakcija rendgenskog zračenja sa tkivom

Ako razmotrimo rendgenski zrak i materijal debljine  $d = x_{out} - x_{in}$  (Slika 1.7.), u unutrašnjosti materijala snop je oslabljen sa različitim vrstama interakcije koje su sad opisane. Intenzitet zračenja nakon prolaska kroz materijal I<sub>out</sub> je povezan sa intenzitetom upadnog zračenja I<sub>in</sub> :

$$I_{out} = I_{in}e^{-\mu d}$$

gde  $\mu$  predstavlja linearni atenuacioni koeficijent izražena u cm<sup>-1</sup>. Ovaj zakon važi samo u slučaju kada je materijal homogen i sadrži fotone iste energije, zato možemo pisati[8]:

 $\mu = \mu(E, materijal)$ 



Slika 2.10. Snop zračenja putuje kroz materijal debljine d

- 19 -

Uvodi se i maseni atenuacioni koeficijent da bi se izbegla zavisnost atenuacionog koeficijenta od gustine materijala. Označava se sa  $\mu_m$  i izračunava se pomoću formule:

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

ρ je gustina materijala.

Maseni atenuacioni koeficijent je važan kad na primer imamo promenu u dimenziji i u gustini pluća pri udisanju i izdisanju, pri čemu se menja linearni atenuacioni koeficijent, ali maseni atenuacioni koeficijent ostaje nepromenjen.

Kako i interakcija, tako i broj fotona eksponencijalno opada sa debljinom materijala kroz kojeg prolazi:

$$N = N_0 e^{-\mu_m \rho x}$$

Umesto debljine često se upotrebljava  $\rho x$  koji se izražava u jedinicama g/cm<sup>2</sup>. Linearni (ili maseni) atenuacioni koeficijent u potpunosti određuje prolazak x-zračenja kroz neki materijal, i različiti su za različite materijale.

Osnovni mehanizmi putem kojih foton interaguje sa materijom su: fotoelektrični efekat, Tomsonovo, Rejlijevo i Komptonovo rasejanje, i stvaranje parova.

Prilikom foto-električnog efekta i stvaranja parova fotoni u potpunosti nestanu. U procesu Tomsonovog i Rejlijevog rasejanja fotoni bivaju skrenuti za neki mali ugao, bez gubitka energije. Kod Komptonovog rasejanja, elektron biva skrenut, ali preda deo energije elektronu. [10]

# Fotoelektrični efekat

U ovom procesu foton predaje svu svoju energiju orbitalnim elektronu, foton nestane, a elektron se udalji iz atoma sa energijom:

$$E_e = E_f - E_v$$

 $E_{\rm f}$  – je energija fotona pre interakcije

Ev – je energija veze orbitalnog elektrona

Iz prethodne formule možemo videti da energija fotona se troši na rad potreban da se elektron izbaci iz atoma i na njegovu kinetičku energiju. Fotoelektrični efekt je moguć samo na vezanom elektronu, to je uslovljeno zakonom održanja impulsa, jer je neophodno još jedno telo da na sebe prihvati deo impulsa fotona, to treće telo je atom. U ovakvim situacijama, gde je masa atoma mnogo veća od mase elektrona, pa će i energija uzmaka atoma biti zanemarljivo mala u odnosu na energiju koju dobije atom. [10]

Efikasni presek, kao mera verovatnoće dešavanja fotoefekta, se smanjuje sa porastom energije. Ukoliko foton poseduje energiju koja je znatno viša od energije K-elektrona, verovatnoća je relativno mala. Kako se energija fotona smanjuje, to je verovatnoća fotoefekta raste.



Slika 2.11. Efikasni presek fotoefekta, kao funkcija energije

Pošto fotoefekat odvija u većoj meri tamo gde su elektroni čvršće vezani, mora postojati zavisnost efikasnog preseka i rednog broja materijala. Grubom aproksimacijom je utvrđena zavisnost efikasnog preseka od energije fotona (E) i rednog broja materijala (Z):

$$\sigma = \frac{Z^n}{E^m}$$

Gde n varira između 4 i 5, u zavisnosti od energijer fotona, a m se menja od 3.5 do1.

Fotoelektrični efekat u velikoj meri doprinosi praktičnoj primeni fotonskih snopova. Radiografski snimci se odlikuju boljim kontastom ako je pri prolasku rendgenskog zračenja kroz nehomogenu sredinu dominantan vid interakcije je fotoelektrični efekat. [22]

# Komptonovo rasejanje

Komptonovo rasejanje je neelastični sudar sa slobodnim elektronom. Foton predaje deo svoje energije elektronu i nastavi da se kreće u drugom pravcu sa umenjenom energijom. Važi zakon održanja energije i impulsa. Energija upadnog fotona (E) je jednaka zbiru energije rasejanog fotona ( $E_{ras}$ ) i kinetičke energije izbijenog elektrona ( $E_e$ ). [22]

$$E = E_{ras} + E_k$$

Energija rasejanog fotona ( $E_{ras}$ ) pod uglom  $\theta$  može biti izračunata ukoliko znamo energiju upadnog fotona (E):

$$E_{ras} = \frac{E}{1 + \frac{E}{511 keV} \cdot (1 - \cos\theta)}$$

Kompton je ustanovio da razlika talasnih dužina upadnog i rasejanog fotona na određenom uglu uopšte ne zavisi ni od energije fotona koju je imao pre interakcije, ni od rednog broja materijala na koje se rasejanje vrši, samo od ugla pod kojom se foton rasejao:

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

 $\lambda$  – talasna dužina rasejanog fotona

 $\lambda_0$  – talasna dužina upadnog fotona

 $\Lambda$  – Komptonova talasna dužina elektrona, računa se pomoću:  $\Lambda$ =h/mc=2,42 · 10<sup>-12</sup> m

Ukupni efikasni presek za Komptonovo rasejanje, posmatrajući samo određene energetske oblasti i u pojednostavljenom obliku:

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

Dakle, verovatnoća Komptonovog efekta se smanjuje sa povećanjem energije fotona (E), a raste sa povećanjem rednog broja materijala kroz koju snop fotona prolazi. [10]

# HVL (half value layer)

HVL predstavlja debljinu medijuma koja oslabi upadni snop zračenja na 50% upadne vrednosti. Ovaj parametar je vrlo pogodan za utvrđivanje tvrdoće x-zračenja, odnosno njegovog kvaliteta.

# 3. Doze jonizujućeg zračenja

Uvodimo fizičke veličine koje kvalitativno i kvantitativno opisuju dejstvo zračenja, kao i biološke promene koje su nastale kao posledica zračenja. Među svim veličinama detaljnije ću opisati ekspozicionu dozu, apsorbovanu dozu, ekvivalentnu dozu, efektivnu dozu i kermu.

Oblast koja se bavi mehanizmima pod kojim dolazi do predaje energije zračenja organskim materijalima, kao i načinima merenja i izračunavanja doze, naziva se dozimetrija. [11]

# Ekspoziciona doza

Ekspoziciona doza se odnosi na x- i na  $\gamma$ -zračenje i na njihovo jonizaciono dejstvo u vazduhu. Izražava se sa relacijom:

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

 $\Delta Q$  – daje apsolutnu vrednost ukupne količine naelektrisanja svih jona istog znaka u vazduhu, jedinica je C (kulon)

⊿m – masa vazduha izražava se u kg

Što znači, jedinica za ekspozicionu dozu je C/kg, ili vansistemska jedinica je R (rentgen).

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

# Apsorbovana doza

Definiše se kao srednja apsorbovana energija koja je predata materijalu u elementarnoj zapremini:

$$D = \frac{\Delta E}{\Delta m} \quad \left[\frac{J}{kg} = Gy\right]$$

 $\Delta E$  – srednja energija predata od strane jonizujućeg zračenja [J]  $\Delta m$  – masa elementarne zapremine [kg]

# Ekvivalentna doza

Pošto apsorbovana doza sama po sebi nije dovoljna da bi se njom mogla definisati verovatnoća nastajanja štetnih efekata nastalih usled izlaganja jonizujućem zračenju, uvedena je fizička veličina ekvivalentna doza, koja opisuje uslove nastajanja štetnih efekata usled ozračivanja. Veličina ekvivalent doze predstavlja proizvod apsorbovane doze D, faktora kvaliteta Q i prizvoda svih drugih mudifikujućih faktora N:

$$H = D \cdot Q \cdot N$$

Na predlog Komisije za zaštitu od zračenja, veličini N je pripisana jedinična vrednost (N=1), dok faktor kvaliteta zavisi od posmatrane vrste zračenja. Preporučene vrednosti za faktor kvaliteta Q za razne vrste zračenja date su u **Tabeli 1**: [12]

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

### Tabela 1 – faktori kvaliteta za različite vrste zračenja

Jedinica za ekvivalentnu dozu je sivert Sv, (1 Sv = 1 J/kg). Kako je faktor kvaliteta bezdimenzionalna veličina, jedinica za ekvivalent doze je zapravo J/kg, kao i za apsorbovanu dozu.

# Efektivna doza

Predstavlja zbir proizvoda svih ekvivalentnih doza tkiva ili organa (H<sub>T</sub>) i odgovarajućih težinskih faktora tkiva (W<sub>T</sub>), jedinica je sievert (Sv, 1 Sv = 1 J/kg):

$$E = \sum_{T} W_{T} H_{T}$$

Tabela 2 – Težinski faktori tkiva  $W_T$ 

# Kerma

Kerma je skraćenica od *kinetic energy released per unit mass*, što znači kinetička energija koja se oslobodi po jedinici mase. U Međunarodnom sistemu jedinica SI radijaciona veličina ekspozicija je zamenjena ovom veličinom. Kako x-zraci spadaju u indirektno jonizujuće zračenje, njihova interakcija sa tkivom se može podeliti u dve faze. Prva faza je kad se deo energije upadnog zračenja pretvara u kinetičku energiju elektrona, koji nastaju u interakciji zračenja i medijuma. Kada se ova količina energije podeli sa masom medijuma dobija se KERMA koja je određena relacijom:

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

 $dE_{tr}$  – kinetička energija jonizujućih čestica oslobođena sekundarno jonizujućim naelektrisanom česticama. Kerma ima istu vrednost kao i apsorobvana doza u vazduhu i koristi se za opisivanje polja zračenja u prisustvu ili odsustvu pacijenta.

Druga faza predstavlja deponovanje energije naelektrisanih čestica okolini, tj. smanjenje njihove kinetičke energije jonizacijom i ekscitacijom.

# 4. Detekcija x-zračenja

Uređaji koji vrše registrovanje jonizujućeg zračenja kao i merenje bilo koje osobine zračenja, nazivaju detektori zračenja.

Detektori se mogu podeliti u dve velike grupe: integralne i diferencijalne. Integralni detektori mere ukupan efekat prolaska zračenja kroz neku sredinu. Njima je moguće izmeriti ukupan intenzitet, zato se često koriste kao dozimetri tj. instrumenti koji daju informaciju o energiji koju zračenje predaje materijalu. [10]

Diferencijalni detektori mogu da registruju pojedinačne čestice zračenja, mogu da prebroje koliko čestica dospe do detektora, kao na primer Gajger-Milerovi brojači.

U zavisnosti od tipa informacije, detektori se dele na električne i optičke. Električni detektori proizvode kratkotrajni naponski signal, koji nastaje kao rezultat interakcije zračenja sa osetljivom zapreminom detektora. Električni signal može nastati sakupljanjem naelektrisanja koje stvore zračenje prilikom svog prolaska kroz detektor, ili poticati od transformacije svetlosne energije koja se emituje. Ovi detektori se često nazivaju brojači. Električni detektori mogu dati informacije o tipu, energiji, brzini, naelektrisanju čestica. Optički detektori, ili detektori vizuelnog tipa mogu da prikažu putanju kojom se kretala čestica zračenja. [10]

# Jonizaciona komora

Jonizaciona komora je gasni detektor, spada u grupu detektora električnog tipa i može da radi i u integralnom i u diferencijalnom režimu rada.

Jonizacione komore su najčešće cilindričnog oblika, imaju tanke zidove ispunjene vazduhom ili nekim drugim gasom. U unutrašnjosti komore imamo dve elektrode, koje spolja možemo dovesti na napon. Anoda je obična metalna žica, izolovana od zidova, a katoda je unutrašnja obloga šupljeg cilindra.



Slika 4.1. Šematski prikaz jonizacione komore

Ukoliko se jonizaciona komora izloži nekom zračenju, doći će do oslobađanja elektrona i stvaranja pozitivnih jona, koji se pod dejstvom električnog polja počinju kretati ka anodi i katodi. Tom prilikom se sakupi naelektrisanje pomoću galvanometra koji je postavljen u spoljašnje kolo.

Izvor visokog napona održava stalnu razliku potencijala na krajevima otpornika sve dok ne dođe do detekcije neke čestice zračenja jer tada kratkotrajna struja, koja protekne kroz otpornik, obori razliku potencijala. Znači detekcija svake čestice uspe da proizvode kratkotrajni naponski impuls. U diferencijalnom režimu, prilikom detekcije jedne čestice proizvode negativan naponski signal, ali pomoću osciloskopa se konvertuju u pozitivne signale.



Slika 4.2. Naponski signal

Kod jonizacione komore električno polje pokupi samo ono naelektrisanje koje stvori čestica zračenja i prilikom kretanja ka odgovarajućim elektrodama, laki elektroni ne steknu dovoljnu energiju da bi vršili nove jonizacije, tako, jedina količina naelektrisanja koja se stvori, potiče od elektrona i jona, koje je stvorila čestica zračenja u aktivnoj zapremini komore.

Sledeća slika pokazuje pozitivan naponski signal i može se podeliti u tri oblasti.



Slika 4.3. Pozitivan naponski signal

U prvoj oblasti imamo brz porast signala, što potiče od naelektrisanja koje se dobija prikupljanjem elektrona. Ovaj proces može da traje oko 10<sup>-6</sup> s. Zatim počinje sporije prikupljanje pozitivnih jona, koje traje do 10<sup>-3</sup> s. I na kraju imamo eksponencijalni pad signala, što odgovara pražnjenju kondenzatora. Trajanje eksponencijalnog pada zavisi od veličine otpornika (R) i od kapaciteta sistema (C). Tako dobijamo trajanje eksponencijalnog dela:

 $\tau = R \cdot C$ 

# Poluprovodnički detektor

Efikasnost detekcije poluprovodničkih detektora je veća nego kod gasnih brojača i oni imaju sposobnost da razlikuju dve čestice veoma bliskih energija.

## Osnovne karakteristike poluprovodnika

Poluprovodnici su materijali koji se nalaze između provodnika i izolatora po provodnim karakteristikama. Kao što su Ge i Si, oni na sobnoj temperaturi u čistom stanju slabo provode struju. Oba elementa su četvorovalentni, i sva četiri elektrona su vezani kovalentnim vezama sa okolnim atomima. Tek jedan na svakih 10<sup>9</sup> elektrona na sobnoj temperaturi može da napusti vezu i da se kreće slobodno između atoma, i za njih kažemo da su iz valentne zone prešli su u provodnu zonu. Ovi elektroni mogu da se usmeravaju električnim poljem, tako se ostvari provodnost. Kada elektron napusti kovalentnu vezu, za sobom ostavi šupljinu, i usled termalnog kretanja elektrona, na to mesto može da dođe neki drugi elektron, koji isto ostavlja šupljinu za sobom. Ovaj proces se nastavlja, i rezultira dalje pomeranje šupljine. Dakle, provodnost čistog poluprovodnika potiče od kretanja malog broja elektrona i šupljina u električnom polju.

Provodno svojstvo možemo menjati dodavanjem primesa u čiste poluprovodnike. U kristalnu rešetku umesto atoma Ge i Si ugradimo neki petovalentni atom, kao što je fosfor (P) ili arsen (As). Na ovaj način dobijamo poluprovodnik n-tipa.



Slika 4.4. Poluprovodnik n-tipa

Sa **slike 3.4.** vidimo da su četiri elektrona atoma primese uključena u kovalentnu vezu sa susednim atomima, dok peti elektron ostaje nevezan. Ako se dovede energija od 0,01 do

0,05eV (u zavisnosti da li se radi o Ge ili Si) ti elektroni postanu slobodni. Obično se kaže da ovi elektroni čine donorski nivo u prostoru između valentne i provodne zone.

Ugrađivanjem trovalentnog elementa u kristalnu rešetku poluprovodnika dobija se poluprovodnik p-tipa (**slika 3.5.**)



Slika 4.5. Poluprovodnik p-tipa

Kod ovog tipa jedna od četiri kovalentne veze će ostati nepopunjena. To znači da će svaki trovalentni atom uneti po jednu šupljinu. Okolni elektroni se mogu pomerati da bi popunili tu šupljinu, čak iako je njihova energija mnogo manja od energije potrebne da pređu u provodni nivo. Dovoljno je da elektron poseduje 0,01 eV za Ge ili 0,05 eV u slučaju Si da bi došlo do ovakvog kretanja. U ovom slučaju dolazi do stvaranja akceptorskog nivoa, neposredno iznad valentnog nivoa.

Ukoliko se spoje poluprovodnici p- i n-tipa, elektroni iz n-tipa će difundovati ka poluprovodniku p-tipa da bi tamo popunjavali šupljine. Kao rezultat, stvoriće višak negativnog naelektrisanja u poluprovodniku p-tipa, dok zbog odsustva elektrona u n-tipu, n-tip poluprovodnika će biti pozitivno naelektrisan u oblasti blizu spoja, koja se još naziva i oblast prostornog naelektrisanja. U ovoj oblasti postoji električno polje, što je čini veoma sličnoj jonizacionoj komori, samo što je ovde prostor u kome vlada električno polje ispunjen poluprovodnikom, a ne vazduhom. [10]



Slika 4.6. p-n spoj

Opisan p-n spoj je obična poluprovodnička dioda. Ukoliko se na krajeve ovog spoja dovede napon, tako da se p-tip poluprovodnika prikopča na negativni, a n-tip na pozitivni potencijal, dobićemo inverzno polarisanu diodu, kojoj je znatno povećana oblast prostornog naelektrisanja. To diodu čini neprovodnom i električno polje unutar ove oblasti je sada mnogo snažnije, nego u slučaju kada potiče samo od kontaktnog potencijala, bez izvora napona. Ako kroz tu oblast prolazi zračenje, elektroni i šupljine koji tom prilikom nastaju mnogo se efikasnije se pokupe električnim poljem.

Prednost poluprovodničkih detektora se ogleda u tome što je za stvaranje jednog jonskog para u poluprovodniku potrebno znatno manje energije nego za stvaranje jonskog para u gasu. Znači od dve identične čestice koje poseduju jednaku energiju, u slučaju da obe budu u potpunosti zaustavljene, čestica registrovana poluprovodničkim detektorom stvorila je znatno više jonskih parova nego čestica zaustavljena u gasu. Količina naelektrisanja koje stvori neka čestica zračenja (ili foton) prilikom svog potpunog zaustavljanja u aktivnoj zapremini detektora direktno je proporcionalna njenoj energiji. Količine naelektrisanja koje se prikupi u detektoru zavisi sa kolikom će se tačnošću odrediti energija posmatrane čestice. Energetska rezolucija poluprovodničkih detektora mnogo je bolja nego kod bilo kojih drugih detektora. [10]

Horvat Andrea

# 5. Detektori

Za analizu x-zračenja dijagnostičkih rendgenskih aparata i potrebe za ovog master rada koristi se Barakuda (Barracuda), detektorski sistem švedske kampanije RTI Electronics i detektori: MPD, R100B i jonizaciona komora.

Zajedno sa spoljašnjim sondama može se koristiti za kalibracione svrhe, kontrolu kvaliteta, kao i za merenje kerme, brzine kerme, kVp, struje cevi, ekspozicije, doze, brzinu doze, talasni oblik...

Barakuda može da se koristi na dva različita načina:

- Kao sprava za merenje sa ručnim računarima i QA Browser softverom
- Kao kompletan QA sistem sa PC i oRTIgo softverom

# **Opis Barakude**

Glavni delovi tipičnog Barakuda sistema su:

- Kabinet koji sadrži jedan ili više modula
- Multinamenski detektor (MPD Multi-Purpose Detector) koji meri cevni napon, ekspoziciono vreme, dozu i brzinu doze
- Ručni kompjuter sa QA Browser softverom i/ili PC sa oRTIgo (stara verzija) ili Ocean (nova verzija) softverom
- R-100B detektor za niske ili veoma male izmene u dozama
- Jonizaciona komora po potrebi može da obezbedi prednapon za polarizaciju detektora

Horvat Andrea

## Kabinet

Kabinet je glavni deo Barakude gde se priključuju ostali detektori. U zavisnosti od protrebe korisnika i priključenih detektora, kabinet može biti konfigurisan na nekoliko različitih načina. Sa obe strane detektora se nalaze konektori, prekidači, indikator i priuključak napajanja. Sa računarom se može povezati preko Bluetooth veze ili preko USB kabla.





Slika 5.1. Kabinet barakude

# MPD

Multinamenski detektor je univerzalni detektor koji može da se koristi za sve tipove dijagnostičkih aparata koji rade na principu x-zračenja: radiografski, fluoroskopski, pulsni fluoroskopski, mamograf, dentalni rendgen, panoramski dentalni rendgen i CT. U toku samo jedne ekspozicije moguće je, korišćenjem Barakude i multinamenskog detektora, izmeriti sledeće parametre [7] :

- Anodni napon cevi (kVp)
- Vreme ekspozicije
- Dozu
- Brzinu doze
- Totalnu filtraciju
- HVL
- Talasni oblik anodnog napona
- Talasni oblik primljene doze



Slika 5.2. Multinamenski detektor

Na osnovu jedne ekspozicije i korišćenjem kombinacije detektora i filtera integrisanih u MPD, moguće je obaviti proračun totalne filtracije i HVL. Postoje situacije kada totalna filtracija ne može biti proračunata u jednom merenju, tada se primeni standardna metoda HVL merenja izmenom spoljašnjih filtera.

Aktivna zapremina detektora je obeležena sa gornje strane detektora belim pravougaonikom. Minimalna veličina korišćenog polja je 3 mm x 21 mm, dok je stvarna širina detektora 2,7 mm. MPD ima posebnu funkciju da proveri da li je primenjeno polje pravilno postavljeno u odnosu na poziciju realnog detektora i da izvrši minimalne korekcije ukoliko je potrebno. Sam detektor je veoma osetljiv i može meriti veoma male vrednosti.

Da bi se koristio MPD, neophodno je prethodno ugraditi multinamenski modul u kabinet Barakude. MPD se zatim povezuje sa modulom putem odgovarajućeg kabla. Normalan način rada je da se Barakuda zajedno sa MPD-om postavi blizu cevi, čije se karakteristike mere, a da se računar sa odgovarajućim softverom postavi u kontrolnu sobu. [7]

$3^{\circ}C do + 32^{\circ}C$
kPa
r gornjeg panela MPD detektora. Kalibracija se vrši činom polja koja je tipično 5mm manja od veličine ploče
, 2.5 mm Al
, 30 μm Mo
V, 2.5 mm Al

Referentni uslovi:

### Tabela 3 – Referentni uslovi MPD detektora

### Fizička dimenzija:

Oblast detektora	$(3 \times 21.1)$ mm
Pozicija detektora	8.13 mm ispod glavne ploče
Veličina	$(122 \times 55 \times 14) \text{ mm}$
Težina	Otprilike 250 g

## Tabela 4 – Fizička dimenzija MPD detektora

Horvat Andrea

# *R-100B*

R-100B je detektor doze za Barakudu, specijalno je dizajniran za merenja niske jačine doze. Veličina detektora je (20x45x7,4) mm, od čega je (10x10) mm aktivne površine. Mala dimenzija je važna da bi se smanjila interferencija sa rendgenskih sistema za automatsku kontrolu ekspozicije. Pošto je "solid state" detektor koji, ima izdržljivo metalno kućište, nema potrebe za korigovanjem temperature i pritiska. Izgled detektora možemo videti na **slici 5.3**.



Slika 5.3. R-100B detektor

Može se koristiti kod kontinualne i kod impulsne fluoroskopije, meri ulaznu dozu na pojačivaču slike. Zbog male veličine ima brz odgovor što ga čini idealnim za impulsnu fluoroskopiju. Može da otkrije pojedinačne impulse, da odredi jačinu impulsa i prikaže talasne oblike. Ovo nije moguće postići sa jonizacionim komorama, jer je njihov odgovor previše spor da bi se rasčlanili individualni impulsi.

### Specifikacija:

Osetljivost	55 μC/Gy
Veličina	(20 x 45 x 7.4) mm
Težina	85 g
Večičina aktivnog detektora	(10 x 10) mm
Dozni opseg	0.1 nGy – >150 kGy 12 nR – >170 kR
Doza po pulsu	1 nGy/pulse – 3000 Gy/pulse

## Tabela 5 – Specifikacija R-100B detektora

# Jonizaciona komora

Jonizaciona komora se koristi za otkrivanje i merenje rasipnog zračenja. Omogućava merenje visoke osetljivosti ekspozicije ili doze. Istovremeno može da prikaže i jačinu doze i/ili integrisanu vrednost ili najvišu jačinu doze (vrh) koje mogu lako da se resetuju.

Ima displej u boji, koji omogućava optimalnu prezentaciju podataka i praćen je ikonicama koje informišu korisnika o aktivnim funkcijama i statusu instrumenta.





Slika 5.4. Kutija jonizacione komore i jonizaciona komora

Specifikacija:

Raspon detekcije	Gama i x-zraci iznad 25 keV; beta iznad 1 MeV
Zapremina komore	$230 \text{ cm}^2$
Snaga	Osam zamenljivih baterija "AA"
Vek baterije	12 do 30 sati
Tačnost	±10%
Vreme odgovora	5 sekundi kod najnižeg opsega, 2 sekunde kod svih drugih opsega ako se meri finalna vrednosti od 10% do 90%
Opseg temperature	-20°C do 50 °C
Konstrukcija	Oblikovana izdržljiva plastika sa unutrašnjom metalnom podlogom
Veličina	(21.9 x 11.6 x 24.5) cm
Težina	1,5 kg uključujući baterije

## Tabela 6 – Specifikacija jonizacione komore

Horvat Andrea

# 6. oRTIgo software

Softver "oRTIgo" predstavlja profesionalnu platformu za kontrolu kvaliteta, osiguranje kvaliteta, i servis rendgen aparata. Dizajniran da radi u Windows okruženju. Softver podržava automatsko prenošenje izmerenih veličina od instrumenata do računara i njihovu obradu, skladištenje i prezentaciju. Ovaj softver omogućuje daljinsko upravljanje i podešavanje instrumenata i priključenog detektora.

Najveća prednost softvera čini njegova obimna baza predefinisanih procedura za određenu vrstu merenja, zato se merenja lako ponavljalju i rezultate možemo veoma lako da uporedimo sa prethodnim izmerenim vrednostima i sa tim ljudske greške u različitim postavkama prilikom merenja su svedene na minimum.

oRTIgo softver se sastoji iz tri glavne sekcije:

- test i pregled rezultata
- merenje u realnom vremenu
- postavka

Najvažnija sekcija je *test i pregled rezultata*, a u okviru ovoga se obavlja veći deo stvarnog posla. U ovoj sekciji se vrši izbor ustanove u kojoj je merenje vršeno, radna soba, kao i odgovarajuća cev za zračenje i unose se sledeći podaci:

- Podaci o ustanovi
- Podaci o radnoj sobi
- Podaci o rendgenskoj cevi
- Podaci o test sesiji
- Obrasci koji se koriste prilikom izvođenja testa
- Potrebna učestalost sprovođenja testa

Izborom obrasca merenja zadajemo parametre za test i automatski se setuje MPD u odgovarajuće stanje. Postoje predefinisani parametri ali takođe i mogućnost korisničke informacije. One ne utiču na rezultat merenja, ali se navode na vrhu izveštaja.

Predefinisani parametri su:

- Dozvoljene granice
- Podaci za izračunavanje doze i brzine doze
- Izbor radiografskog ili fluoroskopskog režima
- Set vrednosti generatora koje važe za sve ekspozicije
- Podaci koje je definisao korisnik

Ukoliko za tim postoji potreba, tokom merenja softver će prikazati poruku obaveštenja ili upozorenja da se test ne odvija kako je očekivano, odnosno da su neke merene vrednost van predviđenih okvira. U tom slučaju potrebno je izvršiti manuelnu korekciju u samoj postavci detektora ili na rendgenskoj cevi. Ako za to nema potrebe, merenje se odvija automatski, gde se od operatera očekuje da samo inicira merenje u naznačenom trenutku. Ponekad ni to nije potrebno. [7] [10] [15]

# 7. Određivanje radnih parametara rendgen aparata

Merenje za određivanje radnih parametara rendgen aparata su izvršeni na Prirodno-Matematičkom fakultetu u Novom Sadu, u laboratoriji za atomsku fiziku. Ovaj rendgen aparat služi za određivanje difrakcije za studente fizike. Na ovom aparatu su određeni radni parametri, tačnije: naelektrisanje, doza, brzina doze, reproducibilnost, HVL, linearnost i kalibracija tajmera. Za svako merenje vrednosti su zabeležene u Excel-u.

Detektor od rendgen aparata je stavljen na razdaljini od 3cm.



Slika 6.1. MPD i rendgen aparat

# Kalibracija tajmera (Timer accuracy)

Ovaj test služi za proveru tačnost tajmera, tačnije za izračunavanje razlike izmerenog i podešenog vremena. Kalibracija je urađena tri puta: dva puta sa MPD-om i jednom sa R-100B detektorom. Podešeno vreme ide od 1 do 8 i dobijene vrednosti su date u **tabeli 7.** Prve dve tabele pokazuju kad je priključen MPD, treća tabela daje vrednosti kad je priključen R-100B detektor.



Slika 6.2. Tajmer

#	Set time (ms)	Meas time (ms)	Diff (%)
1	200	283.2	41.6
2	1000	1123	12.34
3	2000	1962	-1.9
4	3000	2803	-6.57
5	4000	3662	-8.45
6	5000	4501	-9.98
7	6000	5283	-11.95
8	7000	6101	-12.84
9	8000	6862	-14.22

#	Set time (ms)	Meas time (ms)	Diff (%)
1	200	283.2	41.6
2	1000	1090	9.01
3	2000	1963	-1.85
4	3000	2805	-6.5
5	4000	3643	-8.92
6	5000	4464	-10.72
7	6000	5303	-11.62
8	7000	6084	-13.09
9	8000	6843	-14.46

#	Set time (ms)	Meas time (ms)	Diff (%)
1	200	264.1	32.05
2	1000	1123	12.34
3	2000	1963	-1.85
4	3000	2785	-7.18
5	4000	3644	-8.9
6	5000	4465	-10.7
7	6000	5247	-12.56
8	7000	6085	-13.07
9	8000	6886	-13.92

## Tabela 7 – Kalibracija tajmera

Rezultate merenja možemo prikazati grafički:



Izračunavanjem srednje vrednosti izmerenog vremena za svaki milisekund možemo odrediti kalibracioni grafikon i iz grafika dobijamo korekcioni faktor linearnim fitom.



Horvat Andrea

# Poludebljina slabljenja snopa (HVL)

HVL predstavlja debljinu nekog materijala, najčešće aluminijuma, koja atenuira zračenje na polovinu njegove vrednosti. Ovaj test se koristi za proveru vrednosti poludebljine slabljenja snopa na svim vrstama rendgenskih sistema.

Pri izvođenju HVL testa, uradi se nekoliko ili barem jedno merenje, to jest ekspozicije bez ikakve dodatne filtracije, i na ovaj način se proverava stabilnost napona. Nakon toga dodavaju se Al filtri debljine 0.5 mm, pri tome se ostali uslovi merenja ne menjaju i sva merenja su vršene pri konstantim naponom na cevi. Nakon dodavanja svakog filtera od 0,5 mm vrši se merenje. Takođe, najmanje jedna ekspozicija mora biti blizu 50% vrednosti. Pomoću softvera možemo lako odrediti koliku filtraciju treba da dodamo da bi se doza smanjila na polovinu početne. Barakuda sve ovo radi automatski, jedino filtere treba dodati i inicirati ekspoziciju. [7]

2 mm Al bi izazvao ukupnu filtraciju na zubnom rendgenu, dok na normalnom rendgen uređaju ukupna filtracija iznosi od 2,5 mm do 3,5 mm.

Kada je merena doza manja od polovine početne, računa se HVL. Softver, nakon završetka merenja, vrši ekstrapolaciju rezultata, odredi koliku filtraciju treba još dodati da bi se doza smanjila na polovinu početne.

HVL se računa pomoću sledeće formule:

$$HVL = \left(T_b \cdot ln\left(2 \cdot \frac{E_a}{E_0}\right) - T_a \cdot ln\left(2 \cdot \frac{E_b}{E_0}\right)\right) / \left(ln\left(\frac{E_a}{E_b}\right)\right)$$

gde je:

- ln prirodni logaritam
- E0 direktna ekspozicija bez filtracije
- E<sub>a</sub> očitana ekspozicija iznad 50%
- E<sub>b</sub> očitana ekspozicija ispod 50%
- T<sub>a</sub> filtracija korišćena kada je merenje E<sub>a</sub> izvršeno
- T<sub>b</sub> filtracija korišćena kada je merenje E<sub>b</sub> izvršeno

U sledećim tabelama su rezultati merenja HVL-a pomoću MPD-a i R-100B detektorom respektivno. U prvoj koloni se nalaze debljine aluminijumskog atenuatora izražene u milimetrima, rezultati merenja su dobijeni u milirendgenima.

#	Filtration (mm Al)	Meas mR	Ratio (%)
1	0	853.1	100
2	0.5	580.8	68.08
3	1	402.4	47.17
4	1.5	265.4	31.11

#	Filtration (mm Al)	Meas mR	Ratio (%)
1	0	1020	100
2	0.5	649.8	63.71
3	1	449.6	44.08
4	1.5	328	32.15

Tabela 8 – Određivanje HVL-a

Prva vrednost što je dobijena je 100% doze, i sa atenuatorima je možemo oboriti na 50%. Kod MPD-a je dobijeno 0,921 mm Al, a kod R-100B sa 0,829 mm Al. Pri svakom merenju vreme na tajmeru je podešen na 1, što je približno 1 s.

Ortigo softver takođe može pokazati da li je prošao test ili nije. Pošto u ovom slučaju nije prošao test, to znači da ni MPD ni R-100B nema zadovoljenu filtraciju.

# Reproducibilnost

Ukoliko se vrednosti parametara menjaju u većem opsegu nego što je prihvatljivo od ekspozicije do ekspozicije, pouzdanost svih testova kontrole dovedena je u pitanje, i što je još važnije, sigurnost pacijenata u pogledu primljene doze je kompromitovana. Da bi se izbegle ovakve situacije, neophodno je sprovesti test reproducibilnosti, odnosno sposobnosti opreme da pri istoj podešenosti parametara produkuje isti izlaz ili bar izlazne vrednosti u prihvatljivim granicama. [7]

#	Meas (mR)	Diff (%)	#	Meas (mR)	Diff (%)
1	1006	-0.54	1	983.5	-1.02
2	1020	0.89	2	979.1	-1.46
3	1011	-0.07	3	997.4	0.38
4	1008	-0.32	4	1006	1.22
5	1012	0.04	5	1002	0.88

### Tabela 9 – Reproducibilnost

U **tabeli 9** su date vrednosti za reproducibilnost: sa leve strane je sa MPD, sa desne strane sa R-100B detektorom. Dozvoljena granica je 10% odstupanja, vrednosti u tabeli daju najveće odstupanje od 1.46%, što je veoma dobar rezultat. Koeficijent varijacije 0.005 mR sa MPDom i 0.012 mR sa R-100B detektorom, u oba slučaja je mnogo manji od 0.08 mR što je granica reproducibilnosti. Merenje je izvođeno pet puta sa oba detektora, tajmer podešen na 1. Gledajući rezultate, vidi se da je svejedno koji detektor koristimo, jer su rezultati skoro isti i možemo imati poverenja u oba detektora.

# Linearnost

Važan aspekt pouzdanosti cevi je njena sposobnost da se primljena doza sa promenom ekspozicije ili mAs menja linearno, pod uslovom da se kVp i udaljenost od izvora i detekora ne menjaju.

Linearnost se računa prema formuli:

$$L_{1,2} = \frac{|X_1 - X_2|}{X_1 + X_2}$$

Prva tabela je linearnost MPD-a. Merenje je izvršeno osam puta, to znači da je na tajmeru podešeno vreme od 1 do 8, pri tom struja nije promenjena. Srednja vrednost je 635700 mR/mAs, maksimalna devijacija od srednje vrednosti je 2,33%.

#	Set mA	Focal spot	Set time (ms)	Meas time (ms)	Meas mR	mR/mAs
1	0.0014	Small	1000	1104	1006	650600
2	0.0014	Small	2000	1964	1771	644000
3	0.0014	Small	3000	2802	2496	636400
4	0.0014	Small	4000	3642	3227	632800
5	0.0014	Small	5000	4480	3971	633200
6	0.0014	Small	6000	5283	4656	629500
7	0.0014	Small	7000	6065	5366	631900
8	0.0014	Small	8000	6884	6048	627600

### Tabela 10 - Linearnost MPD-a

#	Set (mA)	Focal spot	Set time (ms)	Meas time (ms)	Meas mR	mR/mAs
1	0.0014	Small	1000	1123	983.9	625800
2	0.0014	Small	2000	1944	1708	627700
3	0.0014	Small	3000	2801	2462	627800
4	0.0014	Small	4000	3605	3172	628500
5	0.0014	Small	5000	4443	3881	624000
6	0.0014	Small	6000	5244	4512	614600
7	0.0014	Small	7000	6083	5274	619300
8	0.0014	Small	8000	6901	5920	612700

### Tabela 11 – Linearnost R-100B detektora





Uzimajući srednju vrednost rezultata sa oba detektora, možemo dobiti kalibracioni grafikon:

# Naelektrisanje

Ukupno naelektrisanje se može meriti pomoću jonizacione komore Magna1cc detektorom.

Vrednosti koje su dobijene su pokazane pomoću tabele, za 1s, 2s, 3s, 5s, 8s respektivno. Poslednji red tabele pokazuje srednju vrednost. Naelektrisanje se polako povećava sa vremenom, kao što je i očekivano, dok struja ostaje nepromenjena (male razlike u struji se pojavljuju, ali to je u dozvoljenim granicama). Zapremina jonizacione komore iznosi  $1 \text{cm}^3 = 10^{-6} \text{m}^3$ , gustina vazduha je 1,23 kg/m<sup>3</sup>. Iz ove dve vrednosti izračunamo masu,  $m = 1,225 \cdot 10^{-6} kg$ . Ovo će nam trebati da iz naelektrisanja, što je izraženo u kulonovima, dobijemo ekspozicionu dozu u C/kg, što možemo lako pretvoriti u mR, ako pomnožimo sa faktorom 0,3876·10<sup>4</sup>. U tabelama su date i greške srednje vrednosti koje možemo dobiti oduzimanjem srednje vrednosti od rezultata koji su dobijeni merenjem.

### Horvat Andrea

Naelektrisanje (nC)	Greška	Struja (nA)	Naelektrisanje (nC)	Greška	Struja (nA)
0.17322	0.002678	0.14839	0.29844	0.0007265	0.14737
0.17252	0.003378	0.14857	0.2983	0.0008665	0.14878
0.17336	0.002538	0.14877	0.29463	0.0045365	0.1471
0.17671	0.000812	0.14694	0.29899	0.0001765	0.14898
0.17692	0.001022	0.14749	0.30047	0.0013035	0.14971
0.17624	0.000342	0.14854	0.29745	0.0017165	0.14866
0.17517	0.000728	0.1484	0.29849	0.0006765	0.15031
0.17505	0.000848	0.1478	0.30303	0.0038635	0.14853
0.17258	0.003318	0.1481	0.30201	0.0028435	0.15041
0.18721	0.011312	0.14787	0.299855	0.0006885	0.14971
0.175898	0.002698	0.148087	0.2991665	0.0017398	0.148956

Naelektrisanje (nC)	Greška	Struja (nA)	Naelektrisanje (nC)	Greška	Struja (nA)
0.41798	0.000835	0.14694	0.65515	0.004852	0.14616
0.41877	0.000045	0.14633	0.65588	0.004122	0.14632
0.41384	0.004975	0.14742	0.65625	0.003752	0.14637
0.41789	0.000925	0.14696	0.65778	0.002222	0.14724
0.42161	0.002795	0.14805	0.66296	0.002958	0.14658
0.41642	0.002395	0.14844	0.66142	0.001418	0.14825
0.4169	0.001915	0.1476	0.66728	0.007278	0.14803
0.41984	0.001025	0.014864	0.65583	0.004172	0.1475
0.42381	0.004995	0.14899	0.66195	0.001948	0.14747
0.42109	0.002275	0.14914	0.66552	0.005518	0.14715
0.418815	0.002218	0.1344734	0.660002	0.003824	0.147107

### Horvat Andrea

Naelektrisanje (nC)	Greška	Struja (nA)
1.0173	0.0049	0.14736
1.0124	0.0098	0.14671
1.023	0.0008	0.14781
1.0335	0.0113	0.14757
1.0248	0.00258	0.14805
1.0222	0.005876	0.1475

### Tabela 12 – Naelektrisanje

Podešeno vreme (s)	Naelektrisanje (nC)	Ekspoziciona doza (C/kg)	Doza (mR)	Srednja doza (MPD, R-100B) (mR)
1	0.175898	0.1436*10 <sup>-3</sup>	556.5	994.95
2	0.2991665	0.2442*10 <sup>-3</sup>	946.5	1739.5
3	0.418815	0.3419*10 <sup>-3</sup>	1325.2	2479
5	0.660002	0.5388*10 <sup>-3</sup>	2088.3	3926
8	1.0222	0.8344*10 <sup>-3</sup>	3234.1	5984

### Tabela 13 – Naelektrisanje i doza

U svakom slučaju dozu koju dobijamo računanjem iz naelektrisanja je skoro polovina od doze što smo merili MPD-om i R-100B detektorom.

Što je vreme duže, više naelektrisanja se nakupi, kao što je i očekivano. Možemo izračunati grešku srednje vrednosti naelektrisanja.

# Doza

Dozu zračenja možemo dobiti real-time merenjem, kad je priključen MPD detektor. Tokom merenja, kao i ranije, kVp nije promenjen. Pri različitim vrednostima vremena dobijene vrednosti su predstavljene u tabeli. Pošto su vrednosti dobijene u mGy, konvertovane su u mR.

1R = 0.00877 Gy1Gy = 114,025 R

Time (ms)	Dose (mGy)	Dose (mR)	Sr.vr. linearnosti (mR)	Dose rate (mGy/s)
6863	46.25	5274	5984	6.643
6083	41.19	4697	5320	6.684
5282	35.78	4080	4584	6.649
4442	30.23	3447	3926	6.677
3642	24.66	2812	3199.5	6.651
2804	19.09	2177	2479	6.609
1963	13.42	1530	1739.5	6.56
1143	7.876	898.1	994.95	6.413

Tabela 14 – Doza

Srednja brzina doze, što je doza po sekundi, iznosi 6.5 mGy/s.

Uporedimo dozu MPD-om i naelektrisanje koje smo dobili jonizacionom komorom.

sec	Magna 1cc (mR)	MPD (mR)
1	556.5	898.1
2	946.5	1739.5
3	1325.2	2479
5	2088.3	3926
8	3234.1	5984

Tabela 15 – Doza Magna 1cc detektorom i MPD-om

Razlika u dozi koju smo dobili preračunavanjem naelektrisanja iz Magna 1cc detektora i doze koju smo izmerili MPD-om je velika, skoro je dvostruka u svakom slučaju. Sledeći grafikon pokazuje zavisnost doze kod MPD-a i kod Magna 1cc detektora.



Horvat Andrea

# 9. Pravilnik o primeni izvora jonizujućih zračenja

# Uslovi za obavljanje radijacione delatnosti i način zaštite pacijenata u rendgen dijagnostici

Uređaji za dijagnostiku po pravilu se koriste u posebnim, za to namenjenim prostorijama, tzv. dijagnostičkim prostorima. Izuzetak može da bude ako treba koristiti mobilni rendgen uređaji pri operacijama ili kod nepokretnih pacijenata.

Komandna tabla uređaja mora se postaviti tako da operater u svakom trenutku vidi pacijenta i sve osobe, koje se nalaze u kontrolisanoj zoni, moraju koristiti zaštitnu opremu. Lica koja sprovode rendgen-dijagnostički postupak ne smeju biti izložena snopu rendgenskog zračenja, i ne smeju pridržavati lica koja se prosvetljavaju ili snimaju.

Pri korišćenju filmova u rendgen dijagnostici obavezna je primena pojačavačkih folija na bazi retkih zemalja i filmova odgovarajućeg kvaliteta. Na kućištu rendgen cevi na vidnom mestu mora biti označen serijski broj cevi i veličina fokusa.

Cureće zračenje rendgen cevi na rastojanju od 1m ne sme biti veće od 1mGy/h. Rendgensko zračenje u dijagnostičkoj radiologiji mora biti filtrirano i svi filtri označeni na način da je moguće odrediti ukupnu filtraciju korisnog snopa.

## Procena nivoa izlaganja jonizujućim zračenjima

Procena nivoa medicinskog izlaganja jonizujućim zračenjima realizuje se u sledećim fazama: planiranje studije, pilot projekat, kampanja merenja doze, sakupljanje podataka o

frekvenciji pojedinih procedura, obrada podataka, analiza podataka, formiranje zaključaka i preporuka, objavljivanje i distribucija rezultata.

Merenja doza za pacijente sprovode se sa ciljem da se proceni tipična efektivna doza. Efektivna doza ne može biti korišćena za procenu radijacionog rizika za određenog pacijenta. Procene doza za pacijente zasnivaju se na prikupljanju podataka o broju procedura tokom jedne kalendarske godine, frekvenciji pojedinih procedura, vrsti i aktivnosti radiofarmaceutika korišćenog za svaki tip procedure za prosečnog odraslog pacijenta.

U cilju provere kvaliteta dijagnostičke informacije uz minimalno izlaganje pacijenta treba da ispitujemo određene parametre rendgen-aparata. Ovi parametri su dati u **tabeli 16**.

Redni broj	Veličina koja se ispituje	Parametar koji se proverava	Granice dopuštenih odstupanja/referentna vrednost	Periodi proveravanja	
1.	Napon rendgenske	Ponovljivost	± 10%	Godišnje	
	cevi	Tačnost	± 10% ili ±10 kV	Godišnje	
2.	Vreme ekspozicije Tačnost		t≥0.1 s: ± 10% t<0.1 s: ± 30%	Godišnje	
3.	<ol> <li>Radijacioni izlaz na rastojanju 1 m od fokusa</li> </ol>	Vrednost	≥25 µ Gy/mAs za napon od 80 kV i ukupnu filtraciju od 2.5 mm Al	Godišnje	
	rendgenske cevi	Ponovljivost	± 10%	Godišnje	
		Tačnost	± 10%	Godišnje	
4.	Debljina poluslabljenja		≥ 2,3 mmAl za napon od 80 kV	Godišnje	
5.	Usaglašenost svetlosnog i zračnog polja		≤ 2% udaljenosti fokus-test objekat	Mesečno	
6.	Položaj centralnog zraka		≤ 1% udaljenosti fokus-test objekat	Mesečno	
7.	Granična	Bez folije	≥ 2,0 lp/mm	Godišnje	
	rezolucija	Uz film- folija pojačanje S=200	≥ 2,8 lp/mm		
8.	Veličina fokusa	Mali fokus	+ 50% od nominalne veličine	Prijemna ispitivanja	
		Veliki fokus	+ 50% od nominalne veličine		

# Tabela 16 – Parametri ispitivanja, dozvoljene granice odstupanja i periodi proveravanja rendgen-aparata za snimanje [20]

# 9.Zaključak

U radu je opisan nastanak x-zračenja i mehanizmi proizvodnje x-zračenja. Definisane su doze jonizujućeg zračenja i dve vrste detektora pomoću kojih možemo detektovati. Zatim je reč o detektorima koji su korišćeni za određivanje radnih parametara, i softver, pomoću kojeg smo dobili rezultate. Na kraju su u tabelama pokazani rezultati merenja detektorima: MPD, R-100B i jonizacionom komorom. Veoma je važno napomenuti da bi za preciznije rezultate trebalo izvršiti više merenja. U ovom radu parametri su samo jednom izmereni.

Možemo zaključiti da pomoću barakude, koja se koristi za kontrolu kvaliteta, možemo odrediti i radne parametre rendgen aparata.

# Literatura

- [1] Jacob Shapiro, *Radiation protection* a guide for scientists, regulators, and physiciansfourth edition, Harvard University Press (2002)
- [2] Jerrold T. Bushberg, J. Anthony Seibert, Edwin M. Leidholdt, John M. Boone *The* essential physics of medical imaging (2002)
- [3] https://radprotection.wikispaces.com/Beam+Restrictions
- [4] http://qcinradiography.weebly.com/light-field-congruency-test
- [5] William R. Hendee, E. Russell Ritenour *Medical Imaging Physics* (2002)
- [6] Perry Sprawls Physical Principles of Medical Imaging
- [7] Zdravko Mutin Ispitivanje kvaliteta dijagnostičih RTG aparatadetektorskim sistemom "BARAKUDA", master rad (2010)
- [8] Paul Suetens Fundamentals of medical imaging (2009)
- [9] Ana Martinović *Kontrola kvaliteta stomatološkog RTG aparata R-100B detektorom*, diplomski rad (2016)
- [10] Miodrag Krmar Uvod u nuklearnu fiziku (2013)
- [11] Nataša Todorović Dozimetrija i zaštita od jonizujućeg zračenja (2009)
- [12] Ivana Stanković *Kvalitet slike i doza zračenja u analognoj i digitalnoj mamografiji*, diplomski rad (2012)
- [13] Olivera Ciraj Pacijentna dozimetrija u dijagnostičkoj radiologiji
- [14] Barracuda & QABrowser Reference Manual-English-Version 4.3A
- [15] http://www.ion.rs/index.php/sr/online-store/detektori-x-zraka/detektori/jonizacionakomora-detail
- [16] http://www.ion.rs/index.php/sr/online-store/detektori-x-zraka/softver/rti-ocean-detail
- [17] S. Jeff Shepard, Chairman, Pei-Jan Paul Lin, Co-Chairman AAPM Report No. 74 "Quality Control in diagnostic radiology" report of task group #12 diagnostic x-ray imaging committee July (2002)
- [18] Edit Karvak *Projektovanje mera radijacione sigurnosti i bezbednosti u radiodijagnostici*, diplomski rad (2010)
- [19] Ocean QA Software for Barracuda and Piranha, Ocean User's Manual English -Version 2.3A
- <sup>[20]</sup> PRAVILNIK O PRIMENI IZVORA JONIZUJUĆIH ZRAČENJA U MEDICINI (SI. glasnik RS, br. 1-2012)
- [21] Josip Mašković, Stipan Janković Radiologijska aparatura, Skripta, Mostar (2003)
- [22] Mirjana Papić *Procena doza pri CT dijagnostici pedijatrijskih pacijenta*, master rad (2017)

# Biografija



Rođena sam 08. avgusta 1990. godine u Vrbasu. Osnovnu školu "Jovan Jovanović Zmaj" završila sam u Srbobranu, nakon koje završavam Gimnaziju "Svetozar Marković" u Novom Sadu. 2009. godine upisujem Prirodnomatematički fakultet u Novom Sadu, smer Medicinska fizika. Nakon stečenog zvanja Diplomirani fizičar – medicinska fizika, studije nastavljam na master akademskim studijama, smer Master fizičar – medicinska fizika. Pored fakulteta radim u Osnovnoj školi u Srbobranu kao nastavnik matematike i fizike.

### Horvat Andrea

### UNIVERZITET U NOVOM SADU PRIRODNO MATEMATIČKI FAKULTET

### KLJUČNA DOKUMENTACIJSKA INFORMACIJA

Redni broj:	
RBR Identifilizacioni braiz	
IBR Tin dokumontacijo:	Monografska dokumentacija
TD	wonografska dokumentacija
Tin zanisa:	Tekstualni štampani materijal
TZ	rekstuurin stumpun muterijur
Vrsta rada:	Master rad
VR	
Autor:	Andrea Horvat
AU	
Mentor:	Prof. dr Nataša Todorović
MN	
Naslov rada:	Određivanje radnih parametara rendgen aparata
NR	
Jezik publikacije:	Srpski (latinica)
JP	
Jezik izvoda:	srpski/engleski
JI	
Zamlja publikovanja:	Republika Srbija
	V. i.e. din -
Uze geografsko područje:	Vojvodina
Codina:	2017
CO	2017.
Izdavač:	autorski reprint
IZ.	
Mesto i adresa:	Prirodno-matematički fakultet Trg Dositeja Obradovića
MA	4. Novi Sad
Fizički opis rada:	(9/67/16/28/6)
FO	
Naučna oblast:	Fizika
NO	
Naučna disciplina:	Nuklearna fizika
ND	
Predmetne odrednica/ključne reči	Rendgen aparat, radni parametri rendgen aparata,
PO	detektroski sistem Barracuda, Ocean softver, Doze
UDK	zračenja, HVL, reproducibilnost, linearnost
Čuva se:	Biblioteka denartmana za fiziku Tro D. Obradovića 4
ČU	Novi Sad

Važna napomena:	nema
VN Izvod: IZ	U radu su određeni radni parametri rendgen aparata
Datum prihvatanja teme	
od strane NN veća:	septembar, 2017
DP	
Datum odbrane:	oktobar, 2017
DO	
Članovi komisije:	Prof. dr Nataša Todorović
КО	Prof. dr Maja Stojanović
Predsednik:	doc dr Jovana Nikolov

### Horvat Andrea

### UNIVERSITY OF NOVI SAD FACULTY OF NATURAL SCIENCES & MATHEMATICS

### KEY WORDS DOCUMENTATION

Accession number:	
ANO	
Identification number:	
INO	
Document type:	Monograph documentation
Type of record:	Textual printed material
IK Contente codei	Creduction thesis
Contents code.	Graduation mesis
Author	Andrea Horrist
	Allarea Horvat
AU Mentor	Prof. dr. Nataša Todorović
MN	1101. di Ivatasa 10dolovic
Title	Determination of working parameters for x-ray machine
TI	Determination of working parameters for x ray machine
Language of text.	Serbian (Latin)
LT	
Language of abstract:	en/s
LT	
Country of publication:	Republic of Serbia
CP	1
Locality of publication:	Vojvodina
LP	
Publication year:	2017.
PY	
Publisher:	Author's reprint
PU	
Publication place:	Novi Sad, Trg D. Obradovića 4
PP	
Physical description:	(9/67/16/28/6)
PD	
Scientific field:	Physics
SF	
Scientific discipline:	Nuclear physics
SD	
Subject/ Key words:	x-ray machine, working parameters of x-ray machine
SKW	detector system RTI Barracuda, Ocean software
UU Ualding data:	dose, HVL, linearity, reproducibility
notaing data:	Department of Physics florary, Trg D. Obradovica 4,
Π <b>U</b> Note:	INOVI SAU
N	
1	

### Horvat Andrea

Final paper focuses on the determination of working
parameters for x-ray machine
2017. september
2017. october
doc. dr Jovana Nikolov, assistant profesor
Prof. dr Nataša Todorović, full profesor
Prof. dr Maja Stojanović, full profesor