

**UNIVERZITET U NOVOM SADU
PRIRODNO-MATEMATIČKI FAKULTET
DEPARTMAN ZA FIZIKU – ODSEK: MEDICINSKA FIZIKA**

UNIVERZITET U NOVOM SADU
PRIRODNO-MATEMATIČKI FAKULTET
DEPARTMAN ZA FIZIKU – ODSEK: MEDICINSKA FIZIKA

Ime i Prezime	MUTIN ZDRAVKO	
Opisak teme	0603 10 175	

ZAVRŠNI (MASTER) RAD

**ISPITIVANJE KVALITETA DIJAGNOSTIČKIH RTG
APARATA DETEKTORSKIM SISTEMOM
"BARAKUDA"**

Mentor: dr Nataša Todorović

Student: Zdravko Mutin
Br. Indeksa: 30M/06

Novi Sad
April, 2010

Sadržaj

Medicinski imidžing ^[Ref: 2]	4
Osnovno o X zračenju ^{[Ref: 2][Ref: 4]}	4
Atenuacija zračenja	5
HVL (half – value – layer)	6
Dijagnostički X zraci	7
Detekcija i merenje zračenja ^{[Ref: 4][Ref: 5]}	8
Ekspozicija	8
Kerma	8
Cema	8
Apsorbovana doza	8
Linarni transfer energije (LET).....	9
Ekvivalentna doza	9
Produkcija X zraka ^{[Ref: 2][Ref: 5]}	10
Osnovni princip produkcije X zraka	10
Katodni sklop	11
Napon i talasni oblik napona cevi	11
Odnos struje grejanja i struje tevi	11
Generisanje X zraka	13
Staklena ovojnica i kućište	14
Kolimacija	14
Maksimalne vrednosti struje, napona i ekspozicije	15
Kontrola kvaliteta ^[ref:1]	17
Učestalost izvođenja testova kontrole kvaliteta	18
Izveštaj sprovedene kontrole kvaliteta.....	19
Kontrola kvaliteta radiografskih jedinica	21



<i>Dnevne provere</i>	21
Kontrola rentgenske cevi i kolimatora.....	21
RTI Barracuda ^[Ref: 3]	24
Kabinet	25
Multinamenski detektor (MPD).....	26
oRTIgo software	27
Osnovni principi merenja.....	29
Principi merenja sa multinamenskim detektorom	30
Prezentacija rezultata	34
Uslovi sprovođenja kontrole kvaliteta.....	34
Preporuke	35
Prezentacija i analiza rezultata merenja	36
Literatura:	43
DODATAK	44
Pregled izvršenih merenja	44

Uvod

Medicinski imidžing *[Ref: 2]*

Ljudsko telo je izuzetno složen sistem. Prikupljanje podataka o statičkim i dinamičkim osobinama organizma rezultuje ogromnom količinom informacija. Jedan od glavnih izazova jeste kako pribaviti, obraditi i sistematizovati veliku količinu informacija, te ih prikazati u nekom od prihvatljivih oblika, koji će obezbediti uspešniju dijagnostiku. Pokazalo se da je prikazivanje ovih informacija u vidu slika najpogodniji metod, jer se ljudski mozak u svakodnevnom životu najviše oslanja na čulo vida, te je taj metod percepcije najizdiferenciraniji.

Slike ljudskog organizma otkrivaju odgovor istog u odnosu na spoljašnji stimulans, te predstavljaju prikaz transmisivnosti, reflektivnosti, provodljivosti, namagnisanosti itd. u zavisnosti od spoljašnjeg dejstva. U slučaju radiografije radi se o beleženju transmisivnosti organizma u funkciji korišćenih X zraka. Ove slike zatim se analiziraju ne bi li se ustanovila neka inherentna svojstva organizma, kao što su: atomski broj (Z), gustina tkiva (ρ) ili elektronska gustina. Ova inherentna svojstva variraju u organizmu zavisno od posmatrane regije, ali i u zavisnosti od promena izazvanih nekim posebnim anatomskim ili fiziološkim stanjem. Upravo ta interpretacija prikupljenih podataka pruža dijagnostičke mogućnosti.

Razumevanje prirode i svojstava X zraka tokom dvadesetog veka, kao i razvoj tehnologije, a naročito računara poslednjih desetak godina, omogućili su kreiranje pouzdanih i brzih dijagnostičkih mašina, sa limitiranim negativnim uticajem po pacijente i medicinsko osoblje.

Osnovno o X zračenju *[Ref: 2][Ref: 4]*

X zraci su oblik elektromagnetnog zračenja čije su talasne dužine manje od 10 nm. Do nedavno su se X zraci i gama zračenje u literaturi razlikovali po talasnim dužinama, ali napretkom tehnologije došlo je do preklapanja spektra X zraka i gama zračenja, produkovanjem X zraka sve manjih talasnih dužina. Danas se X zraci i gama zračenje

razlikuju na osnovu mesta nastanka, odnosno mehanizma produkovanja. X zraci potiču iz atomskog omotača dok je ishodište gama zračenja jezgro atoma.

Osnovni mehanizam produkovanja X zraka je zakočno zračenje elektrona koji su stupili u interakciju sa jezgrom atoma. Zakočno zračenje je zračenje kontinualnog spektra sa jasno određenom kratkotalasnom granicom, koja indicira da je elektron u toku interakcije izgubio svu svoju kinetičku energiju. Sa druge strane, dugotalasna granica ne postoji jer elektron može izgubiti bilo koji deo početne energije u toku interakcije. Ova činjenica je veoma bitna u medicinskom imidžingu, jer X zraci malih energija (velikih talasnih dužina) nemaju dovoljno energije da penetriraju kroz organizam i produkuju sliku, ali zato bespotrebno deponuju energiju u tkivu i time doprinose njegovoj destrukciji.

Ugaona distribucija zakočnog zračenja je u direktnoj zavisnosti od brzine upadnog elektrona, odnosno od njegove energije.

$$P_{\theta} = \sin^2\theta / (1 - \beta \cdot \cos\theta)^5$$

Za niskoenergetsko zračenje, kakvo se koristi u dijagnostici, maksimum zračenja se nalazi pod uglom od 90° u odnosu na pravac upadnih elektrona. Kod terapijskih mašina, gde su energije zračenja reda MeV, maksimum distribucije se pomera ka pravcu upadnih elektrona, te je vrlo blizak uglu od 0° . Gubitak energije elektrona na zakočno zračenje stoji u direktnoj srazmeri sa atomskim brojem medijuma Z i energijom upadnih elektrona. Tako je za energije zračenja koje se koristi u dijagnostici procenat energije upadnih elektrona koji se pretvori u zračenje $\sim 1\%$, dok kod terapijskih mašina taj procenat ide i do 20% . Ova činjenica otvara pitanje efikasnog hlađenja cevi kod dijagnostičkih mašina, jer se najveći deo energije upadnih elektrona konvertuje u toplotu.

Atenuacija zračenja

Linearni atenuacioni koeficijent predstavlja onaj deo zračenja koji je nestao iz upadnog snopa pri prolasku kroz medijum, obračunat po jedinici pređenog puta. Kako verovatnoća odigravanja svih mogućih interakcija zračenja i materije zavisi od energije

zračenja, to je za kontinuirani spektar zračenja teško izračunati atenuacioni koeficijent. Za monoenergetsko zračenje važi:

$$I_{(x)} = I_0 \cdot e^{-\mu x}$$

Gde je: $I_{(x)}$ intenzitet zračenja nakon prolaska monoenergetskog snopa kroz medijum debljine x , a μ (cm^{-1}) linearni atenuacioni koeficijent.

Da bi se izbegla zavisnost atenuacionog koeficijenta od gustine medijuma, uvodi se maseni atenuacioni koeficijent:

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

Ovo se slikovito ogleda u promenama dimenzija i gustine pluća pri udisaju i izdisaju, pri čemu se menja linearni atenuacioni koeficijent, dok maseni atenuacioni koeficijent ostaje konstantan. Stoga će izraz za slabljenje monoenergetskog snopa imati sledeći oblik:

$$I_{(x)} = I_0 \cdot e^{-\frac{\mu}{\rho}(\rho \cdot x)} \Rightarrow I_{(x)} = I_0 \cdot e^{-\mu_m(\rho \cdot x)}$$

Gde $\rho \cdot x$ predstavlja masenu debljinu medijuma.

Atenuacija zračenja predstavlja onu energiju koja je iščezla iz upadnog snopa, bez obzira na mehanizam koji ju je uzrokovao, tako da i rasejano zračenje doprinosi atenuaciji. Sa druge strane, apsorbirano zračenje predstavlja energiju koju zračenje deponuje u medijumu prilikom ozračivanja, tako da rasejano zračenje ne doprinosi primljenoj dozi.

HVL (half - value - layer)

U doslovnom prevodu HVL predstavlja debljinu medijuma koja oslabi upadni snop zračenja na 50% upadne vrednosti. HVL je veoma pogodan parametar za utvrđivanje kvaliteta X zraka, odnosno njihove "tvrdoće". Zbog kontinualnog karaktera spektra zakočnog X zračenja, u snopu su prisutni i zraci veoma malih energetske vrednosti koji, kako je ranije već rečeno, nemaju sposobnost penetracije kroz tkivo, čak i u vrlo tankom sloju. Nakon prolaska kroz filter (najčešće pločice od Al) ostaje zračenje u velikoj meri pročišćeno od niskoenergetskog zračenja. Izlazni zraci sada imaju veću

“tvrdoću” jer su komponovani od zraka viših energija, te je za sledeću filtraciju na 50% upadne vrednosti potrebno koristiti deblji filter, odnosno HVL ima veću vrednost. Stoga merenjem HVL utvrđujemo da li su korišćeni X zraci u skladu sa dijagnostičkim standardima.

Prosečna vrednost HVL za meka tkiva se kreće u opsegu od 2.5 cm – 3 cm. Aproximativne vrednosti za transmisiju primarnog snopa kroz pacijenta su:

1. 10% za radiografiju grudi
2. 5% za mamografiju
3. 1% za glavu
4. 0,5% za radiografiju abdomena

Za male energije zračenja (28 kVp) kakve se koriste u mamografiji HVL mekog tkiva iznosi približno 1 cm.

Energija (keV)	Mišići (cm)	Kosti (cm)	Olovo (mm)
30	1,8	0,4	0,02
50	3,0	1,2	0,08
100	3,9	2,3	0,11
150	4,5	2,8	0,31

Tabela 1: HVL za meka tkiva, kosti i olovo u zavisnosti od energije upadnog zračenja.

Dijagnostički X zraci

U dijagnostici je cilj dobiti sliku posmatranog tkiva, uz što manji rizik po pacijenta. Stoga se u dijagnostici koriste niskoenergetski X zraci (10 kVp – 150 kVp). Zračenje koje proizvode rentgenske cevi je polihromatsko i emituje se pri uglovima bliskim 90° u odnosu na upadni snop elektrona. Filtracijom se apsorbuje niskoenergetsko zračenje iz snopa, koje sigurno neće proći kroz medijum niti doprineti kvalitetu slike. Na taj način povećava se srednja energija zraka ali se smanjuje ukupna energija zračenja. Zakonski je propisana maksimalna prisutnost niskoenergetskog zračenja u snopu X zraka, u zavisnosti od napona cevi koji je korišćen, čime se definiše kvalitet zračenja. Za zračenje proizvedeno pri 80 kVp minimalni HVL iznosi 2,5 mm, ako je ta debljina manja

znači da u snopu postoji veća prisutnost niskoenergetskog zračenja nego što je dozvoljeno.

“Tvrđi” X zraci se dobijaju korišćenjem većeg napona u cevima pri jakoj filtraciji, dok se “meki” X zraci dobijaju pri manjim naponima i slabijoj filtraciji.

Detekcija i merenje zračenja [Ref: 4][Ref: 5]

Za kvalitativno i kvantitativno opisivanje X zračenja potrebno je upoznati se sa osnovnim terminima koji se koriste u radiografiji.

Ekspozicija

Ekspozicija je termin koji se često vezuje za izloženost zračenju, u vremenskom smislu. Tako se ne retko govori o vremenu ekspozicije prilikom korišćenja radiološke opreme. Pa ipak, ekspozicija je definisana kao količina naelektrisanja oslobođena u vazduhu po jedinici mase, pod dejstvom zračenja i izražava se u C/kg , što je istovremeno definicija jedinice Rentgen (R). Ovako definisana veličina ništa ne govori o kvalitetu zračenja ili o energiji koju zračenje deponuje u tkivu, stoga se termin ekspozicije u praktičnom smislu odnosi na vreme ozračivanja.

Kerma

Kako X zraci spadaju u indirektno jonizujuće zračenje, njihova interakcija sa tkivom koja vodi deponovanju energije može se podeliti u dve sekvencijalne faze. U prvoj fazi deo energije upadnog zračenja pretvara se u kinetičku energiju elektrona, koji nastaju u interakciji zračenja i medijuma. Kada se ova količina energije podeli masom medijuma dobija se KERMA čija jedinica u SI sistemu jeste Gray (Gy) tj. $[J/kg]$, koja predstavlja onaj deo energije upadnog zračenja konvertovan u kinetičku energiju elektrona.

Cema

U drugoj fazi slobodni i brzi elektroni nastali u prvoj fazi interakcije, interaguju sa medijumom deponujući u isti određenu količinu energije. Obračunata po jedinici mase ova energija takođe se izražava jedinicom Gy, ali ima drugačiji smisao od kerme.

Apsorbovana doza

Ukupna količina energije koju zračenje unese u medijum, bez energije koja je napustila medijum, obračunata po jedinici mase jeste apsorbovana doza.

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

Jedinica apsorbovane doze je takođe J/kg odnosno Gray [Gy]. Energiju predaju medijumu samo naelektrisane čestice, s tim što iste deo početne energije gube na zakočno zračenje. Ovde treba uzeti u obzir i svaku konverziju energije u masu (i obrnuto). Ako foton energije veće od 1,22 MeV produkuje elektron-pozitronski par, ukupnu deponovanu energiju treba smanjiti za iznos 1,22 MeV koliki je energetska ekvivalent mase novih čestica. Isto tako se prilikom anihilacije ukupna količina deponovane energije povećava za 1,22 MeV-a.

Linarni transfer energije (LET)

LET je energija koju čestica preda medijumu prelazeći jedinični put kroz isti. Proporcionalna je kvadratu naelektrisanja čestice i obrnuto proporcionalna njenoj kinetičkoj energiji:

$$\text{LET} \sim q^2/E_k$$

Otuda spore, a višestruko naelektrisanje čestice (α čestice) ostvaruju daleko veći linearni transfer energije. Jedinica za LET je $KeV/\mu m$. Za protone i α čestice dostiže vrednosti od $3 KeV/\mu m - 20 KeV/\mu m$, dok za fotone, elektrone i pozitronne iznosi od $0,2 KeV/\mu m - 3 KeV/\mu m$. Čestice koje dosežu visoke vrednosti LET čine veću biološku štetu organizmu jer deponuju energiju u maloj zapremini, te je "gustina" destrukcije tkiva veća, što za posledicu ima smanjenu verovatnoću regeneracije.

Ekvivalentna doza

Ekvivalentna doza je veličina koja pokušava da kvantifikuje biološku štetu nastalu u organizmu apsorpcijom zračenja. Izračunava se tako što se apsorbovana doza pomnoži kvalitativnim faktorom, koji u suštini zavisi od LET. Za čestice visokih LET vrednosti kvalitativni faktor ide do 20 dok je za fotone i elektrone ta vrednost 1. Jedinica ekvivalentne doze je Sivert (Sv).

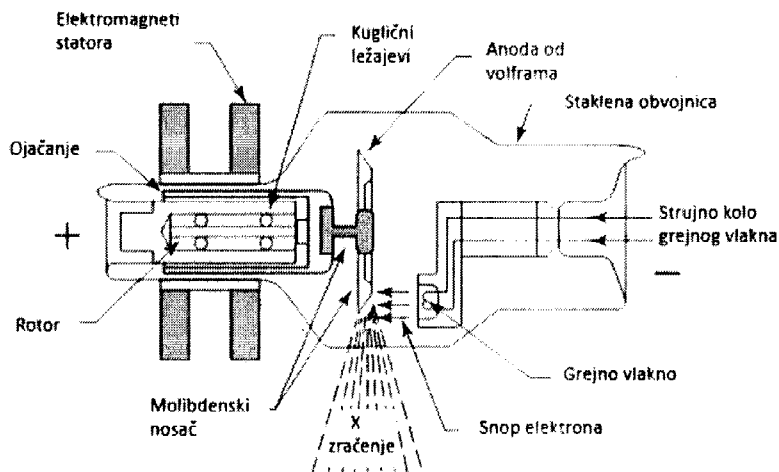
Produkcija X zraka [Ref: 2][Ref: 5]

Da bi proizveo medicinski prihvatljive X zrake, izvor X zračenja mora ispunjavati sledeće predušlove:

1. Proizvesti dovoljno zračenja u potrebnom vremenu
2. Omogućiti korisniku da menja energiju zračenja
3. Obezbediti reproducibilnost
4. Ispuniti zahteve za bezbednost i ekonomičnost

Iako se kao izvor X zračenja javljaju i neki izotopi i nuklearne reakcije, jedini izvor koji u praksi može da zadovolji navedene zahteve jeste akcelerator elektrona spakovan u posebnu cev, koja se naziva "rentgenska cev".

Osnovni princip produkcije X zraka



Slika 1. Shema rentgenske cevi

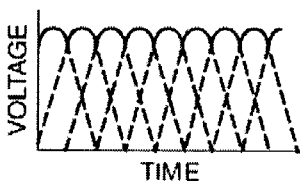
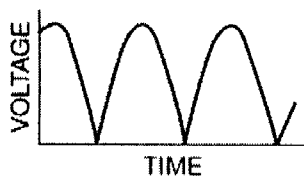
Slika 1. prikazuje koncept produkcije X zraka u modernim cevima. Posebni strujni krug obezbeđuje grejanje katode, što uzrokuje termoemisiju elektrona. Fokusirani mlaz elektrona, koji čini struju cevi, ubrzan spoljašnjim naponom reda veličine desetina kV, pogađa anodu od volframa. U interakciji brzih elektrona i anode, mehanizmom zakočnog zračenja dolazi do produkcije X zraka.

X zraci se produkuju u svim pravcima pod uglom od blizu 90° u odnosu na pravac upadnih elektrona, ali se kolimatorom propušta samo onaj deo zračenja usmeren ka medijumu.

Katodni sklop

Kao izvor elektrona koristi se metal visoke tačke topljenja. Kod većine današnjih cevi izbor metala za izradu katodnog vlakna pada na volfram, čija tačka topljenja iznosi 3370° C. Kroz grejno vlakno u toku rada protiče struja od nekoliko ampera, čijim povećanjem se povećava broj elektrona koji u jedinici vremena napuštaju grejno vlakno. Samo vlakno je postavljeno unutar negativno naelektrisanog konkavnog diska koji ima ulogu početnog fokusiranja elektronskog snopa. Za katodu je obezbeđeno posebno napajanje, koje obezbeđuje relativno veliku struju pri niskom naponu. Sve navedeno čini katodni sklop. Za potrebe radiografije visoke rezolucije poželjno je da tačka iz koje su emitovani X zraci (fokalna tačka) ima što manje dimenzije. Osim toga zahtevi za oštrim snimkom pretpostavljaju kratke ekspozicije, da bi se umanjio uticaj pokretanja pacijenta, što opet podrazumeva veliku količinu emitovanih elektrona u jedinici vremena. U pogledu dimenzija katodnog vlakna ova dva zahteva su oprečna. Veličina katodnog vlakna sa jedne strane doprinosi povećanju dimenzija fokalne tačke, dok sa druge strane omogućuje kraću ekspoziciju. Stoga nije retkost da moderne rentgenske cevi imaju dva katodna vlakna, koji se koriste respektivno zahtevima radiografije. Manji i finiji kada su zahtevi za većom rezolucijom dominantni, a vreme ekspozicije nije od presudnog značaja, i obrnuto.

Napon i talasni oblik napona cevi

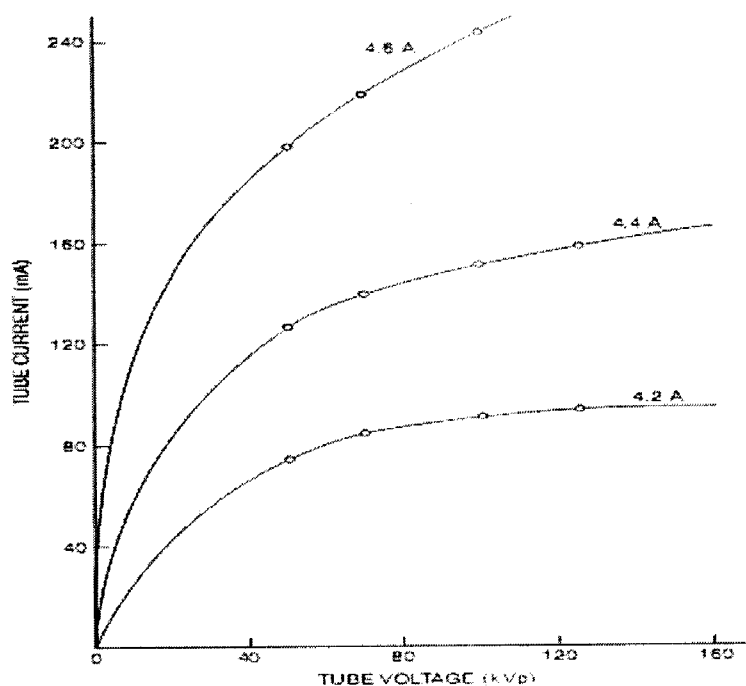


Intenzitet i energetski spektar zračenja zavisi od anodnog napona cevi. Anodni napon ima zadatak da privuče i ubrza emitovane elektrone, koji će potom u interakciji sa samom anodom, putem zakočnog zračenja emitovati X zrake. Poželjno je da anodni napon ima konstantnu pozitivnu vrednost, što znači da se priključeni napon, koji je naizmeničnog karaktera mora prethodno ispraviti (Slika 2).

Slika 2. Jednofazni i trofazni ispravljeni napon

Odnos struje grejanja i struje cevi

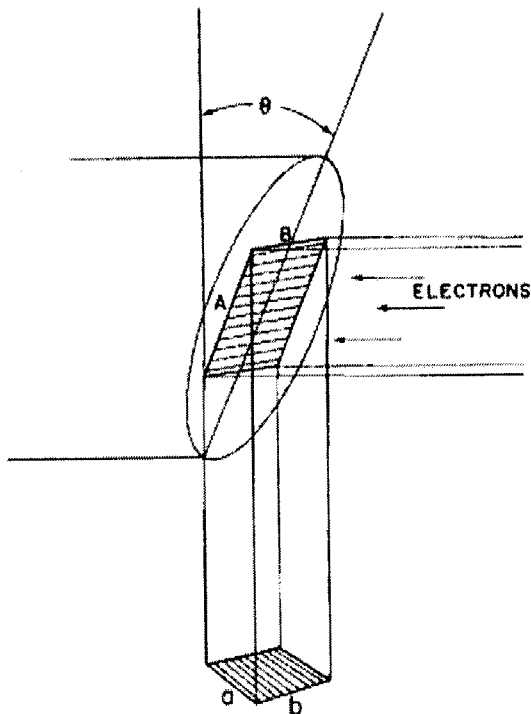
U rentgenskoj cevi postoje dve odvojene struje koje ipak iskazuju neku međuzavisnost. Struja grejanja katode pospešuje zagrevanje katode i termoemisiju elektrona, dok struja cevi predstavlja količinu naelektrisanja koja pređe put od katode do anode u jedinici vremena. Ukoliko se emitovani elektroni ne odvedu dovoljno brzo od katode, doći će do formiranja elektronskog oblaka oko katode, koji će svojim negativnim naelektrisanjem smanjiti broj termoemitovanih elektrona. Ono što će se u stvarnosti desiti jeste povećan broj elektrona koji se vraćaju na katodu. Stoga će dovoljno veliki anodni napon onemogućiti stvaranje elektronskog oblaka, što za posledicu ima povećanje struje cevi. Struja cevi se izražava miliamperima (mA) a kada se pomnoži brojem sekundi daje količinu naelektrisanja koja je prošla kroz cev. Stoga se kod rentgenskih cevi često definiše parametar "mAs". Kada svi termoemitovani elektroni stignu do anode, vrednost struje cevi se dalje može povećavati isključivo pojačavanjem grejanja katode. Dalje povećanje anodnog napona će promeniti strukturu energetskog spektra, smanjivanjem kratkotalasne granice.



Slika 3. Zavisnost struje cevi od anodnog napona i struje grejanja

Generisanje X zraka

Svaki elektron stekne kinetičku energiju proporcijalnu naponu ubrzanja (anodni napon). Kako je anodni napon podešen na neku određenu vrednost 50 kV – 150 kV, to je i maksimalna energija emitovanog zračenja limitirana na zadatu vrednost 50 keV – 150 KeV. Produkcija zračenja je posledica interakcije brzih elektrona i mete, i to dominantno zakočnim zračenjem. Meta (anoda) je obično napravljena od volframa, koji sa svoja 74 protona u jezgru predstavlja "vidljivu" metu za elektrone. Osim toga, visoka tačka topljenja čini volfram dobrim izborom za metu. Zbog vrlo niskog prinosa X zraka u dijagnostičkim mašinama (~1%), velika količina energije elektrona se pretvara u toplotu, što zahteva veliki toplotni kapacitet anode. Korišćenjem rotirajuće anode povećava se aktivna površina mete i poboljšava hlađenje, te se postiže i veći intenzitet zračenja.

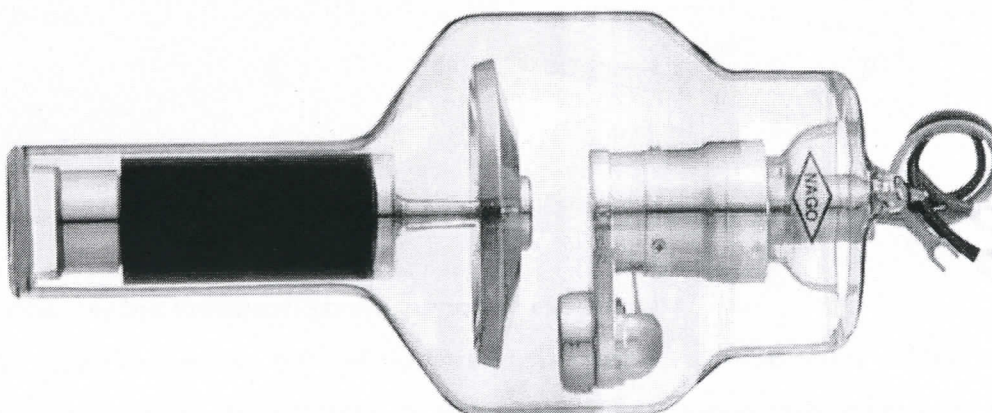


Slika 4. Prividna promena dimenzija fokalne tačke

Ranije je pomenuta uloga fokalne tačke, odnosno prividne veličine izvora X zraka. Težnja ka što manjoj fokalnoj tački ograničena je i smanjenjem disipacije toplote sa smanjenjem dimenzija. Jedan od načina da se umani značaj ovog problema jeste konstrukcija anode koja je pod ostrim uglom u odnosu na pravac upadnih elektrona. Na taj način se povećava stvarna površina mete na kojoj se odigrava interakcija elektrona i anode, dok se istovremeno prividna veličina izvora X zraka održava istom (Slika 4).

Staklena ovojnica i kućište

Komponente koje aktivno utiču na generisanje X zraka smeštene su u vakuumiranoj staklenoj cevi (Slika 5). Sama cev se nalazi u metalnom, uzemljenom kućištu. Prostor između cevi i kućišta ispunjen je uljem koje istovremeno izoluje visoki napon cevi od



Slika 5. Staklena ovojnica rentgenske cevi

okoline i odvodi toplotu sa cevi. Kućište je obloženo slojem olova koje sprečava zračenje u neželjenim pravcima.

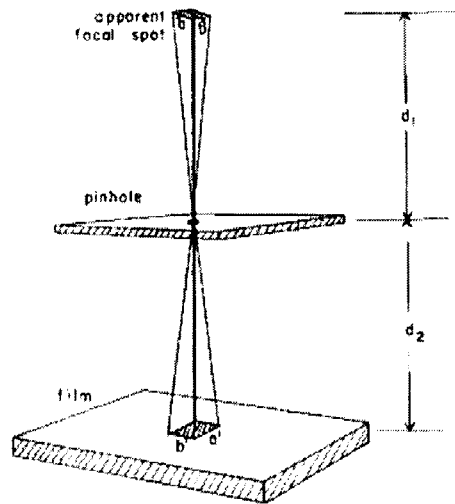
Kolimacija

Upadni elektroni proizvode i sekundarne elektrone, koji zatim mogu putem interakcije sa kućištem, ili drugim komponentama, proizvesti sekundarno X zračenje. Ovo zračenje, koje kod nekih cevi čini i do 25% od ukupnog zračenja, narušava oštrinu snimka i povećava dozu koju prima pacijent. Minimizovanje ovog efekta postiže se korišćenjem kolimatora, olovnih usmerivača, koji se postavljaju što bliže meti, kako bi apsorbivali što veći procenat zračenja koje ne potiče iz fokalne tačke.

Veličina fokalne tačke, kako je već pomenuto, ima presudan uticaj na oštrinu snimka. Stoga je uputno koristiti metod za određivanje prividne veličine fokalne tačke. Postavka merenja je veoma jednostavna i podrazumeva postavljane olovne ploče, sa izbušenom rupicom prečnika nekoliko stotih delova milimetra, na put X zraka do detektora slike. Tada se prividna dimenzija fokalne tačke može odrediti kao:

$$a = a' \cdot \left(\frac{d_1}{d_2}\right)$$

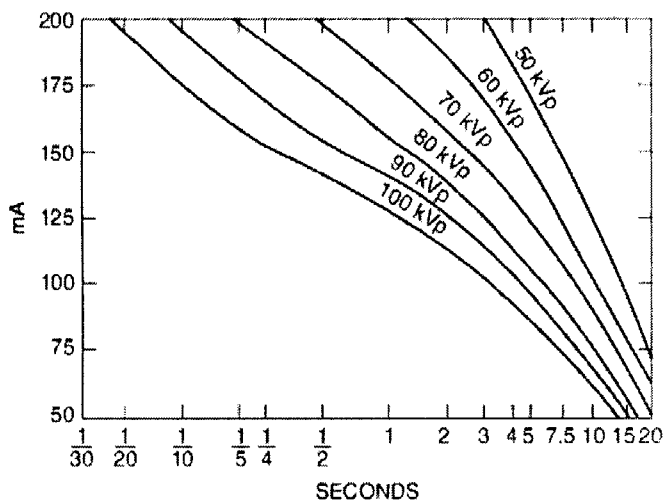
gde je a dimenzija fokalne tačke, a' dimenzija lika fokalne tačke, dok su d_1 i d_2 udaljenosti ploče od fokalne tačke i detektora slike, respektivno (Slika 6).



Slika 6. Određivanje veličine fokalne tačke.

Maksimalne vrednosti struje, napona i ekspozicije

Za svaku rentgensku cev definisane su maksimalne vrednosti struja i napona pod kojima cev može da radi (Slika 7). Maksimalni anodni napon zavisi od talsnog oblika napona koji se koristi, geometrije cevi i kvaliteta upotrebljenih materijala. Rentgenska cev će tolerisati povremeno premašenje maksimalnog napona, ukoliko primenjeni napon ne prevazilazi maksimalni za više od par procenata. Katodno vlakno, sa druge strane je podložno promenama i kidanju (topljenju) u zavisnost od jačine struje koja se koristi za grejanje. Veće struje grejanja su dozvoljene kada se rentgenska cev koristi u



Slika 7. Funkcionalna zavisnost ekspozicije, struje i napona cevi.

pulsnom režimu rada. Kako je proces generisanja X zraka u dijagnostičkim mašinama niskog korisnog dejstva (manje od 1% energije se konvertuje u X zračenje), velika količina energije se pretvara u toplotu. Stoga je toplotni kapacitet cevi vrlo važan parametar pri korišćenju aparata.

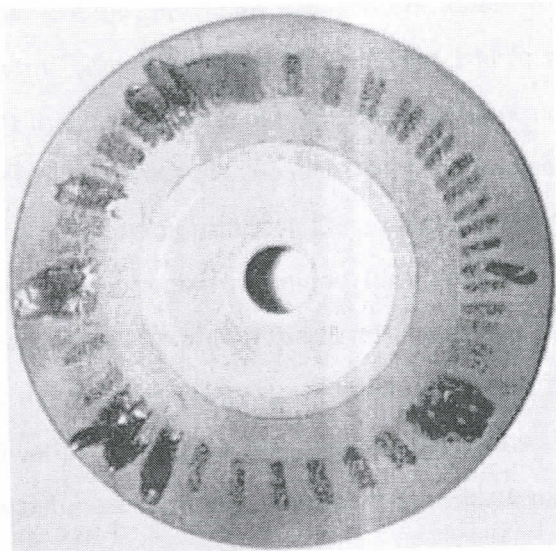
Kako se prilikom upotrebe ne bi premašile granične vrednosti, u

aparate se inkorporiraju prekidači koji automatski zaustavljaju ekspoziciju, kada



akumulirana toplota dostigne graničnu vrednost. Vreme ekspozicije može se odrediti pomoću grafika (*slika 7*) za zadate vrednosti struje i napona cevi.

Poseban problem se javlja kada se vrši više ekspozicija u seriji (angiografija). Iako količina deponovane energije ne prevazilazi maksimalne vrednosti, ako je brzina odvođenja toplote sa anode nedovoljna, može doći do oštećenja iste zbog akumulirane količine toplote (*slika 8*).



Slika 8. Oštećenje anode usled pregrevanja.

Ovo su limiti korišćenja rentgenske cevi koje deklariše proizvođač.

Kontrola kvaliteta *[ref:1]*

Kontrola kvaliteta jeste set procedura i uslova, koji ima za zadatak da obezbedi:

- Konzistentan i optimalan kvalitet rentgenskih snimaka
- Bezbedno radno okruženje, kako za osoblje tako i za pacijente
- Usklađenost procedura i opreme sa propisanom zakonskom regulativom, kao i pravilima domaćih i međunarodnih asocijacija iz te oblasti.

Ostvarivanje kvaliteta počinje pravilnim izborom opreme. Medicinski fizičari su edukovani u tehničkom, administrativnom i kliničkom smislu da pravilno procene potrebe i mogućnosti medicinske ustanove pre nabavke opreme. Oprema mora biti odgovarajuća i u pogledu kvaliteta dijagnostičke slike i u pogledu cene, kako prema pacijentu tako i prema medicinskoj ustanovi. Cena eksploatacije opreme se ogleda i u materijalnim sredstvima neophodnim za njeno funkcionisanje i održavanje, ali i u pogledu doze zračenja koju će primiti pacijenti i osoblje. Pre nabavke opreme medicinski fizičari su dužni da formiraju specifikaciju potrebnih performansi i osmisle detaljne testove prihvatljivosti, koji će biti izvedeni nakon instaliranja nove opreme. Specifikacija zahtevanih performansi mora biti usklađena sa potrebama i mogućnostima medicinske ustanove. U prvom redu tu se misli na vrstu dijagnostičkih ispitivanja koja se sprovode u ustanovi, ali i na tehničke mogućnosti koje obezbeđuje prostorija u koju će oprema biti smeštena. Specifikacija potrebnih performansi morala bi da obuhvati sledeće aspekte:

- Generatore napajanja (maksimalni napon i struja, nominalna snaga, automatska kontrola ekspozicije, automatska kontrola osvetljenosti (AEC/ABC), talasni oblik napona ...)
- Konstrukciju same rentgenske cevi (dimenzije fokalne tačke, toplotni kapacitet anode i kućišta, brzinu hlađenja, kolimaciju)
- Sistem za pozicioniranje pacijenta (težina, pokretljivost ...)
- Imidž receptore (veličina slike, rezolucija, kontrastnost, dinamički opseg...)
- Displej
- Mogućnost arhiviranja podataka

- Konfiguracija „gantry“-ja (pozicioniranje, udaljenost izvora i imidž receptora, pokretljivost...)
- Prateća oprema

Ove informacije zatim se koriste kao kriterijum za izbor odgovarajuće opreme.

Nakon uspešne instalacije i testova prihvatljivosti, kojima se u suštini proverava da li oprema ispunjava standarde navedene od strane proizvođača, potrebno je osmisliti kontinuirani monitoring iste kako bi se osigurale pouzdane performanse. Ove periodične evaluacione procedure predstavljaju osnov kontrole kvaliteta. Svrha takve kontrole jeste otkrivanje promena u načinu funkcionisanja opreme, koje mogu uzrokovati kliničku degradaciju snimaka ili, sa druge strane, neprihvatljivo povećanje primljene doze zračenja.

Učestalost izvođenja testova kontrole kvaliteta

Jedno od pitanja, na koje je prilikom osmišljavanja ovih procedura potrebno dati odgovor, jeste i učestalost pojedinih testova, da bi sa razumnom pouzdanošću tvrdili da oprema funkcioniše ispravno u periodu između dva testa. Učestalost testa kontrole kvaliteta zavisi od mnogih faktora, od kojih su neki:

- Inherentna osetljivost procesa ili dela opreme
- Starost i frekvencija upotrebe opreme
- Važnost pojedinog elementa u kliničkom procesu i dijagnostike.

Ako je proces posebno osetljiv i podložan promenama pod uticajem okoline ili učestalosti korišćenja, potrebno je odgovarajuće testove izvoditi češće. Ovo posebno važi za stariju opremu, koja je po pravilu manje pouzdana i nestabilna. Na posletku, element koji je najkritičniji u procesu formiranja slike, ili najviše afektira apsorbovanu dozu, treba pratiti učestalim korišćenjem testova. Kao primer za to je fotoprocisor, koji je odgovoran za konačno formiranje radiografske slike. Kada se uzme u obzir da je on istovremeno veoma osetljiv, te da lako može odstupiti od propisanih performansi, jasno je da ga se mora češće kontrolisati.

Ako se uvodi novi program kontrole kvaliteta, ili je u pitanju testiranje potpuno nove opreme, potrebno je testove sprovoditi češće, kako bi se dobila solidna baza podataka,

kao referenca za buduća testiranja. Kao primer može se uzeti merenje anodnog napona kVp, korišćenjem neke od neinvazivnih metoda (RTI Barracuda). Pouzdan rad najčešće korišćene radiografske opreme obezbeđuje godišnje merenje kVp. Pa ipak, ako je u pitanju potpuno nova oprema, ili početak sprovođenja novog programa za kontrolu kvaliteta, bilo bi uputno testove izvoditi mesečno u prvih 4 – 6 meseci, zatim u naredna dva kvartala po jedan test kvartalno, pa tek nakon toga preći na godišnje izvođenje testa. Preduslov za prelazak na godišnje izvođenje testa podrazumeva da u početnom periodu nije ustanovljena nikakva nepravilnost koja bi ukazala na nestabilnost kVp. Ako to nije slučaj, polugodišnje ili kvartalno praćenje kVp se preporučuje.

<ul style="list-style-type: none"> • Preporučena učestalost testova na osnovu literature
<ul style="list-style-type: none"> • Povećanje preporučene učestalosti na početku sprovođenja novog programa kontrole kvaliteta, ili kada je u pitanju potpuno nova oprema.
<ul style="list-style-type: none"> • Povratak na preporučenu učestalost se predviđa nakon šest meseci do godinu dana, i to samo pod uslovom da su dotadašnji testovi potvrdili predviđene performanse.
<ul style="list-style-type: none"> • Testovi kontrole kvaliteta se kontinuirano reevaluiraju i svaki pad performansi povlači povećanje učestalosti kontrole kvaliteta.
<ul style="list-style-type: none"> • Učestalost testova se povećava nakon svakog servisnog zahvata, a naročito nakon zamene nekog dela, da bi se ustanovila uspešnost sprovedenog zahvata.

Tabela 2. Smernice za utvrđivanje potrebne učestalosti izvođenja testova kontrole kvaliteta

Izveštaj sprovedene kontrole kvaliteta

Rezultate testova treba pohraniti u bazu podataka, u formatu pogodnom za analizu. Analiza rezultata, a samim tim i performansi opreme, sprovodi se kontinuirano pri čemu se upoređuju ne samo rezultati jedne te iste aparature u hronološkom nizu, već i rezultati dobijeni na istim aparatima (ukoliko ih ima više) u različitim prostorijama, kako bi se obezbedila konzistentnost dijagnostičkog imidžinga, koji ne sme zavisiti od izbora aparata na kojem je dijagnostika obavljena.

Izveštaj medicinskog fizičara je deo jednog kompleksnog dijagnostičkog okruženja i mora biti razumljiv različitim strukovnim profilima:

- Fizičarima
- Administratorima
- Tehničarima
- Servis inženjerima
- Predstavicima regulatornih organa

Osobe koje će čitati izveštaj mogu imati izuzetno divergentna interesovanja, različite nivoe poznavanja korišćene opreme i tehničkih termina. U krajnjem slučaju, izveštaj medicinskog fizičara može postati deo nekog pravnog postupka. Stoga se preporučuje da izveštaj medicinskog fizičara ima nekoliko "slojeva":

1. Kratak uvodni deo koji će sumirati sve uslove pod kojima su testovi obavljani.
2. Preporuke
3. Razrađeni tekstualni deo
4. Detaljna prezentacija rezultata

Prva stavka, kratak uvodni deo, treba da predstavi šta je i na koji način rađeno, kao i da predoči sveobuhvatno mišljenje medicinskog fizičara o stanju opreme.

Svako utvrđeno odstupanje od predviđenih performansi trebalo bi da bude prezentovano, u okviru izveštaja, u standardizovanoj formi preporuke za delovanje, saveta šta preduzeti kako bi se poboljšali dijagnostički uslovi i rezultati. Stavke u okviru preporuke su:

- Deklarisanje i definisanje problema
- Ukazivanje na referentni standard
- Preporuka za otklanjanje problema
- Preporuka o akcijama koje treba sprovesti nakon što je problem otklonjen

Treći i četvrti "sloj" izveštaja sadrže detaljan tekstualni opis sprovedenih testova, reference na korišćene standarde i prezentaciju detaljnih rezultata merenja, koja mogu

biti data u formi spreadsheet-a. Ovaj deo izveštaja namenjen je uglavnom medicinskim fizičarima i servisnim inženjerima.

Kontrola kvaliteta radiografskih jedinica

Radiografski aparati nalaze se već dugo u kliničkoj upotrebi, tako da je trenutno u medicinskim ustanovama prisutan širok dijapazona modela, koji se međusobno razlikuju i po osnovnoj nameni ali i po tehničkoj realizaciji. Uzevši u obzir da je razvoj računara tek krajem osamdesetih godina dvadesetog veka doživeo ekspanziju, modeli proizvedeni pre tog perioda baziraju se uglavnom na mehaničkim kontrolama i znatno nižem nivou automatizacije. U novijim modelima režime rada, kao i eventualnu automatsku korekciju postavki prati i reguliše visoko razvijeni namenski softver. Kontrola kvaliteta radiografskih jedinica može se sistematizovano predstaviti kao kontrola pojedinih delova aparature i procesa, ali tako da se mora uzeti u obzir moguća tehnološka razlika između modela koji potiču iz različitih "epoha".

Dnevne provere

Pre prve upotrebe aparature a nakon toga i prilikom "zagrevanja" za primenu svakog dana, oprema se mora vizuelno pregledati. Tom prilikom neophodno je posebno obratiti pažnju na sve one stavke koje mogu predstavljati rizik po pacijenta ili osoblje. Tu se prvenstveno misli na eventualno oštećene kablove, izložene oštre ivice, neispravne bravice itd. Ova rutina istovremeno služi da se proverí da li su sva pomoćna sredstava na broju i da li su u funkcionalnom stanju.

Kontrola rentgenske cevi i kolimatora

Svi parametri kontrolišu se barem jednom godišnje.

Kontrola kvaliteta X-zraka

Kvalitet X-zraka ima ogroman uticaj na dozu zračenja koju prima pacijent i nešto manji uticaj na kvalitet radiografskog snimka. Degradacija kvaliteta X-zraka je posledica starenja opreme, pri kojem dolazi do oštećenja mete i taloženja materijala od kojeg je meta načinjena na unutrašnje zidove cevi. Totalna filtracija X-zraka će se menjati a samim tim i njihov kvalitet. Kontrola kvaliteta X-zraka sprovodi se bar jednom godišnje, ali i svaki put kada se zamene cev ili kolimator, odnosno nakon servisiranja istih.

Učestalost kontrole neposredno nakon zamene ili servisiranja treba podići, u skladu sa opštim preporukama (*Tabela 2*).

Poravnanje svetlosnog polja i polja X-zraka

Za pravilno pozicioniranje pacijenta potrebno je da svetlosno polje i polje X-zraka ne odstupaju međusobno više od $\pm 2\%$, na udaljenosti koja je jednaka udaljenosti izvora i detektora slike (SID). Precizno pozicioniranje pacijenta omogućuje da samo zona od interesa bude ozračena, dok neadekvatno pozicioniranje dovodi do nepotrebnog povećanja ekspozicije, a samim tim i do povećanja doze. Kontrolu je potrebno sprovoditi jednom godišnje, a sa starenjem opreme učestalost testiranja se povećava u skladu sa (*Tabela 2*). X – Y indikatori kolimatora se takođe proveravaju u sklopu ovog testa. Savremeniji radiografski uređaji imaju automatski kolimator koji indicira nepravilnu korelaciju snopa rentgenskih zraka i detektora slike. Kada je neslaganje polja X-zraka i detektora slike veće od $\pm 2\%$ aktivira se ili indikator "HOLD" ili "MANUAL". U takvoj situaciji je neophodno izvršiti manualnu korekciju polja.

Veličina fokalne tačke

Prividna veličina izvora (focal spot) je veoma bitan faktor u postizanju zahtevane rezolucije snimka. Nominalna veličina fokalne tačke ne sme prelaziti 0,1% od udaljenosti izvora i imidž receptora, a ukoliko se radi o povećanim zahtevima za preciznost, veličina fokalne tačke ne bi trebala da prevazilazi 0,05% od udaljenosti izvora i imidž receptora. Učestalost merenja sprovodi se u skladu sa (*Tabela 2*).

Kontrola generatora

Generator je dužan da omogući stabilan visoki napon kao i odgovarajuću struju cevi, kako bi obezbedio odgovarajuću optičku gustinu filma u toku 5-30 ms ekspozicije. Ukoliko je radiografska jedinica specijalizovana za određenu vrstu dijagnostike, npr. radiografisanje grudi, potrebno je da se obezbedi stabilan napon u jednom užem opsegu vrednosti (100-140 kVp). U slučaju radiografske jedinice šire namene taj opseg mora biti veći, te se kontrola kvaliteta i sprovodi u skladu sa namenom jedinice.

Kalibracija indikatora visokog napona

Indikator visokog napona ne sme odstupati za više od 5% od izmerenog napona. U svrhu merenja visokog napona obično se koriste ne invazivne metode, gde se visoki napon ne

meri direktno već se utvrđivanjem kvaliteta X-zraka, odnosno njihove "tvrdoće" određuje vrednost kVp. Posebnu pažnju treba obratiti na pravilnu orijentaciju detektora u odnosu na snop x zraka, kako bi se izbegle sistematske greške pri merenju. Neki drugi parametri, kao što su anodni ugao, oštećenje mete usled duge upotrebe, sopstvena filtracija cevi kao i dodata filtracija mogu uticati na tačnost merenja.

Invazivne metode podrazumevaju direktno merenje visokog napona, ubacivanjem instrumenta u visokonaponsko električno kolo, što je povezano sa znatno većim rizikom po život tehničara kao i po samu opremu, te se ovakve metode u rutinskom testiranju ne koriste.

Određivanje i evaluacija talasnog oblika napona je takođe poželjno. Talasni oblik ne bi se smeo menjati za više od 5% u periodu od inicijacije do 100 ms ekspozicije. Za neke kliničke aplikacije traži se i dugotrajnija stabilnost talasnog oblika.

Za jednofazne i trofazne generatore napona, indikator visokog napona morao bi da pokaže srednju vrednost naizmennog napona, koja ne sme odstupati za više od 5% od izmerene vrednosti. Neki stariji generatori nisu u stanju da isprate ove kriterijume pa se kao gornja vrednost tolerancije postavlja vrednost od ± 4 kVp. Što se tiče kapacitivnih generatora visoko naponski indikator morao bi da pokaže vrednost napona u početnom trenutku pražnjenja kondenzatora. U slučaju jače filtriranog napona talasni oblik može biti interpretiran kao jednosmerni napon, kada se srednja vrednost jednosmernog napona uzima kao kalibraciona referenca.

RTI Barracuda [Ref: 3]

Barracuda je moderan merni instrument švedske kompanije RTI, namenjen analizi X zračenja dijagnostičkih rentgenskih aparata. Osmišljen je tako da se uspešno može koristiti u procedurama kontrole kvaliteta kao i u servisne i kalibracione svrhe. Pomoću ovog instrumenta se neinvazivnim metodama mogu meriti bitni parametri jednog dijagnostičkog sistema, kao što su: kVp, ekspozicija, doza, struja cevi, mAs, talasni oblik napona ...



Slika 9. Barracuda kabinet i multinamenski detektor

Jedan multinamenski detektor (Multi Purpose Detector - MPD) koristi se u različitim aplikacijama: mamografija, fluoroskopija, dentalna radiografija, CT itd.

Centralni deo Barracuda sistema je modulski kabinet čija uloga je definisana upravo njegovom modularnošću. Naime, kabinet je integrator različitih modula, koji se koriste za povezivanje kabineta i različitih detektora. Osim već pomenutog multinamenskog detektora, Barracuda sistem može da koristi i odgovarajuće solid state detektore, jonizacione komore kao i različite sonde. Za svaki od ovih detektora postoji odgovarajući modul.

Drugi važan aspekt celog sistema je njegov softverski deo, odnosno mogućnost da se celim sistemom upravlja putem kompjutera ili dlanovnika. Pošto je celokupan softverski deo izmešten u spoljašnju računarsku jedinicu, memorijska i procesorska ograničenja su znatno proširena. Za svaki tip merenja postoji baza podataka sa kalibracionim vrednostima, koja se automatski učitava sa odabirom testa. Osim toga softver sadrži predefinisane veličine i korake koje treba primeniti da bi se merenje ispravno sprovelo. O samom softveru biće reči kasnije.

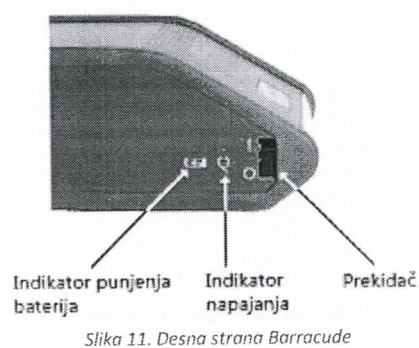
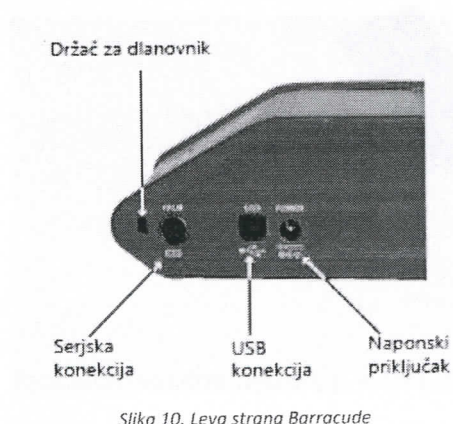
Treći integralni deo sistem jeste set detektora koji se jednostavno priključuju u sistem. Barracuda će po potrebi obezbediti prednapon za polarizaciju detektora, ukoliko je to potrebno (jonizaciona komora). Najvažniji deo ovog detektorskog sistema je sigurno multinamenski detektor (MPD), koji u sebi sadrži četiri detektorske jedinice, set

posebnih filtera, kao i motore za precizno pozicioniranje istih. Na ovaj način merenje sistemom Barracuda se svodi na fizičko pozicioniranje detektora i softverski odabir testa, nakon čega se merenje obavlja praćenjem predefinisanih koraka u ponuđenom testu. nakon izvršenog merenja Barracuda će prikazati rezultate u standardizovanoj formi i ukazati na njihovu prihvatljivost.

Kabinet

U prikladnom kućištu smeštena je infrastruktura za različite module koji se na Barracudu mogu priključiti. Osim mesta za module, kućište ima zadatak da obezbedi odgovarajuće napajanje kao i povezivost sa spoljašnjim uređajima. Napajanje električnom energijom obezbeđuje ispravljač (12V) koji se dobija uz Barracuda sistem, ali se može koristiti i neki drugi ispravljač u rasponu napona od 4V - 20V. Naponi preko 20V mogu oštetiti sistem.

Kabinet može biti konfigurisan na različite načine, u zavisnosti od ubačenih modula, odnosno priključenih detektora.

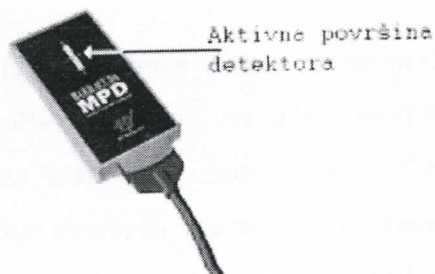


Leva i desna strana kabineta (Slike 10 i 11) rezervisane su za indikatore i priključke napajanja, konekcije, i glavni naponski prekidač. Barracuda poseduje nekoliko modova za očuvanje energije, kada je neaktivna, ali se ipak mora manualno uključiti i isključiti. Jedna od bitnih karakteristika Barracude je mogućnost bežičnog povezivanja sa računarom putem Bluetooth-a.

Multinamenski detektor (MPD)

Multinamenski detektor je univerzalni detektor, koji se može koristiti za sve tipove dijagnostičkih aparata koji rade na principu X zračenja: radiografski, fluoroskopski, pulsni fluoroskopski, mamograf, dentalni rentgen, panoramski dentalni rentgen i CT. U toku samo jedne ekspozicije moguće je, korišćenjem Barracude i multinamenskog detektora, izmeriti sledeće parametre:

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



Slika 12. Multinamenski detektor

Proračun totalne filtracije i HVL moguće je obaviti na osnovu jedne ekspozicije, korišćenjem kombinacije detektora i filtera integriranih u MPD. U situacijama kada totalna filtracija ne može biti proračunata u jednom merenju, može se primeniti standardna metoda HVL merenja izmenom spoljašnjih filtera. Sve vrednosti izmerenog anodnog napona (kVp) i doze bivaju automatski kompenzovane shodno proračunatom kvalitetu X zraka, što znači da nije potrebno vršiti manualnu korekciju rezultata. Multinamenski detektor je konstruisan korišćenjem naprednih tehnologija i u sebi inkorporira četiri detektora i set filtera. Ručna izmena filtera (ili detektora) nije

potrebna jer se izmena i pozicioniranje istih unutar MPD obavlja automatski, a na osnovu komandi unešenih u softver.

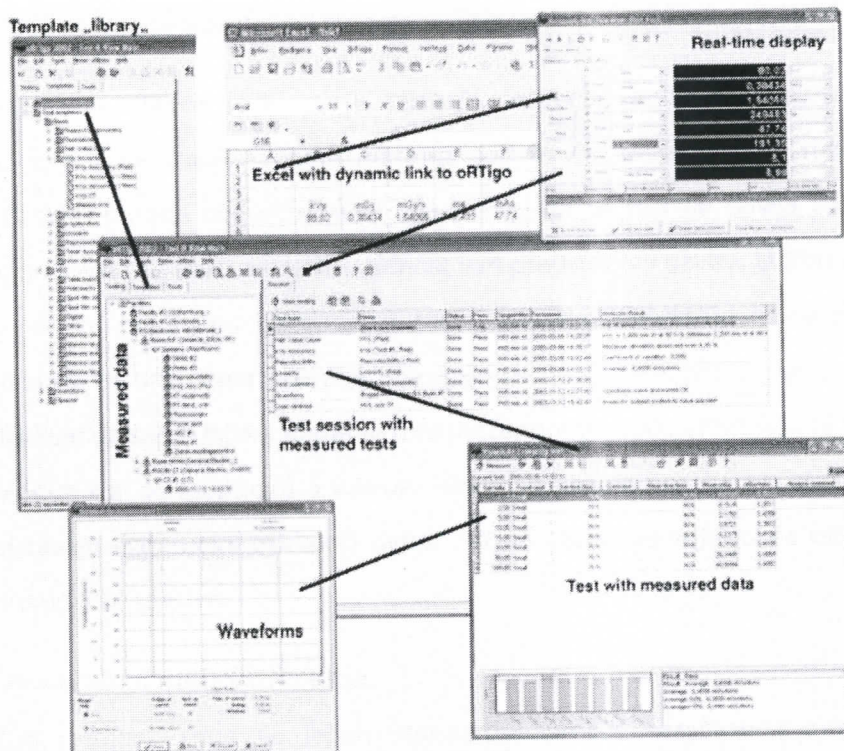
Aktivna površina detektora obeležena je sa gornje strane MPD belim pravougaonikom. Minimalna veličina korišćenog polja je stoga 3 mm x 21 mm, dok je stvarna širina detektora 2,7 mm. Realni detektor postavljen je 8 mm ispod površine kućišta MPD. MPD će proveriti da li je primenjeno polje pravilno postavljeno u odnosu na poziciju realnog detektora, te izvrši minimalne korekcije detektora, ukoliko je to potrebno. Sam detektor je veoma osetljiv i može meriti veoma male vrednosti primenjenog polja.

Da bi se koristio MPD neophodno je prethodno ugraditi multinamenski modul u kabinet Barracude. MPD se zatim povezuje sa modulom putem odgovarajućeg kabla. Normalan način rada je da se Barracuda zajedno sa MPD-om postavi blizu cevi čije se karakteristike mere, a da se računar sa odgovarajućim softverom postavi u kontrolnu sobu. Povezivanje računara i Barracude može biti pomoću kabla (USB ili serial) ili putem bežične bluetooth veze.

oRTIgo software

Profesionalnu platformu za sprovođenje testova u sistemu kontrole kvaliteta, kao i servisiranja, predstavlja softver "oRTIgo", dizajniran da radi u Windows okruženju. Sličan softver postoji i za dlanovnike, pod imenom "QABrowser". Oba softvera obezbeđuju osnovu za uspostavljanje procedura za sprovođenje testova kontrole kvaliteta rentgenskih cevi, korišćenjem Barracude. Softver podržava automatsko prenošenje izmerenih veličina od instrumenta do računara, njihovu obradu, skladištenje i prezentaciju. Osim toga oRTIgo omogućuje daljinsko upravljanje i podešavanje instrumenta i priključenog detektora.

Najveću prednost ovog softvera čini obimna baza podataka predefinisanih procedura za određenu vrstu merenja. Kriterijumi i standardi koji su na taj način implementirani u softver predstavljaju ključni alat za standardizovno izvođenje testova kao i tumačenje rezultata istih. Tokom korišćenja Barracude i pridruženog softvera obezbeđena je konzistentnost ponovljenih merenja, olakšano organizovanje rezultata i njihovo međusobno poređenje. Ljudske greške u različitim postavkama prilikom merenja, u zavisnosti od operatera, su svedene na minimum.



Slika 13. nekoliko "prozora" softvera - oRTigo

oRTigo softver sastoji se od tri glavne sekcije:

- Test i pregled rezultata
- Merenje u realnom vremenu
- Postavke

Detalji softver su obrađeni u korisničkom uputstvu koje se dobija uz Barracudu. Veći deo stvarnog posla obavlja se u okviru sekcije: *Test i pregled rezultata*. U ovoj sekciji vrši se izbor ustanove u kojoj je merenje vršeno, radna soba kao i odgovarajuća cev za zračenje. Unose se sledeći podaci:

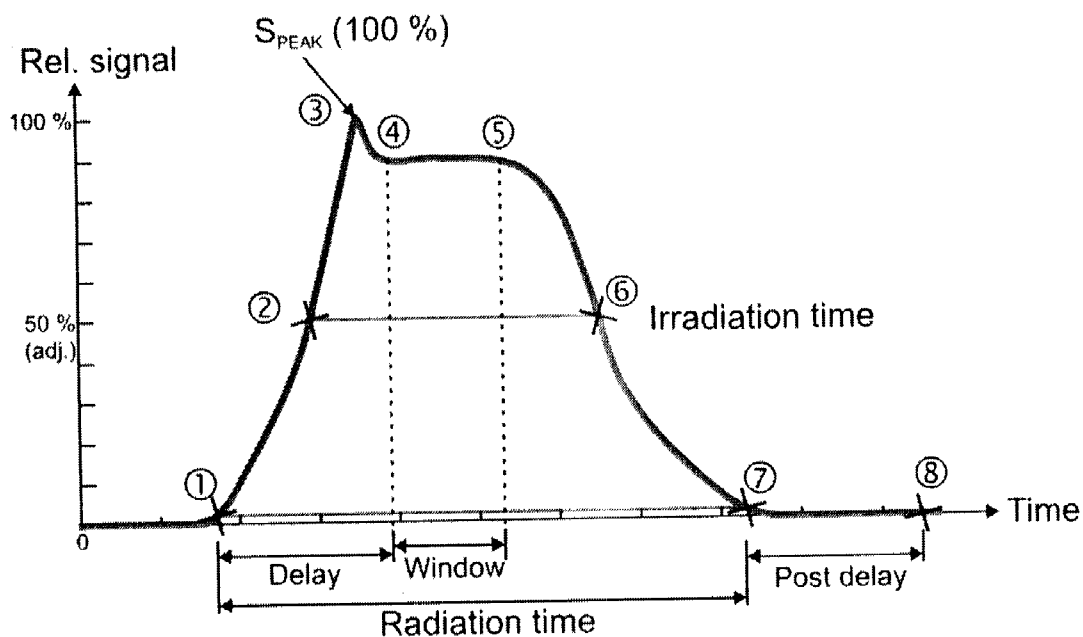
- Podaci o ustanovi
- Podaci o radnoj sobi
- Podaci o rentgenskoj cevi
- Podaci o test sesiji
- Obrasci koji se koriste prilikom izvođenja testa
- Potrebna učestalost sprovođenja testa

Iz ove sekcije se takođe vrši štampanje ili izvoz rezultata merenja.

Najvažnija stavka jeste izbor obrasca merenja, koji automatski setuje MPD u odgovarajuće stanje. Tokom merenja softver će, ukoliko se za tim ukaže potreba, prikazati poruku obaveštenja ili upozorenja da se test ne odvija kako je očekivano, odnosno da su neke merene vrednosti van predviđenih okvira. U tom slučaju potrebno je izvršiti manuelnu korekciju u samoj postavci detektora ili na rentgenskoj cevi. Ukoliko za tim nema potrebe, merenje se odvija automatski, gde se od operatera očekuje da samo inicira merenje u naznačenom trenutku. Ponekad ni to nije potrebno. Moduli koji se montiraju u kabinet Barracude imaju poseban analogni ulaz sa kojeg očitavaju eventualni okidajući signal. Na taj način merenje može biti inicirano nekim drugim događajem.

Osnovni principi merenja

Kao primer uzima se jedan standardni proces ozračivanja detektora. Grafička reprezentacija outputa detektora data je na slici 14:



Slika 14. Prikaz talasnog oblika merenja

1. Početak zračenja, odnosno trenutak kada zračenje dostiže prag osetljivosti detektora.
2. Signal dostiže vrednost poluvisine maksimuma. Ovo je trenutak od kojeg se meri vreme ozračivanja (irradiation time). Vrednost ovog nivoa je podesiva od strane korisnika.
3. Signal dostiže maksimum
4. Vreme potrebno za stabilizaciju nivoa signala. Ovo vreme je moguće podešavati. U ovom trenutku počinje integracija vrednosti ispod krive koja se kasnije koristi u izračunavanju kVp.
5. Tačka koja obeležava kraj vremenskog "prozora" u kojem se meri kVp.
6. Signal pada ispod 50% maksimuma što predstavlja kraj vremena ozračivanja. (Takođe podesiv nivo).
7. Intezitet zračenja pada ispod praga osetljivosti detektora.
8. Ako je od tačke 7 Do tačke 8 signal svo vreme bio ispod praga osetljivosti, Barracuda smatra da je ekspozicija završena i proračunava sve potrebna parametre.

Ukupna doza zračenja izračunava se kao integral od tačke 1 Do tačke 7 i predstavlja akumuliranu vrednost zračenja tokom ekspozicije. Prema tome displej instrumenta će u toku ekspozicije prikazivati kontinualni porast, sa nekom finalnom vrednošću na kraju – Ukupnom dozom. Sa druge strane, brzinu primanja doze instrument prikazuje kao ukupnu dozu primljenu u toku protekle sekunde, počevši od tačke 2 do tačke 6. Kada vreme ekspozicije premaši tačku 8 displej će prikazati usrednjenu vrednost brzine primanja doze od tačke 2 do tačke 6. Brzina doze se obračunava kao ukupna primljena doza podeljena sa vremenom ozračivanja (2 - 6). Ukoliko nije moguće odrediti vreme ozračivanja, Barracuda će iskoristiti ukupno vreme ekspozicije za izračunavanje brzine doze.

Principi merenja sa multinamenskim detektorom

Multinamenski detektor je dizajniran tako da može precizno meriti anodni napon i dozu u oblasti od 20 kV do 155 kV. Osim toga konstrukcija detektora je izvedena tako da je omogućeno merenje malog polja, čija širina ne prelazi 3 mm, kao i veoma male vrednosti za brzinu doze od svega 1 $\mu\text{Gy/s}$. U osnovi multinamenskog detektora nalaze

se četiri odvojena merna kanala povezanih sa isto toliko pojedinačnih detektora i set pokretnih filtera koji mogu da zauzmu šest različitih pozicija unutar samog kućišta, gde je svaka pozicija kombinacija različitih filtera¹. Jedna od ovih pozicija se koristi kao "kontrolni filter" jer pri pravilno postavljenom polju detektori D_1 i D_2 treba da očitavaju vrednosti koje se razlikuju za faktor "1000". Ova provera daje informaciju o geometriji postavke, gde pravilno postavljanje omogućuje reproducibilnost merenja. Ostalih pet filterskih parova imaju različite debljine i optimizovani su za različite oblasti anodnog napona. Prva dva (1 i 2) koriste se za testiranje mamografa, odnosno zračenja čije energije se kreću u opsegu od 20 keV do 45 keV. Ostali (3 -5) su rezervisani za oblast od 35 keV do 155 keV (35 -75, 55 - 105 i 80 - 155).

Korišćenjem četiri signala S_1 - S_4 , dobijenih od četiri detektora D_1 - D_4 , MPD precizno izračunava odgovarajući napon cevi. Signal S_3 nije filtriran i koristi se za merenje doze. Ovaj (treći) detektor označen je kvadratom unutar pravougaone oblasti, koja se vidi spolja a označava aktivnu površinu detektora. Detektor D_4 je postavljen direktno ispod detektora D_3 sa dodatom filtracijom između njih. Odnos signala S_3 i S_4 dobijenih u jednoj ekspoziciji se zatim koristi da se proračuna totalna filtracija. Korišćenje ovih signala zajedno omogućuje preciznije očitavanje doze i napona cevi. Kako se sva merenja obavljaju simultano, MPD stoga može da primeni automatsku kompenzaciju na očitavanje doze i napona cevi, u zavisnosti od talasnog oblika ili procenjene totalne filtracije cevi.

HVL i totalna filtracija

HVL je metod kojim se specifikuje kvalitet X – zraka. Definisano je kao debljina nekog materijala (uobičajeno je da to bude aluminijum) koja atenuira zračenje na polovinu njegove vrednosti, bez prisustva atenuacionog materijala. Pre početka merenja potrebno je proveriti stabilnost napona, tako što će se izvršiti nekoliko ekspozicija bez ikakve dodatne filtracije. Nakon toga postavljaju se redom Al filteri i nakon dodavanja svakog pojedinačnog filtera vrši se merenje. Pri tom se ostali uslovi merenja ne menjaju. Ono što softver radi prilikom merenja korespondira postupku crtanja logaritamskog grafika doze i debljine filtracije. Nakon završetka merenja softver vrši ekstrapolaciju rezultata određujući koliku filtraciju još treba dodati da bi se doza

¹ Proizvođač nije publikovao funkcionalnu shemu multinamenskog detektora.

smanjila na polovinu početne. Zbirna filtracija koja je smanjila intenzitet na polovinu početne vrednosti predstavlja HVL. Sve ovo Barracuda radi automatski, tehničaru je jedino preostalo da dodaje filtere i inicira ekspoziciju.

Značajan deo zakočnog zračenja koje se koristi za produkciju rentgenske slike čini niskoenergetsko zračenje. Ono biva apsorbovano od strane organizma, te stoga povećava primljenu dozu ali ne doprinosi poboljšanju slike. Deo ovog beskorisnog zračenja biva apsorbovan od strane staklenog omotača cevi, rashladnog ulja, itd. i naziva se inherentna filtracija. Osim toga na put zračenja se često dodaju aluminijumske pločice kao dodatna filtracija. Zbir inherentne i dodatne filtracije čini totalnu filtraciju cevi. Vremenom i upotrebom se totalna filtracija rentgenske cevi menja, uglavno zbog taloženja materijala anode na zidove cevi. Sa druge strane neophodno je poznavanje totalne filtracije radi preciznijeg utvrđivanja kvaliteta X zračenja. Preporučena vrednost totalne filtracije je ne manje od 2,5 mm Al. Vrednost totalne filtracije se proračunava na osnovu merenja HVL, pri poznatoj vrednosti kVp. Da bi se što preciznije proračunala vrednost totalne filtracije u jednom merenju korišćenjem MPD, treba voditi računa o sledećem: Najveća preciznost postiže se korišćenjem napona između 60 kV i 120 kV, te se stoga preporučuje da se merenje obavi pri naponu od 80 kV, jer je upravo za tu vrednost i kalibrisan multi namenski detektor. Da bi se dobilo stabilno očitavanje poželjno je koristiti viši nivo "signala", odnosno koristiti veću struju u dužem periodu vremena. Preporučene vrednosti su 200 mA u toku 200 ms. Potpuno je nevažno da li će se rentgen posle koristiti pri nekim drugim vrednostima napona, totalna filtracija određena na ovaj način biće korektno utvrđena.

Linearnost

Veoma važan aspekt pouzdanosti cevi je njena sposobnost da se primljena doza sa promenom mAs menja linearno, pod uslovom da se kVp i udaljenost izvora i detektora slike ne menjaju. Definisanje i merenje koeficijenta linearnosti omogućuje monitoring ove karakteristike cevi.

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

Prihvatljive vrednosti koeficijenta linearnosti su ispod 0,1.

Reproducibilnost

Ukoliko se od ekspozicije do ekspozicije vrednosti parametara menjaju u većem opsegu nego što je to prihvatljivo, pouzdanost svih testova kontrole kvaliteta dovedeni su u pitanje, i što je još važnije, sigurnost pacijenata u pogledu primljene doze je kompromitovana. Da bi se izbegle takve situacije neophodno je sprovesti test "REPRODUCIBILNOSTI", odnosno sposobnosti opreme da pri istoj podešenosti parametara produkuje isti izlaz, ili bar izlazne vrednosti u prihvatljivim granicama. Da bi se proverila reproducibilnost neophodno je definisati koeficijent promenljivosti i isti periodično meriti.

$$S = \frac{\sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})^2}{n-1}}}{\bar{X}}$$

X_i - je vrednost pojedinačnog merenja

\bar{X} - je srednja vrednost svih merenja

n - je ukupan broj merenja

Prihvatljive vrednosti koeficijenta promenljivosti su <0,05. Matematički gledano koeficijent promenljivosti je standardna devijacija podeljena sa srednjom vrednošću merenja.

Prezentacija rezultata

Uslovi sprovođenja kontrole kvaliteta

Merenja u cilju kontrole kvaliteta rentgen aparata su izvršena na INSTITUTU ZA ZAŠTITU DECE I OMLADINE, Hajduk Veljkova 10 u Novom Sadu. Kao prva test mašina korišćen je rentgen aparat Siemens, "TRODEROS OPTIMATIC 800", proizveden 70-tih godina prošlog veka. Druga test mašina bio je rentgen aparat Siemens "POLIMOBIL III" proizveden devedesetih godina prošlog veka. Oba aparata su u vreme merenja bila u aktivnoj upotrebi. Sva merenja obavljena su pri standardnim uslovima pritiska i temperature ($P=101,4$ kPa i $T=20^0$ C) korišćenjem mernog sistema "Barracuda", koji je bežičnim putem bio povezan sa kompjuterom u kontrolnoj sobi. Za svaki tip merenja odabran je odgovarajući obrazac iz baze postavki softvera "Ortigo".

Postavka za merenje kVp

Merenja kVp su vršena direktno, neinvazivnom metodom. Multinamenski detektor postavljen je na udaljenost 70 cm od izvora zračenja (od RTG cevi). Nakon odabiranja postavke za merenje kVp u softveru, na kontrolnoj konzoli RTG aparata menjane su vrednosti anodnog napona i za svaku odabranu vrednost izvršeno je merenje. Izmerene vrednosti automatski su pohranjene u odgovarajuću tabelu. Potpuno identična postavka korišćena je kod obe test mašine.

Postavka za merenje HVL

Merenje HVL obavljeno je izmenjivanjem Al filtera, koji su bili postavljeni na multinamenski detektor. Udaljenost izvora i detektora (70 cm) u toku merenja nije menjana, kao ni primenjeni anodni napon (80 kVp). Svako merenje pohranjeno je u kompjuter, na isti način kao i u prethodnom slučaju. Zbog nedostatka vremena, merenja su izvršena samo na prvoj test mašini.

Postavka za merenje reproducibilnosti

Prilikom merenja reproducibilnosti udaljenost izvora i detektora je smanjena na 2,5 cm. Na kontrolnoj konzoli RTG aparata je postavljena vrednost od 80 kVp za anodni napon, a zatim je izvršen niz diskretnih merenja bez promene postavke. Za svako merenje zabeležene su vrednosti u odgovarajuću tabelu softvera "Ortigo". Na drugoj

test mašini korišćen je napon od 50 kVp, dok je udaljenost izvora i detektora ostala nepromenjena.

Postavka za merenje linearnosti

Merenje linearnosti izvršeno je na obe test mašine pri udaljenosti izvora i detektora od 100 cm. Na prvoj test mašini korišćen je anodni napon od 80 kVp dok je kod druge mašine primenjeni napon bio 50 kVp. Regulaciju mAs obavljao je sam softver, tako što je menjao vreme trajanja merenja.

Preporuke

SIEMENS TRODEROS OPTIMATIC 800

Na osnovu izvršenih merenja ustanovljeno je značajno odstupanje od predviđenih performansi prilikom utvrđivanja preciznosti indikatora visokog napona. Srednje odstupanje Indikatora visokog napona od merenih vrednosti je 13,78%, dok je maksimalno odstupanje 15,50%. S obzirom da je prihvatljivo odstupanje do 5%, po međunarodnim standardima, neophodno bi bilo preduzeti mere baždarenja indikatora. Tako veliko odstupanje indikatora visokog napona dovodi u pitanje verodostojnost ostalih merenja, naročito u slučaju meranja HVL, koje pokazuje nedovoljnu filtraciju X zraka (2,12 mm Al) dok je prihvatljiva vrednost $>2,5$ mm Al, čime je kompromitovan kvalitet zračenja. Merenjem reproducibilnosti je ustanovljeno da je vrednost izlazne doze van opsega tolerancije, koji iznosi 5% (mereno odstupanje je 6,95%). U slučaju utvrđivanja linearnosti primljene doze, sa povećanjem mAs, dobijeni su rezultati u granicama tolerancije, koja je definisana koeficijentom linearnosti $<10\%$.

Preporuka:

Izvršiti baždarenje indikatora visokog napona, a zatim ponoviti sva merenja te evidentirati promene. Osim toga trebalo bi proveriti i električne instalacije u samoj sali za snimanje.

S obzirom na starost opreme i nepostojanje evidencije o praćenju performansi u toku eksploatacije, uputno je razmotriti mogućnost rashodovanja postojeće opreme i nabavke nove. Moderne rentgen mašine su u velikoj meri digitalizovane, kako u pogledu akvizicije podataka tako i u pogledu servisnih mogućnosti, što u znatnoj meri

olakšava praćenje performansi u okviru kontrole kvaliteta, a samim tim i bolju zaštitu pacijenata i osoblja.

SIEMENS POLIMOBIL III

Druga test mašina, znatno novijeg datuma, pokazala je i znatno bolje rezultate prilikom kontrole kvaliteta. Iako zbog okolnosti koje su nametale kontinualnu eksploataciju aparata, nije bilo moguće izvršiti sva predviđena merenja, izvršeni testovi su pokazali da rentgen aparat radi u predviđenim okvirima pouzdanosti. Tako je i indikator visokog napona, sa utvrđenim maksimalnim odstupanjem od 4,8%, unutar tolerancije predviđene standardom (5%). Osim toga merenje reproducibilnosti je pokazalo da SIEMENS POLIMOBIL III radi daleko stabilnije od prethodno testirane mašine, jer je izmeren koeficijent promenljivosti od samo 0,89 %, dok je dozvoljena granica postavljena međunarodnim standardom 5%. I u ovom slučaju test linearnosti je pokazao pozitivan rezultat, gde je izmereni koeficijent linearnosti 3,13 % znatno ispod granice definisane standardom od 10 %.

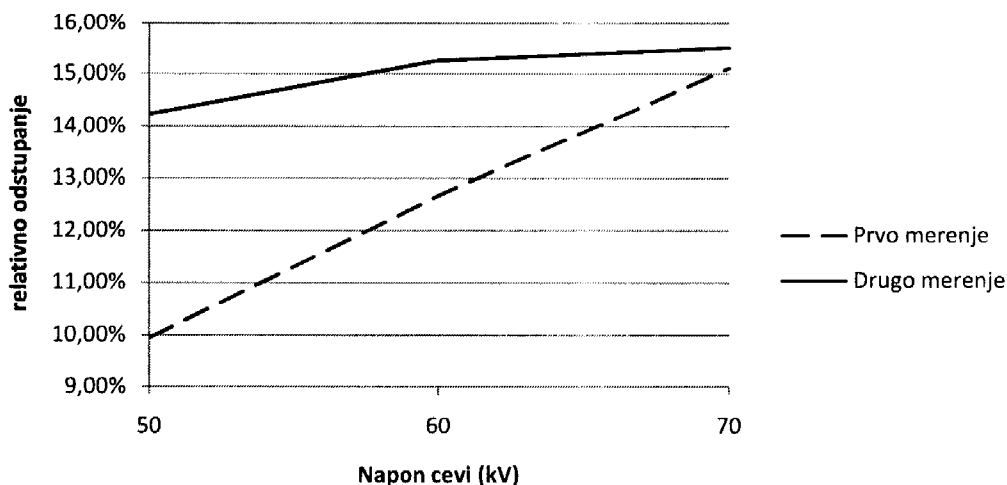
Preporuke

Obaviti i evidentirati preostala merenja i istovremeno ponoviti već obavljena merenja. Sačiniti program kontrole kvaliteta kojim bi se pratile performanse aparata u daljoj eksploataciji.

Prezentacija i analiza rezultata merenja

SIEMENS TRODEROS OPTIMATIC 800

Prilikom kontrole aparata *SIEMENS TRODEROS OPTIMATIC 800* utvrđeno je značajno odstupanje merenih vrednosti anodnog napona od vrednosti koje je pokazivao odgovarajući indikator (*Grafik 1*). Osim toga test mašina nije ispunila kriterijume reproducibilnosti, premašivši graničnu vrednost za 1,95 %, kao ni kriterijume koji definišu neophodni kvalitet X zračenja, izražene u minimalnoj debljini HVL. Sa druge strane, merenja linearnosti, daju rezultate u okviru predviđenih vrednosti.



Grafik 1. Merenje anodnog napona na SIEMENS TRODEROS OPTIMATIC 800

Interesantno je primetiti da merenja koja su obavljena sa relativno kratkom ekspozicijom (kVp, HVL i reproducibilnost) nisu ispunila kriterijume postavljene standardima, dok je merenje linearnosti, gde je doza povećavana produžavanjem ekspozicije, dalo rezultate u okviru standarda. S obzirom na oblik izlaznog signala multinamenskog detektora (slika 14) može se pretpostaviti da je vreme stabilizacije signala (1-4. slika 14) duže nego što je predviđeno softverom. Iako postoji mogućnost podešavanja ovog vremena u softveru, cilj je bio izvršiti standardna merenja i utvrditi optimalno stanje mašine, respektivno merenjima. Produženo vreme stabilizacije signala upućuje na produženo vreme stabilizacije anodnog napona. Ako se pažljivije pogledaju rezultati merenja kVp, može se uočiti da je apsolutno odstupanje uvek pozitivno (Tabela 3), što upućuje na pretpostavku da je detektor počeo da izračunava vrednost kVp ranije (pre tačke 4. Slika 14).

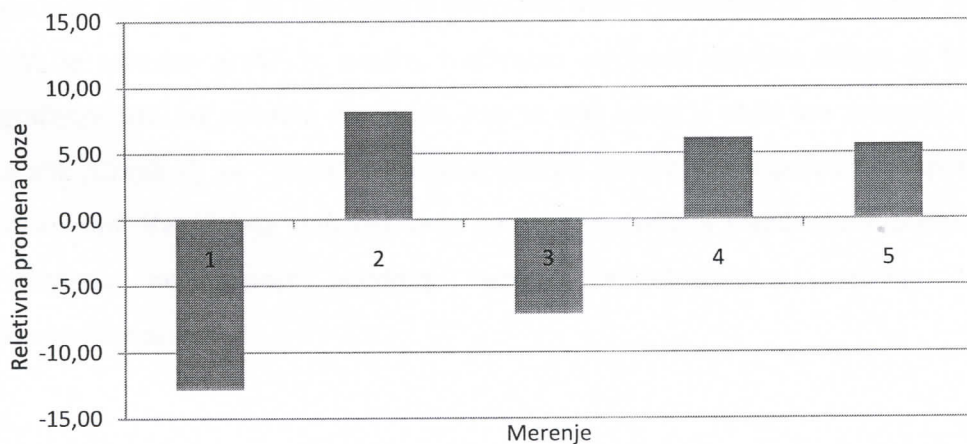
Rb:	Indikator (kV)	Merenje (kV)	Δ (kV)	δ
1.1	50	54,97	4,97	9,94%
2.1	60	67,6	7,6	12,67%
3.1	70	80,57	10,57	15,10%
1.2	50	57,12	7,12	14,24%
2.2	60	69,15	9,15	15,25%
3.2	70	80,85	10,85	15,50%

Tabela 3. Vrednosti anodnog napona na SIEMENS TRODEROS OPTIMATIC 800

Ovo zapažanje ide u prilog pretpostavci da rentgenska cev ima problem brzine stabilizacije napona. Uzrok može biti u generatoru visokog napona, ali i u promenama nastalim u samoj cevi.

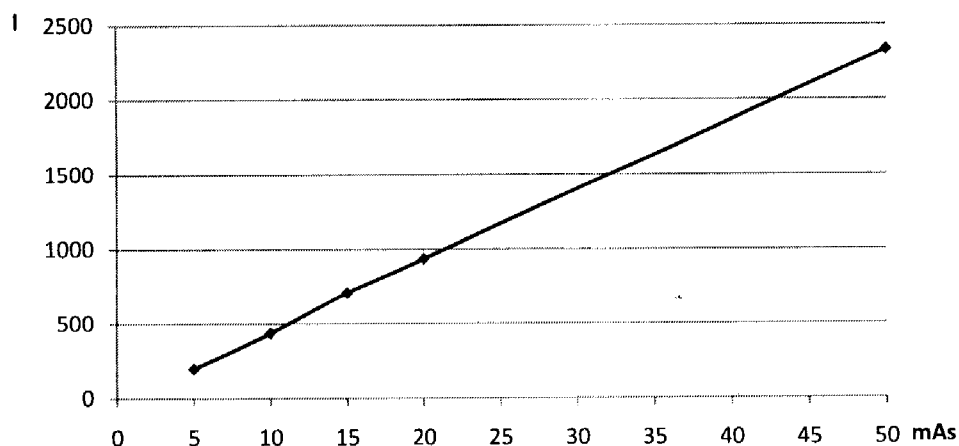
Eksploatacijom i starenjem opreme dolazi do degradacije grejnog vlakna katodnog sklopa, koje vremenom gubi deo mase. Smanjivanjem mase vlakna povećava se njegova termogena otpornost. Ukoliko je napajanje grejanja vlakna naponskog tipa, odnosno grejno vlakno se uvek nalazi pod istim naponom, po omovom zakonu povećanje otpornosti vlakna rezultiraće smanjenom strujom grejanja, što će za posledicu imati duže vreme grejanja. Kako grejanje dodatno povećava otpornost vlakna, struja i napon grejanja će se stabilizovati tek kada vlakno dosegne konačnu temperaturu. Produženo vreme grejanja vlakna rezultovaće produženim vremenom stabilizacije napona. Posledice toga odražavaju se u izvedenim merenjima.

Merenje reproducibilnosti, odnosno sposobnosti cevi da u pet uzastopnih ekspozicija produkuje izlazne doze sa koeficijentom promenljivosti manjim od 5%, nije prošlo test, jer je koeficijent promenljivosti dostigao vrednost od 6,95% (*Grafik 2*). Uzrok ovog odstupanja može ležati u kombinaciji dva faktora. Prvi je već pomenuta nestabilnost napona, a drugi je kratko vreme ekspozicije. Kombinacija ova dva faktora čini da se oblik krive izlaza detektora (cevi) značajno menja od ekspozicije do ekspozicije. Otuda je moguće da će i ukupna doza (*integral od tačke 1 do tačke 7 – slika 6.*) biti van opsega dozvoljene promenljivost.



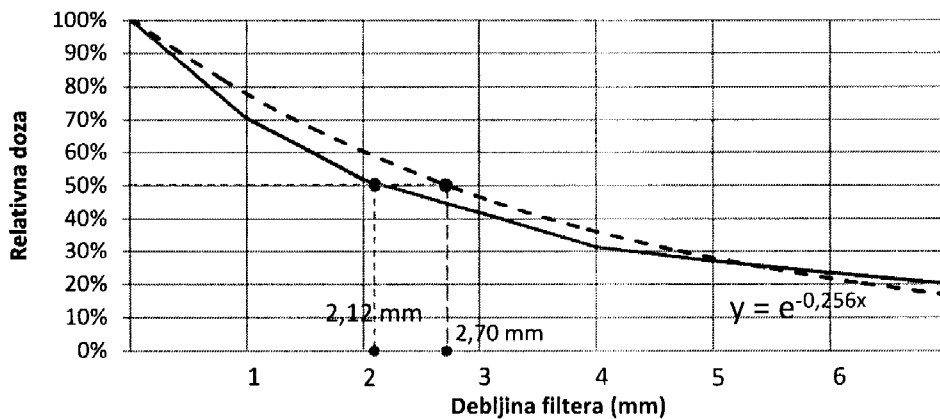
Grafik 2.Reproducibilnost SIEMENS TRODEROS OPTIMATIC 800

Prilikom merenja linearnosti softver je količinu naelektrisanja, odnosno mAs, regulisao promenom vremena ekspozicije. Povećanjem vremena ekspozicije produžavalo se vreme stabilnog napona (od tačke 4 do tačke 5 – slika 6), čime se smanjivao uticaj nestabilnog vremena uspostavljanja maksimuma napona, koji je od ekspozicije od ekspozicije ostajao istog reda veličine. Produženo vreme prikupljanja podataka je stoga uzrok što su se rezultati testa linearnosti zadržali u predviđenim okvirima (Grafik 3).



Grafik 3. Linearnost SIEMENS TRODEROS OPTIMATIC 800

Merenjem HVL kod aparata *SIEMENS TRODEROS OPTIMATIC 800* utvrđeno je da kvalitet zračenja nije u okviru zadatog standarda (2,5 mm Al). Na osnovu merenja moglo bi se zaključiti da je prisutnost niskoenergetskog zračenja u snopu iznad dozvoljenog praga, što nepotrebno povećava dozu apsorbovanu od strane pacijenta. HVL je određen grafičkim putem, traženjem vrednosti debljine filtera za intenzitet zračenja 50% od početne vrednosti. Ako se pak uzmu u obzir sva merenja za HVL i grafik (Grafik 4) se "fituje" eksponencijalnom krivom sa negativnim eksponentom, kalkulirani HVL dobija vrednost veću od one predviđene standardom. S obzirom na utvrđenu nestabilnost anodnog napona, verodostojnost merenja HVL je kompromitovana.



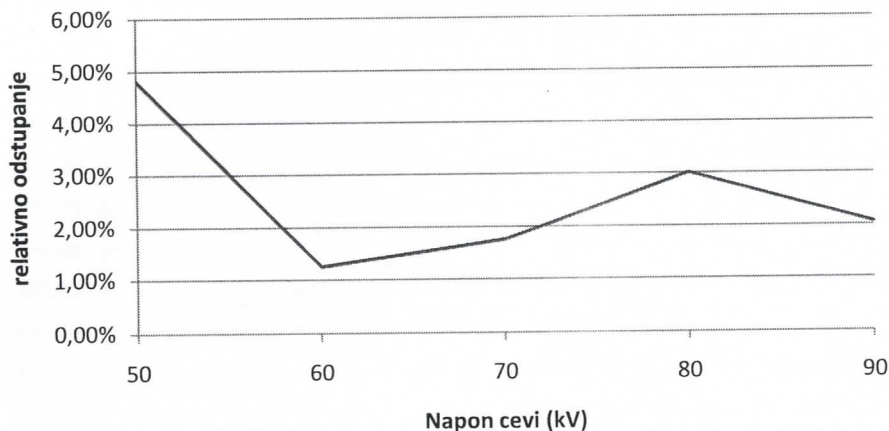
Grafik 4. HVL SIEMENS TRODEROS OPTIMATIC 800

Ranije pomenuto nagomilavanje materijala anode (volframa) na zidove cevi bi povećalo inherentnu filtraciju X zračenja (povećanje HVL) ali bi istovremeno dovelo do većeg intenziteta sekundarnog zračenja, koje ne potiče sa anode (smanjenje HVL). Ukoliko kolimacija zračenja odstupa od predviđenog režima rada, povećani intenzitet sekundarnog zračenja mogao bi da se odrazi na sveukupni kvalitet zračenja i smanji HVL. Osim toga, sekundarno zračenje koje nije pravilno iskontrolisano kolimacijom, pojavice se kao rasejano zračenje kojem su izloženi i pacijenti i medicinsko osoblje koje rukuje aparaturom.

Sve navedene pretpostavke trebalo bi proveriti dodatnim merenjima. Ali s obzirom na veličinu merenih odstupanja, kao i na tehnološku zastarelost opreme, bilo bi uputno izvršiti kompletnu zamenu iste.

SIEMENS POLIMOBIL III

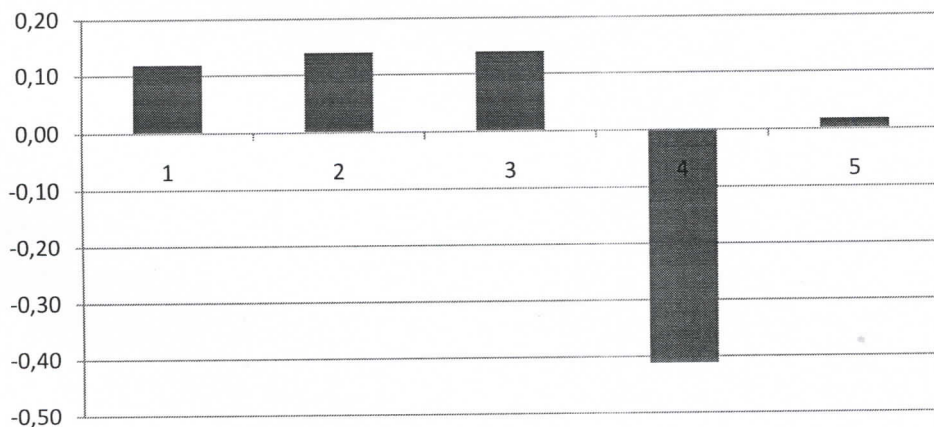
Druga test mašina, znatno novijeg datuma, pokazala je i znatno bolje rezultate.



Grafik 5. Merenje anodnog napona SIEMENS POLIMOBILE III

Kako je već ranije navedeno, zbog kontinuiteta eksploatacije nije bilo mogućnosti da se izvrše sva merenja. Merenje visokog napona je dalo zadovoljavajuće rezultate (Grafik 5), ali je primetno da se odstupanje približava graničnoj vrednosti, te bi stoga bilo uputno izvršiti dodatna merenja i načiniti program kontrole kvaliteta.

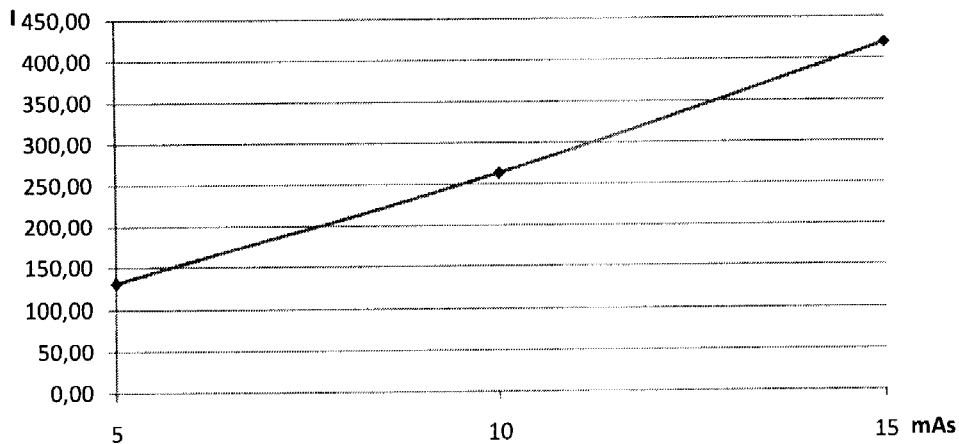
Merenjem reproducibilnosti ustanovljeno je da SIEMENS POLIMOBILE III produkuje izlaz u okviru zadanog standarda (Grafik 6). Koeficijent promenljivosti od 0,89%



Grafik 6. Reproducibilnost SIEMENS POLIMOBILE III

ostavlja dovoljno veliki prozor do zadanog standarda od 5%.

Prilikom utvrđivanja linearnosti izvršena su samo tri merenja zbog nedostatka vremena. Iako je merenje nepotpuno, može se konstatovati da Siemens POLIMOBIL III ispunjava kriterijume linearnosti (*Grafik 7*) postavljene međunarodnim standardom.



Grafik 7. Linearnost SIEMENS POLIMOBILE III

Pa ipak, izvršenje svih potrebnih testova u setu, kao i sačinjavanje programa kontrole kvaliteta doprineli bi potpunijem praćenju performansi mašine, kao i zaštiti pacijenata i medicinskog osoblja.

Literatura:

- 1) AAPM REPORT NO. 74 "QUALITY CONTROL IN DIAGNOSTIC RADIOLOGY"
REPORT OF TASK GROUP #12 DIAGNOSTIC X-RAY IMAGING COMMITTEE JULY
2002.
S. JEFF SHEPARD, CHAIRMAN
PEI-JAN PAUL LIN, CO-CHAIRMAN
- 2) A JOHN WILEY & SONS, INC., PUBLICATION "MEDICAL IMAGING PHYSICS"
FOURTH EDITION, 2002.
WILLIAM R. HENDEE, PH.D.
E. RUSSELL RITENOUR, PH.D.
- 3) BARRACUDA & QABROWSER REFERENCE MANUAL - ENGLISH - VERSION 3.2A
- 4) REVIEW OF RADIOLOGIC PHYSICS, 1995,
WALTER HUDA, PH.D.
RICHARD M. SLONE, M.D.
- 5) PRACTICAL RADIATION PROTECTION AND APPLIED RADIOBIOLOGY, SECOND
EDITION
STEVEN B. DOWD, Ed.D., R.T.
ELWIN R. TILSON, Ed.D., R.T.

DODATAK

Pregled izvršenih merenja

Ustanova:

Institut za zaštitu dece i omladine

Hajduk Veljkova 10 Novi Sad

Datum merenja

23.4.2009

Test mašina:

SIEMENS Troderos optimatic 800

Testove izvršio:

Zdravko Mutin

Mentor/Supervisor:

Dr. Nataša Todorović

Tip merenja:

Utvrđivanje preciznosti indikatora visokog napona

Uslovi merenja

Pritisak:

101,4 kPa

Temperatura:

20⁰ C

Anoda:

Volfram

Filtracija:

3 mm Al

Udaljenost izvor-detektor:

70 cm

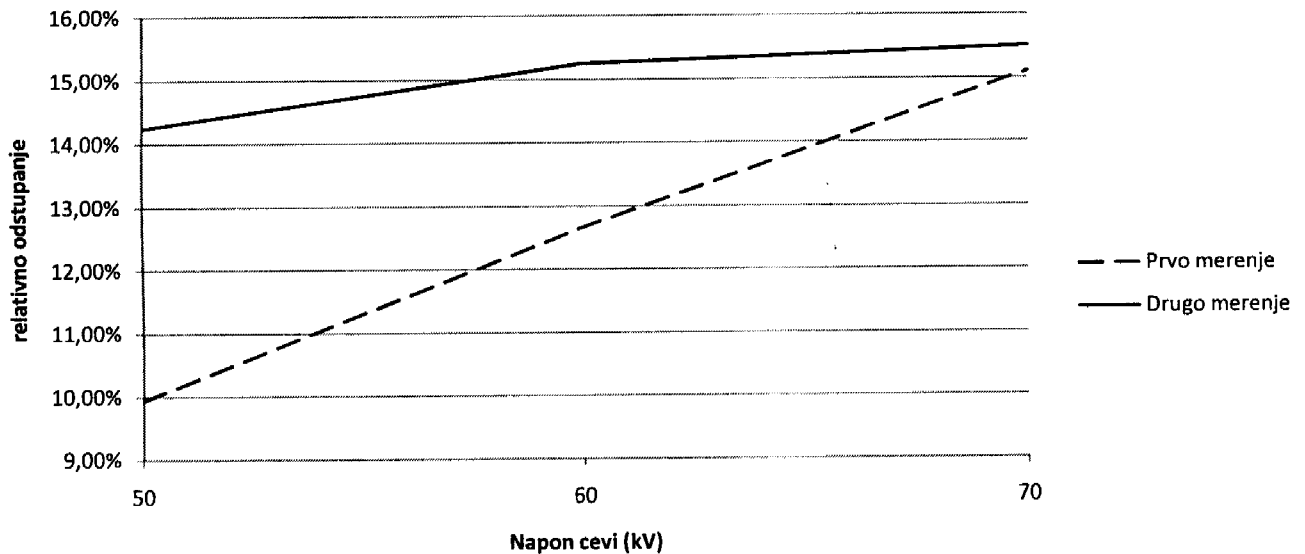
Rb:	kVp			
	Indikator (kV)	Merenje (kV)	Δ (kV)	δ
1.1	50	54,97	4,97	9,94%
2.1	60	67,6	7,6	12,67%
3.1	70	80,57	10,57	15,10%
1.2	50	57,12	7,12	14,24%
2.2	60	69,15	9,15	15,25%
3.2	70	80,85	10,85	15,50%

Maksimalno relativno odstupanje: 15,50%

Dozvoljeno maksimalno odstupanje: 5,00%

Srednje relativno odstupanje 13,78%

Standardna devijacija (kV): 2,25



Ustanova: Institut za zaštitu dece i omladine
Hajduk Veljkova 10 Novi Sad

Datum merenja: 23.4.2009

Test mašina: SIEMENS Troderos optimatic 800

Testove izvršio: Zdravko Mutin

Mentor/Supervisor: Dr. Nataša Todorović

Tip merenja: **Merenje HVL**

Uslovi merenja

Pritisak: 101,4 kPa

Temperatura: 20^o C

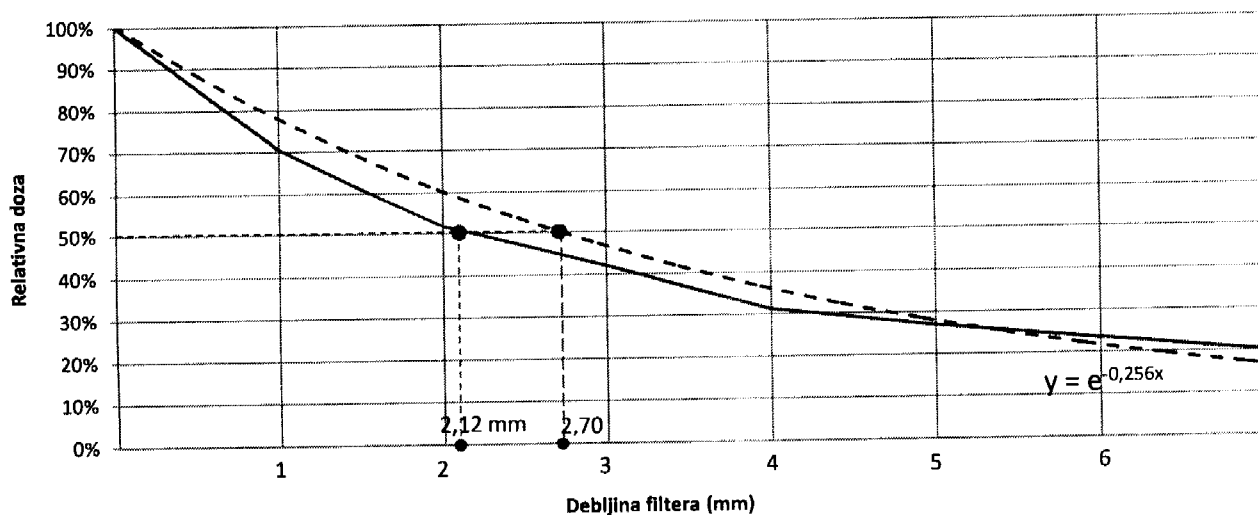
Anoda: Volfram

Filtracija: 3 mm Al

Anodni napon (kV): 80

Rb:	Filtracija Al (mm)	Mereni intenzitet (μGy)	Normirani intenzitet
1.	0,000	746,30	100,00%
2.	0,980	525,10	70,36%
3.	1,960	385,70	51,68%
4.	2,940	313,30	41,98%
5.	3,920	233,20	31,25%
6.	4,900	200,80	26,91%
7.	5,880	174,50	23,38%
8.	6,860	149,70	20,06%

Minimalna vrednost HVL (mm Al) 2,50



Ustanova: Institut za zaštitu dece i omladine
Hajduk Veljkova 10 Novi Sad

Datum merenja 23.4.2009

Test mašina: SIEMENS Troderos optimatic 800

Testove izvršio: Zdravko Mutin

Mentor/Supervisor: Dr. Nataša Todorović

Tip merenja: *Merenje reproducibilnosti*

Uslovi merenja

Pritisak: 101,4 kPa

Temperatura: 20⁰ C

Anodni napon: 80 kVp

Anoda: Volfram

Filtracija: 3 mm Al

Udaljenost izvor-detektor: 2,5 cm

Rb:	Mereni intenzitet (μGy)	Odstupanje (μGy)	Odstupanje (%)
1.	122,20	-12,84	-10,51%
2.	143,20	8,16	5,70%
3.	127,90	-7,14	-5,58%
4.	141,20	6,16	4,36%
5.	140,70	5,66	4,02%

Maksimalno odstupanje od srednje vrednosti (μGy):

12,84

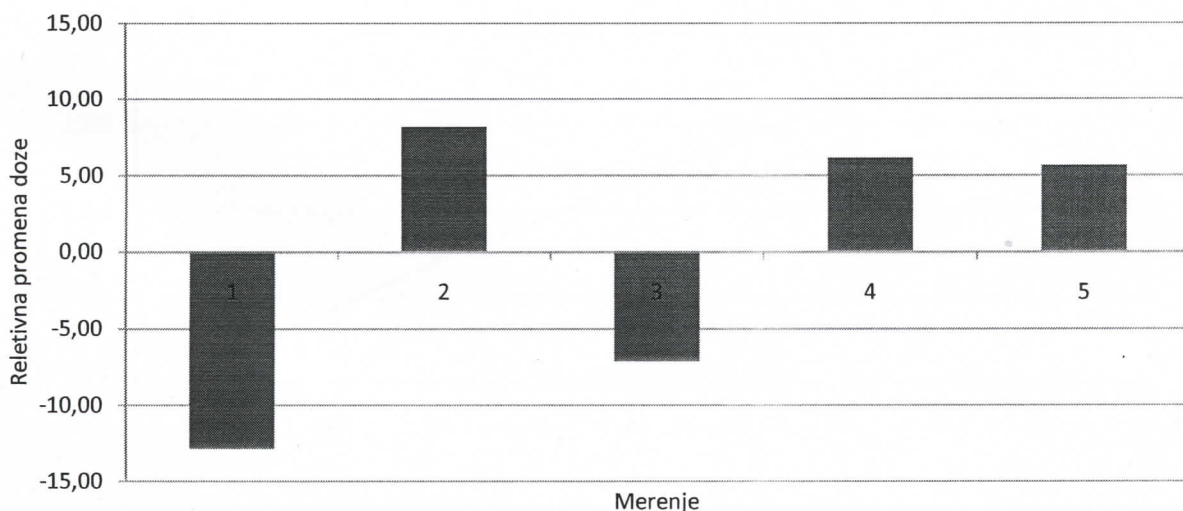
Std. devijacija (μGy):

9,39

Coeficijent promenljivosti:

6,95%

Maksimalna vrednost koeficijenta promenljivosti: 5,00%



Ustanova: Institut za zaštitu dece i omladine
Hajduk Veljkova 10 Novi Sad

Datum merenja 23.4.2009

Test mašina: SIEMENS Troderos optimatic 800

Testove izvršio: Zdravko Mutin

Mentor/Supervizor: Dr. Nataša Todorović

Tip merenja: **Merenje linearnosti**

Uslovi merenja

Pritisak: 101,4 kPa

Temperatura: 20⁰ C

Anodni napon: 80 kVp

Anoda: Volfram

Filtracija: 3 mm Al

Udaljenost izvor-detektor: 100 cm

Rb:	mAs	Merenje (μ Gy)	μ Gy/mAs
1.	5	198,00	39,60
2.	10	434,90	43,49
3.	15	709,30	47,29
4.	20	934,80	46,74
5.	50	2332,00	46,64

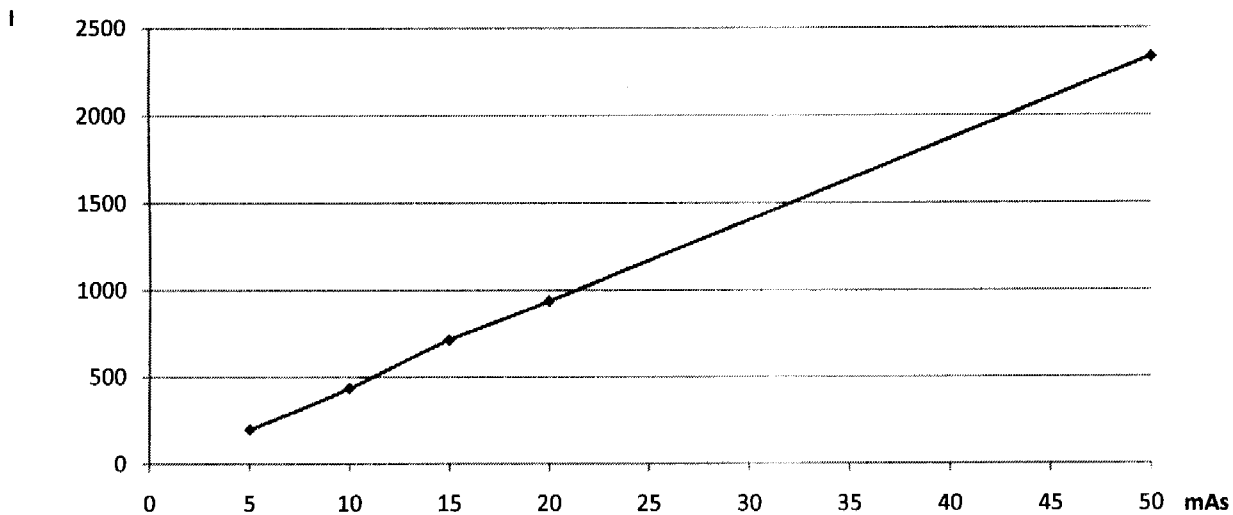
Srednja vrednost μ Gy/ mAs: 44,75 μ Gy/mAs

Standardna devijacija: 3,24 μ Gy/mAs

Max. koeficijen linearnosti:

8,85%

Granična vrednost < 10%



Ustanova:

Institut za zaštitu dece i omladine

Hajduk Veljkova 10 Novi Sad

Datum merenja

23.4.2009

Test mašina:

SIEMENS Polimobil III

Testove izvršio:

Zdravko Mutin

Mentor/Supervisor:

Dr. Nataša Todorović

Tip merenja:

Utvrđivanje preciznosti indikatora visokog napona

Uslovi merenja

Pritisak:

101,4 kPa

Temperatura:

20^o C

Anoda:

Volfram

Filtracija:

3 mm Al

Udaljenost izvor-detektor:

70 cm

Rb:	kVp			
	Indikator (kV)	Merenje (kV)	Δ (kV)	δ
1.	50	52,4	2,4	4,80%
2.	60	60,75	0,75	1,25%
3.	70	71,22	1,22	1,74%
4.	80	82,4	2,4	3,00%
5.	90	91,85	1,85	2,06%

Maksimalno relativno odstupanje:

4,80%

Dozvoljeno maksimalno odstupanje:

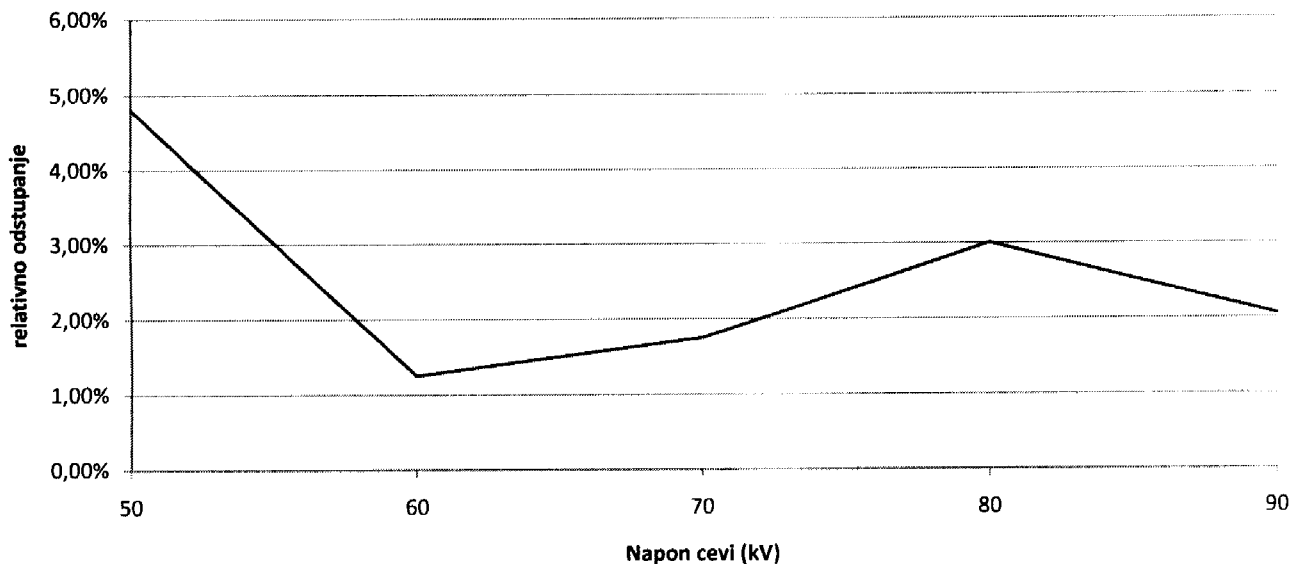
5,00%

Srednje relativno odstupanje:

2,57%

Standardna devijacija (kV):

0,73



Ustanova:

Institut za zaštitu dece i omladine

Hajduk Veljkova 10 Novi Sad

Datum merenja

23.4.2009

Test mašina:

SIEMENS POLIMOBIL III

Testove izvršio:

Zdravko Mutin

Mentor/Supervisor:

Dr. Nataša Todorović

Tip merenja:

Merenje reproducibilnosti

Uslovi merenja

Pritisak: 101,4 kPa

Temperatura: 20⁰ C

Anodni napon: 50 kVp

Anoda: Volfram

Filtracija: 3 mm Al

Udaljenost izvor-detektor: 2,5 cm

Rb:	Mereni intenzitet (μGy)	Odstupanje (μGy)	Odstupanje (%)
1.	26,74	0,12	0,44%
2.	26,76	0,14	0,52%
3.	26,76	0,14	0,52%
4.	26,21	-0,41	-1,57%
5.	26,64	0,02	0,07%

Maksimalno odstupanje (μGy):

0,41

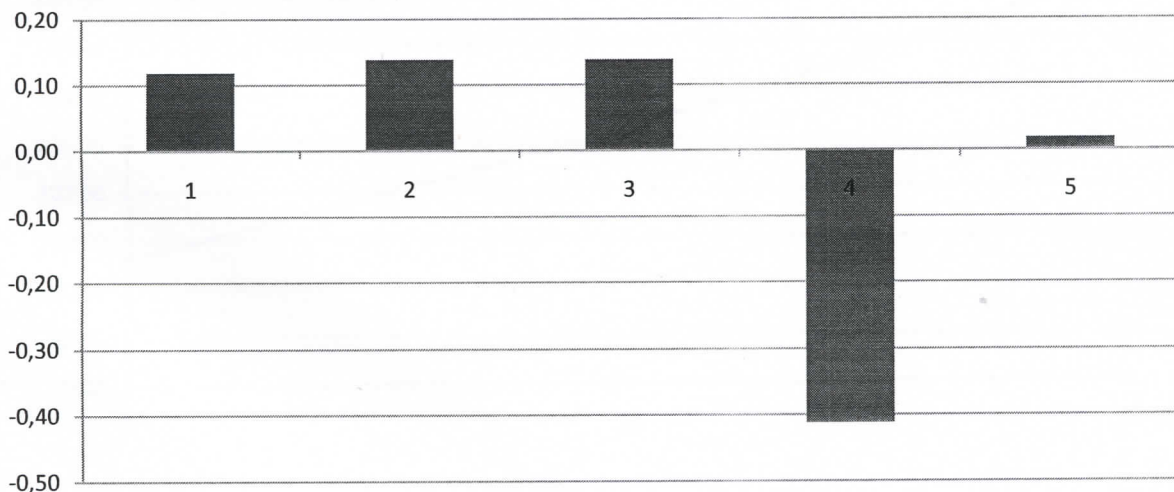
Standardna devijacija (μGy):

0,24

Koeficijent promenljivosti:

0,89%

Maksimalna vrednost koeficijenta promenljivosti: 5,00%



Ustanova: Institut za zaštitu dece i omladine
Hajduk Veljkova 10 Novi Sad

Datum merenja 23.4.2009

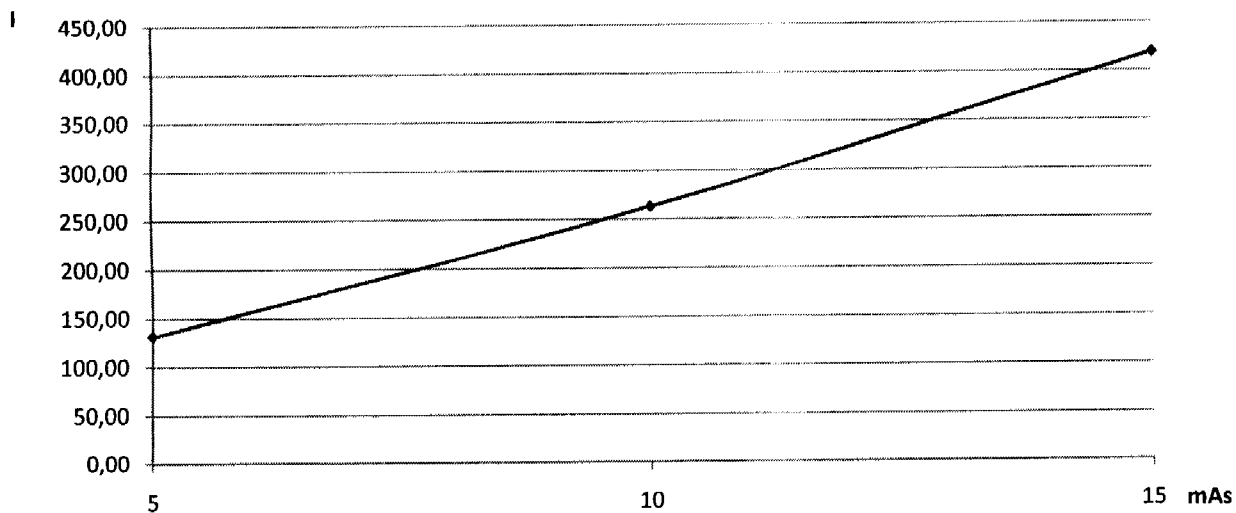
Test mašina: SIEMENS Polimobile III
Testove izvršio: Zdravko Mutin
Mentor/Supervizor: Dr. Nataša Todorović
Tip merenja: *Merenje linearnosti*

Uslovi merenja

Pritisak: 101,4 kPa
Temperatura: 20⁰ C
Anodni napon: 80 kVp
Anoda: Volfram
Filtracija: 3 mm Al
Udaljenost izvor-detektor: 100 cm

Rb:	mAs	Merenje (μ Gy)	μ Gy/mAs
1.	5	131,20	26,24
2.	10	263,00	26,30
3.	15	419,00	27,93

Srednja vrednost μ Gy/mAs: 26,82 μ Gy/mAs
Standardna devijacija: 0,96 μ Gy/mAs
Max. koeficijen linearnosti: 3,13% Granična vrednost < 10%



UNIVERZITET U NOVOM SADU
PRIRODNO-MATEMATIČKI FAKULTET

KLJUČNA DOKUMENTACIJSKA INFORMACIJA

Redni broj:
RBR

Identifikacioni broj:
IBR

Tip dokumentacije:
TD Monografska dokumentacija

Tip zapisa:
TZ Tekstualni štampani materijal

Vrsta rada:
VR Master rad

Autor:
AU Zdravko Mutin

Mentor:
MN Doc. Dr. Nataša Todorović

Naslov rada:
NR Ispitivanje kvaliteta dijagnostičkih RTG aparata detektorskim sistemom »Barakuda«

Jezik publikacije:
JP srpski (latinica)

Jezik izvoda:
JI srpski/engleski

Zemlja publikovanja:
ZP Srbija

Uže geografsko područje:
UGP Vojvodina

Godina:
GO 2010

Izdavač:
IZ Autorski reprint

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

Fizički opis rada:
FO 4/51/5/3/14/7

Naučna oblast:
NO Medicinski imidžing

Naučna disciplina:
ND Medicinska fizika/Medicinski imidžing sa jonizujućim zračenjem

Predmetna odrednica/ ključne reči:
PO Kontrola kvaliteta RTG aparata, detektorski sistem RTI "Barakuda", anodni napon, HVL, reproducibilnost, linearnost, Institut za zaštitu dece i omladine Vojvodine - Novi Sad.

Čuva se:
ČU Biblioteka departmana za fiziku, PMF-a u Novom Sadu

Važna napomena:
VN nema

Izvod:
IZ Rad pokušava da utvrdi sposobnost sistema "Barakuda" da se koristi u procedurama kontrole kvaliteta, sa ciljem standardizovanja i usklađivanja merenja sa međunarodnim normama. Poseban osvrt je dat na formalne korake koji se preduzimaju u okviru postupka kontrole kvaliteta.

Datum prihvatanja teme od NN veća:
DP 26.09.2008.

Datum odbrane:
DO 28.04.2010.

Članovi komisije:
KO Prof. dr. Miroslav Vesković, Doc. dr Nataša Todorović, Doc. dr Olivera Klisurić

Predsednik:
Prof. dr Miroslav Vesković

član:
Doc. dr Nataša Todorović

član:
Doc. dr Olivera Klisurić

KEY WORDS DOCUMENTATION

Accession number:

ANO

Identification number:

INO

Document type:

DT

Monograph publication

Type of record:

TR

Textual printed material

Content code:

CC

Final paper

Author:

AU

Zdravko Mutin

Mentor/comentor:

MN

Doc. Dr. Nataša Todorović

Title:

TI

Quality control of radiographic units using „Barracuda“ detector system

Language of text:

LT

Serbian (Latin)

Language of abstract:

LA

English

Country of publication:

CP

Serbia

Locality of publication:

LP

Vojvodina

Publication year:

PY

2010

Publisher:

PU

Author's reprint

Publication place:

PP

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

Physical description:

PD

4/51/5/3/14/7

Scientific field:

SF

Medical imaging

Scientific discipline:

SD

Medical physics/ Medical imaging with ionising radiation

Subject/ Key words:

SKW

Quality Control of radiographic units (QC), detector system RTI »Barracuda«, RTG tube voltage, HVL, reproducibility, linearity, Institute for children and adolescents care of Vojvodina - Novi Sad

UC

Holding data:

HD

Library of Department of Physics, Trg Dositeja Obradovića 4

Note:

N

none

Abstract:

AB

This master thesis is trying to examine capability of RTI “Barracuda” system to be successfully used in quality control procedures, purposely to standardize and adapt those procedures to international regulations. Formal steps in quality control procedures are considered too.

Accepted by the Scientific Board:

ASB

26.09.2008.

Defended on:

DE

28.04.2010.

Thesis defend board:

DB

Prof. dr. Miroslav Vesković, Doc. dr. Nataša Todorović, Doc. dr. Olivera Klisurić

President:

Prof. dr. Miroslav Vesković

Member:

Doc. dr. Nataša Todorović

Member:

Doc. dr. Olivera Klisurić