



UNIVERZITET U NOVOM SADU  
PRIRODNO – MATEMATIČKI FAKULTET  
DEPARTMAN ZA FIZIKU



# Optimizacija zaštite u dentalnoj radiografiji

-master rad -

Mentor:

Prof. dr Nataša Todorović

Kandidat:

Ana Martinović

8m/16

Novi Sad, avgust 2017

*Želim da se zahvalim svom mentoru, prof. dr Nataši Todorović, na predloženoj temi, ukazanoj pomoći pri izradi master rada i svesrdnoj podršci tokom osnovnih i master studija.*

*Ovaj rad posvećujem svojoj mami, koja mi je uvek безусловna podrška u svemu.*

## Sadržaj:

1 Uvod.....	4
2 Anatomija zuba i parodonta.....	5
2.1 Građa zuba .....	5
2.2 Građa parodonta .....	7
3 Tehnike i oprema za snimanje u dentalnoj radiografiji .....	8
3.1 Intraoralna radiografija .....	8
3.2 Panoramska radiografija .....	10
3.3 CBCT (Cone Beam CT) .....	12
3.4 Digitalna dentalna radiografija .....	13
4 Doze zračenja i kvalitet slike .....	13
4.1 Ekspozicija .....	13
4.2 Apsorbovana doza .....	14
4.3 Ekvivalentna doza .....	15
4.4 Efektivna doza .....	16
4.5 Kerma .....	17
4.6 Konvertovanje ekspozicije u apsorbovanu dozu u vazduhu .....	18
4.7 Doza u vazduhu vs doza u tkivu .....	19
4.8 Efekti energijske distribucije fotona na formiranje slike i apsorbovanu dozu .....	19
4.9 Doza i kontrast na slici .....	22
4.10 Doza i SNR (odnos signala i šuma) .....	23
5 Zaštita od zračenja u stomatologiji.....	24
5.1 NCRP 145.....	24
5.2 Osnovni principi zaštite od zračenja i dozni limiti .....	24
5.3 Pravilnik o uslovima za dobijanje licence za obavljanje radijacione delatnosti .....	29
5.4. Pravilnik o primeni izvora jonizujućih zračenja u medicini.....	29

5.5 Zaštita pacijenata.....	30
5.5.1 Obim ispitivanja i učestalost.....	30
5.5.2 Izlaganje zračenju po slici.....	31
5.5.3 Ispitivanja i procedure.....	32
5.5.4 Razvijanje filma.....	38
5.5.5 Digitalni postprocessing.....	38
5.5.6 Olovne kecelje i kragne za tiroidnu žlezdu.....	39
5.6 Zaštita operatera.....	40
5.6.1 Dizajn zaštite.....	40
5.6.2 Lični dozimetri.....	42
5.7 Zaštita stanovništva.....	42
5.8 Kontrola kvaliteta.....	43
5.9 Uloga dizajna opreme.....	44
5.9.1 Receptori slike.....	45
5.9.2 Intraoralna radiografija.....	45
5.9.3 Panoramska radiografija.....	46
5.9.4 Cefalometrijska radiografija.....	46
5.9.5 Instalacije višestrukih rendgenskih cevi.....	46
6 Barracuda detektorski sistem.....	47
6.1 MPD detektor.....	48
6.1.1 Glavne karakteristike.....	48
6.1.2 Princip merenja sa MPD detektorom.....	51
6.2 R-100B detektor.....	52
6.3 QA softver oRTigo.....	53
7 Testovi kontrole kvaliteta u panoramskoj radiografiji i prezentacija rezultata.....	54
7.1 Tačnost napona rendgenske cevi (kVp Accuracy).....	56
7.2 Linearnost.....	56
7.3 Reproducibilnost.....	58
7.4 Tačnost tajmera (Timer Accuracy).....	59

7.5 HVL.....	61
8 Projektovanje zaštitnih barijera .....	63
8.1 Glavni principi.....	63
8.2 Neophodni podaci za izračunavanje debljine zaštitnih barijera.....	66
8.2.1 Radni napon (kVp).....	66
8.2.2 Faktori zadržavanja .....	66
8.2.3 Radno opterećenje.....	67
8.2.4 Faktor korišćenja.....	69
8.3 Ciljevi projektovanja zaštitnih barijera.....	71
8.4 Formalizam proračuna debljine zaštitnih barijera.....	71
8.5.1 Primarno zračenje .....	72
8.5.2 Sekundarno zračenje.....	73
8.5.3 Računanje debljine barijera ( $X_{\text{barrier}}$ ) .....	74
9 Račun i procena godišnje efektivne doze za profesionalno izloženo osoblje .....	77
10 Zaključak .....	81

# 1 Uvod

Radiologija je esencijalna komponenta zubne dijagnostike. Dostupni podaci jasno pokazuju da jonizujuće zračenje, ako se preda u dovoljnoj dozi, može proizvesti biološko oštećenje. Ipak, nije u potpunosti jasno da li doze zračenja u zubnoj radiografiji predstavljaju rizik. Takođe, nije jasno ni da li su ove male doze u potpunosti oslobođene rizika. Stoga, moramo izvršiti merenja da bismo osigurali da doze koje primi profesionalno izloženo osoblje i pacijenti budu unutar granica koje su regulatorna tela uspostavila. Doze treba da budu što niže moguće, imajući u obzir ekonomske i socijalne faktore (ALARA princip) (NCRP, 1990). [1]

Dijagnostički pregledi primenom jonizujućih zračenja podrazumevaju potencijalnu korist za izloženog pojedinca i predstavljaju opšte prihvaćen deo medicinske prakse. Međutim, uočen je i rizik od malignih oboljenja povezan sa izlaganjem jonizujućem zračenju. Pored toga, kao činjenica navodi se i izvestan rizik za potomstvo. Pod pretpostavkom da je rizik srazmeran dozi koju primi pojedinac, neophodno je da razmotrimo potencijalna oštećenja koja mogu nastati kao posledica izlaganja malim dozama zračenja i izbeći ona izlaganja koja nisu neophodna. Upoređivanje koristi od dijagnostikovanja bolesti i potencijalnih radioloških oštećenja, rezultuje opravdanošću prakse. Klinički opravdana praksa treba da bude sprovedena na način koji obezbeđuje najmanje moguće izlaganje pacijenta, tj. optimalan način. Optimizacijom zaštite postićemo uravnoteženost između doze koju primi pacijent, kao i profesionalno izloženo osoblje, i kvaliteta slike. [14]

U ovom radu će biti prezentovan postupak optimizacije zaštite u dentalnoj radiografiji. U okviru njega smo izvršili kontrolu kvaliteta stomatološkog OPG aparata pomoću MPD detektora i R100-B detektora Barracuda detektorskog sistema. Prikazani su standardizovani testovi QA softvera oRTIgo, sa rezultatima merenja, koje smo izvršili sa oba pomenuta detektora, što nam je pored procene performansa RTG opreme omogućilo i njihovo međusobno upoređivanje. Postupak optimizacije zaštite ne bi bio potpun bez projektovanja zaštitnih barijera, koje je takođe prikazano u ovom radu. Na kraju, izvršena je i provera preduzetih zaštitnih mera, merenjem jačine ambijentalnog ekvivalenta doze oko rendgen aparata. Merenja su vršena u stomatološkoj ordinaciji “NS DENTAL STUDIO” u Bačkoj Palanci sa Gendex® OPG aparatom.

## 2 Anatomija zuba i parodonta

### 2.1 Građa zuba

Anatomski, na zubu razlikujemo tri glavna dela – krunicu, vrat i koren. Krunica je deo koji se nalazi u usnoj šupljini, to je vidljivi deo zuba. Na njoj su prisutne kvržice, fisure i jamice koje potpomažu žvakanje hrane. Krunice prednjih zuba imaju oštre ivice i one služe za odsecanje hrane, dok krunice zadnjih zuba imaju veću griznu površinu koja je namenjena žvakanju hrane. Zubna krunica ima pet površina: okluzalnu (griznu), vestibularnu (prema obrazu), lingvalnu (prema jeziku), mesialnu i distalnu (pomoću kojih se ostvaruje kontakt sa susednim zubima). Vrat je deo na kome krunica prelazi u koren, to je uski deo zuba u nivou zubnog mesa. Koren je deo zuba kojim je zub pričvršćen u koštanu čašicu – alveolu. Sastoji se iz dentina preko koga se nalazi cement. Na vrhu korena se nalazi otvor (apikalni otvor) kroz koji u zub ulaze živci i krvni sudovi. Tokom života zbog nepravilne i agresivne oralne higijene ili bolesti parodonta može doći do izlaganja dela korena usnoj šupljini. Ovo se događa zbog povlačenja zubnog mesa, pri čemu se deo korena vidi u ustima, što može narušavati estetiku i uzrokovati preosetljivost zuba. Zub je građen od tri glavna tvrda tkiva – gleđi, dentina i cementa, kao i mekog tkiva koje se nalazi u središtu zuba – zubne pulpe. [15][16]

(1)**Gleđ** je visoko mineralizovano tkivo velike tvrdoće, što odgovara njenoj funkciji – štiti zub od trošenja tokom žvakanja. Gleđ nastaje tokom razvoja zuba pre nego što on nikne u usnoj šupljini. To znači da je svaki gubitak gleđi (zbog karijesa, lomova, stomatoloških zahvata) nepovratan, jer stvaranje gleđi nije moguće nakon nicanja zuba.

(2)**Dentin** je takođe tvrdo tkivo, ali je manje mineralizovano od gleđi. Žučkaste je boje i od njega je izgrađen najveći deo zuba. Mekši je od gleđi, elastičniji i podložniji trošenju. U području krunice gleđ u celosti pokriva dentin, a na korenu ga pokriva cement. Kada zbog oštećenja gleđi dentin postane izložen usnoj šupljini, on je vrlo podložan karijesu i mehaničkim oštećenjima (npr. abraziji prilikom četkanja zuba). Specifičnost dentina je da je njegovo stvaranje moguće tokom celog životnog veka zuba. Dentin se kontinuirano stvara u svakom zdravom zubu, tako da se njegova debljina sa starošću povećava. Uz ovo fiziološko stvaranje,

dentin se dodatno pojačano stvara pri različitim podražajima – karijesu, brušenju zuba. Odlaganjem dodatnih količina dentina zub se brani od štetnih nadražaja. Dalja specifičnost dentina je njegova mikroskopska građa – građen je od mnoštva sitnih cevčica u kojima se nalaze produžeci posebnih ćelija – odontoblasta. Ove cevčice su ispunjene tečnošću, a njihovo pomeranje uzrokuje bol. Direktni kontakt dentina s toplom, hladnom ili slatkom tečnošću ili pak struganje po dentinu uzrokuje pomeranje tečnosti u cevčicama, a to pomeranje nervni završeci na njihovim krajevima registruju kao bol. Kod zdravog zuba, dentin u potpunosti štiti gleđ te ovi nadražaji ne uzrokuju bol. Bol se javlja tek u slučaju oštećenja dela gleđi pri čemu je dentin direktno izložen nadražajima iz usne šupljine.

(3)**Zubna pulpa** je posebna vrsta vezivnog tkiva koje se nalazi u središtu zuba. U govoru se često naziva „živcem“, što je samo delimično ispravno – nervi koji registruju bol smešteni su u pulpi, ali pulpa sadrži i mnoge druge elemente osim nerava. Najvažnije ćelije pulpe su odontoblasti – ćelije koje proizvode dentin. Nalaze se u jednom sloju na celoj spoljašnjoj površini pulpe i pružaju svoje nastavke u dentinske cevčice. Oni stvaraju dentin tokom razvoja zuba, ali i tokom celog života. Sporim doživotnim odlaganjem dentina prostor pulpe se smanjuje, a sloj dentina povećava. Takođe se zbog odlaganja dentina smanjuju dimenzije dentinskih cevčica, a neke od njih se u potpunosti zatvaraju. Ova pojava zove se sklerozacija i razlog je da su kod starijih ljudi zubi često potpuno neosetljivi na spoljašnje nadražaje. Iz istog razloga su zubi mlađih osoba osetljiviji, budući da oni imaju tanji sloj dentina i dentinske cevčice većeg prečnika.

(4)**Cement** je tvrdo tkivo slično kosti koji u tankom sloju prekriva koren zuba. U njemu su učvršćene kolagene niti koje učvršćuju zub u alveoli. Ako zbog parodontne bolesti dođe do oštećenja cementa, on se nadomešta posebnim tipom cementa u koji se više ne mogu učvrstiti kolagene niti pa dolazi do slabijeg pridržavanja zuba u alveoli, odnosno njegovog rasklimavanja.

[15]

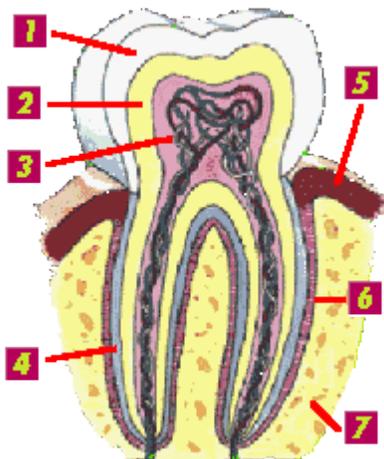
## 2.2 Građa parodonta

Parodontom se nazivaju tkiva koja se nalaze oko zuba i učvršćuju ga u njegovom ležištu – koštanoj čašici (alveoli). Parodont je građen od četiri glavna tkiva: parodontnog ligamenta, gingive, cementa i alveolarne kosti.

(5)**Gingiva** je sluznica kojom je pokrivena alveolarna kost (deo vilice koji nosi zube). Uz sam vrat zuba gingiva oblikuje tzv. epitelni pripoj, koji štiti parodontni ligament od uticaja iz usne šupljine. Upravo ovo tkivo je prvo oštećeno kod parodontitisa (u govoru je uobičajen pogrešan naziv parodontoza), a njegovo oštećenje omogućuje prodor bakterijama u parodontni ligament.

(6)**Parodontni ligament** je vezivno tkivo koje ispunjava prostor između zuba i kosti. Sadrži kolagena vlakna koja su s jedne strane pričvršćena za kost, a s druge za cement zuba. Ova vlakna učvršćuju zub u alveoli i omogućuju prihvatanje vrlo velikih sila koje se razvijaju tokom žvakanja.

(7)**Alveolarna kost** je deo vilice koji nosi zube. Spolja je pokrivena gingivom, a u njenim čašicama (alveolama) smešteni su korenovi zuba. Kao i svaka druga kost u telu, alveolarna kost se stalno obnavlja. To znači da se tokom celog života resorbuje postojeća kost i stvara nova. Obnavljanje kosti može biti podstaknuto spoljašnjim silama, npr. pri ortodontskom pomicanju zuba, gde se primenom strogo kontrolisanih sila stimuliše obnavljanje kosti. [15]



*Slika 1 – Anatomija zuba i parodonta*

### **3 Tehnike i oprema za snimanje u dentalnoj radiografiji**

#### **3.1 Intraoralna radiografija**

Intraoralna rendgenska cev (slika 2) je mali robustan uređaj sa stacionarnom metom, koja radi pri struji od samo nekoliko miliampera. Generator rendgenskog zračenja je obično veoma jednostavan, najčešće sa fiksiranim naponom i strujom cevi čime se isporučena doza zračenja može menjati samo promenom ekspozicionog vremena. Internacionalni standardi zahtevaju da udaljenost između fokusa i površine pacijenta (FSD) bude 200 milimetara. Ovo je osigurano korišćenjem kolimatora koji ograničava snop na regiju usta od interesa. Dok rendgenska oprema zahteva periodično vršenje kontrole kvaliteta, proces razvijanja filma zahteva veću pažnju. Nezaštićen film se vadi iz zaštitnog omota, a razvijanje filma je manuelno ili sa različitim stepenom automatizacije. Manuelno razvijanje filma je najčešće i zahteva kontrolu temperature i vremena razvijanja. Uređaji koji automatski razvijaju film imaju kontrolu tajminga i temperature, ali ne kontrolišu hemijsku aktivnost putem dopunjavanja. Ovo se postiže u potpuno automatizovanim razvijачima, iako se oni uglavnom ne nalaze u zubnim klinikama. Nepouzdanost razvijanja filma se najbolje kontroliše putem senzimetrije. Dok su svetlosni senzimetri retki u stomatologiji zbog malog formata filma, adekvatni rezultati mogu biti

postignuti korišćenjem jednostavnog radiograma trostepenog klina. Danas, sve više se film zamenjuje digitalnim detektorima.



*Slika 2 – Intraoralni RTG aparat*

Digitalna slika se postiže putem pojačavačkog ekrana koji je povezan sa CCD kamerom. Električni signal se potom transferuje do kompjutera koji vrši akviziciju podataka, putem kabla ili *blue tooth*-a. [3]

Dva najpoznatije tehnike intraoralne radiografije su retroalveolarno snimanje zuba i zagrizna (bitewing) tehnika. Retroalveolarni snimak (slika 3) je ciljana dentalna slika pojedinog zuba u stvarnoj veličini koja prikazuje detalje krunice i korena kao i okolne strukture parodonta i alveolarne kosti. Na zagriznom snimku (slika 4) se na gornjoj polovini RTG filma vide krunice zuba u gornjoj vilici, a na donjoj polovini krunice zuba u donjoj vilici. Temeljni zadatak ove tehnike je prikaz i analiza prostora između zuba donje i gornje vilice, otkrivanje karijesa i zubnog kamenca, na teško dostupnim mestima, kao i analiza kosti oko zuba. [18]



*Slika 3 – Retroalveolarni snimak*



*Slika 4 – Zagrizni snimak*

### **3.2 Panoramska radiografija**

Ortopantomogram (prikazan na slici 5) je snimak kompletne gornje i donje vilice s okolnim anatomskim strukturama koji daje opštu informaciju o kostima glave, sinusima, vilicama, temporomandibularnim zglobovima i zubima. Snimak može biti i u digitalnom formatu na CD-u (digitalni ortopantomogram). Svi ortopantomogrami rade se digitalnom CCD tehnologijom i imaju visoku preciznost svih prikazanih struktura što omogućuje uočavanje više detalja i bolju dijagnostičku primenu. Optimalna geometrija snimanja omogućuje precizan i neiskrivljen prikaz zuba gornje i donje vilice. Jasno se uočavaju patološki procesi oko svih korena zuba, stanje kosti u slučajevima parodontitisa, kao i karijesne lezije na zubima. Dijagnostički predstavlja najvažniji snimak za pravovremeno otkrivanje bolesti zuba i okolnih struktura. [3]



*Slika 5 – Ortopantomogram (OPG)*

Oprema za stomatološku panoramsku radiografiju (slika 6) se sastoji iz horizontalne rotirajuće ručice koja drži izvor rendgenskog zračenja i pokretnog mehanizma koji drži film na suprotnom kraju. Pacijentova glava se nalazi između generatora rendgenskog zračenja i filma. Rendgenski zraci su kolimisani tako da stvaraju vrlo uzan snop širine 4-7 mm kada dospeju na film, nakon prolaska kroz glavu pacijenta. Visina snopa pokriva i gornju i donju vilicu. Ručica se pomera i njeno pomeranje može biti opisano kao rotacija oko trenutnog centra koji se pomera po određenoj trajektoriji.



*Slika 6 – Panoramski RTG aparat*

Proizvođači predlažu različita rešenja za ručicu koja se pokreće, pri čemu se mora održati konstanta razdaljina između zuba i filma i generatora. Ova rešenja pokušavaju da projektuju zubni luk što ortogonalnije. Nemoguće je izabrati idealno pomeranje, s obzirom da se anatomija razlikuje od osobe do osobe. Na kraju, kompromis se izabere od strane proizvođača i rezultuje u faktorima uvećanja koji se značajno razlikuju duž filma (15%-30%). Pozicioniranje pacijenta je vrlo bitno kada se radi o oštini i distorziji.

Kao rezultat, dobija se slika koja oštro prikazuje sekciju duž luka donje vilice, dok su ostali delovi zamagljeni. Putanja gde su anatomske elemente snimljene oštro se naziva “fokalna putanja”. [17]

### 3.3 CBCT (Cone Beam CT)

CBCT (Cone Beam) je poslednje tehnološko dostignuće moderne radiološke medicine. Za razliku od klasičnog CT-a puno je manji i jeftiniji. Sve više se upotrebljava u stomatologiji baš zbog tih osobina. CBCT uređaj se sastoji od izvora rendgenskih zraka i detektora koji je fiksiran za pokretno postolje što je prikazano na slici 7. Za razliku od klasičnog CT-a ima divergentan, kupasti snop jonizujućeg zračenja i ima poseban dvodimenzionalni detektor. CT imidžing se nekad koristio u stomatologiji što je uključivalo upotrebu proizvoljno dizajniranih jedinica za dentalnu aplikaciju. Ipak, njihova upotreba se proširila odnedavno sa izumom tehnologije kupastog snopa. Postoje mnogi CBCT modeli koji su dostupni i koriste razne akvizicione šeme. Ipak, ono što imaju zajedničko jeste detektor sa ravnom pločom za akviziciju, uobičajeno koristeći ili digitalnu radiografiju ili pojačavački ekran sa CCD kamerom. Uobičajeno CBCT može steći ceo FOV koji pokriva celu glavu. Upotreba ovih jeftinijih CT uređaja stvara nov potencijal u nekim oblastima zubne dijagnostike, iako treba obratiti pažnju na značajno višu dozu u poređenju sa OPG procedurama. [3]



*Slika 7 – CBCT*

### **3.4 Digitalna dentalna radiografija**

Stomatološka radiologija je prešla sa filmske tehnologije (koja uključuje proces razvijanja filma) na digitalnu koja se bazira na elektronskim sensorima i kompjuterima. Najveća prednost u odnosu na sisteme bazirane na filmu je mnogo veći opseg ekspozicija. Ovo znači mnogo manji broj ponavljanja, što značajno smanjuje dozu koju primi pacijent. Druge prednosti uključuju trenutno stvaranje slike, mogućnost poboljšanja slika, mogućnost slanja slika klijentima, lako i pouzdano rukovanje dokumentima, nema potrebe za mračnom komorom i ne koriste se hemikalije.

Jedan od tipova digitalnih sistema koristi fotostimulišuću fosfornu ploču (PSP). Nakon što se ploča eksponira rendgenskim zračenjem, postavlja se u specijalni skener gde se povraćaj formirane latentne slike postiže metodom tačke po tačku pomoću laserske svetlosti i potom se digitalizuje. Digitalizovane slike se skladište i prikazuju na kompjuterskom ekranu. Ovaj metod je zapravo na pola puta između film tehnologije i trenutne digitalne imidžing tehnologije. [17]

## **4 Doze zračenja i kvalitet slike**

Kada je rendgensko zračenje apsorbavano od strane tkiva, to može rezultovati biološkim oštećenjem. Ovo oštećenje može biti posledica Komptonovog efekta ili fotoelektričnog efekta. Oba dovode do predavanja energije pacijentu. [5]

### **4.1 Ekspozicija**

Korisno je definisati karakteristiku rendgenskog zračenja, koja je poznata kao ekspozicija, koja opisuje sposobnost zračenja da dovede do biološke štete. Ekspozicija

predstavlja kvantitativnu meru sposobnosti snopa da proizvede jonizaciju. Ekspozicija se definiše kao:

$$X = \Delta Q / \Delta m \quad (4.1)$$

gde je  $\Delta Q$  apsolutna vrednost ukupnog naelektrisanja jednog znaka proizvedenog u vazduhu kada su svi elektroni oslobođeni fotonima rendgenskog zračenja u zapreminskom elementu vazduha mase  $\Delta m$  i potpunosti zaustavljeni u toj zapremini. Jedinica ekspozicije je kulon po kilogramu ( $C \cdot kg^{-1}$ ). Stara jedinica za ekspoziciju je rendgen (R), pri čemu  $1 R = 2.58 \cdot 10^{-4} C \cdot kg^{-1}$ .

Merenje ekspozicije rendgenskog zračenja može biti vršeno jonizacionom komorom ili GM brojačima. GM brojači su dosta osetljiviji, kompaktniji, lakši i mogu detektovati zračenje niže energije; međutim, nemaju vrlo direktnu vezu sa ekspozicijom što može umanjiti njihov značaj (i korišćenje) u monitoringu zračenja u dijagnostici. [5]

## 4.2 Apsorbovana doza

Doza je mera stvarne energije koja je apsorbovana od strane objekta. Meri se u jedinicama energije po masi, kao što je  $J \cdot kg^{-1}$ . Doza je u vezi sa količinom jonizacije u biološkom tkivu. Stvarna biološka šteta, se naravno vrlo teško definiše, s obzirom da se pri proceni štete moraju razmotriti biološke funkcije tog tkiva, i kako na tu funkciju utiče zračenje. Apsorbovana doza, D, se definiše kao:

$$D = \Delta E / \Delta m \quad (4.2)$$

gde je  $\Delta E$  srednja energija predata od strane jonizujućeg zračenja elementu materije mase  $\Delta m$ . Trenutna jedinica apsorbovane doze je grej (Gy), koji je jednak  $1 J \cdot kg^{-1}$ , i ekvivalentan je takođe 100 rad, staroj jedinici za apsorbovanu dozu. [5]

### 4.3 Ekvivalentna doza

Različite vrste zračenja ne dovode do iste biološke štete po jedinici doze. Da bi se modifikovala doza tako da ona reflektuje relativnu efektivnost vrste zračenja u stvaranju bioloških oštećenja, uveden je težinski faktor zračenja ( $w_r$ ) od strane ICRP-a u svojoj publikaciji 60 (1990). Zračenja sa visokim linearnim transferom energije (LET) dovode do većeg biološkog oštećenja po jedinici doze, nego zračenja sa niskim linearnim transferom energije, i zbog toga imaju veće težinske faktore. Proizvod apsorbovane doze ( $D$ ) i težinskog faktora  $w_r$  se naziva ekvivalentna doza ( $H$ ).

$$H = D \cdot w_r \quad (4.3)$$

Jedinica ekvivalentne doze u SI sistemu je sivert (Sv). Zračenje koje se koristi u dijagnostičkom imidžingu (rendgenski zraci, gama zraci i elektroni) imaju težinski faktor  $w_r$  jednak jedinici, što znači  $1 \text{ mGy} = 1 \text{ mSv}$ . Za teške naelektrisane čestice kao što su alfa čestice, LET je mnogo veći, pa je i biološko oštećenje do kojeg dovode veće. Npr.,  $10 \text{ mGy}$  alfa zračenja ima isti efekat kao  $200 \text{ mGy}$  rendgenskog zračenja. Radijacioni težinski faktori za različite vrste zračenja prikazani su u Tabeli 1.

Veličina  $H$  je zamenila raniju, ali sličnu veličinu, dozni ekvivalent, koji predstavlja proizvod apsorbovane doze i faktora kvaliteta ( $Q$ ). Faktor kvaliteta je analog težinskom faktoru  $w_r$ .

$$H = D \cdot Q \quad (4.4)$$

Ranija jedinica za ekvivalentnu dozu odnosno dozni ekvivalent je rem. Sivert je jednak  $100 \text{ rema}$ , a  $1 \text{ rem}$  je jednak  $10 \text{ mSv}$ . [4]

Vrsta zračenja	težinski faktor $w_T$ (faktor kvaliteta Q)
x-zračenje, $\gamma$ zračenje, beta čestice i elektroni	1
Fotoni (>2 MeV)	5
Neutroni	5-20
Alfa čestice i druge višestruko nael. Čestice	20

*Tabela 1 – Radijacioni težinski faktori za različite vrste zračenja*

#### 4.4 Efektivna doza

Nisu sva tkiva jednako osetljiva na dejstvo jonizujućeg zračenja. Težinski faktori tkiva ( $w_t$ ) su uvedeni u ICRP publikaciji 60 da bi dodelili određenom organu ili tkivu (T) srazmeru štete od stohastičkih efekata, koji su posledica zračenja u poređenju sa uniformnim ozračivanjem celog tela. Ovi težinski faktori tkiva su prikazani u Tabeli 2. Zbir proizvoda ekvivalentne doze svakog organa ili tkiva koje je ozračeno ( $H_T$ ) i odgovarajućeg težinskog faktora ( $w_t$ ) za taj organ ili tkivo se naziva efektivna doza. Efektivna doza se izražava u istim jedinicama kao i ekvivalentna doza (sivert ili rem). [4]

$$E(Sv) = \sum w_t \cdot H_t(Sv) \quad (4.5)$$

Tkivo ili organ	Tkivni težinski faktori $w_t$
Gonade	0.20
Koštana srž	0.12
Kolon	0.12
Pluća	0.12
Stomak	0.12
Bešika	0.05
Grudi	0.05
Jetra	0.05
Jednjak	0.05
Tiroidna žlezda	0.05
Koža	0.01
Površina kosti	0.01
Ostalo (mozak, bubrezi, mišići, materica)	0.05
Ukupno	1

*Tabela 2 – Tkivni težinski faktori uspostavljeni od strane ICRP-a*

## 4.5 Kerma

Problem sa apsorbovanom dozom je u tome što je okrenuta fotoelektričnom efektu. Veličina koja se dosta koristi je KERMA. KERMA je skraćeniica za kinetičku energiju oslobođenu po jedinici mase, i zavisi od vrste materijala na koji snop pada. Namijenjena je da uključi apsorpciju koja je posledica bilo kog procesa rasejavanja fotona. [5] Kerma je određena relacijom:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (4.6)$$

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

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

Jačina kerme se izražava sledećom relacijom:

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt} \quad (4.7)$$

gde  $dK$  predstavlja promenu kerme u vremenskom intervalu  $dt$ . Jedinica za jačinu kerme je Gy/s. [11]

#### **4.6 Konvertovanje ekspozicije u apsorbovanu dozu u vazduhu**

U cilju konvertovanja ekspozicije u vazduhu u apsorbovanu dozu u određenom tkivu, potrebno je da razumemo u kakvoj je vezi doza sa jonskim parovima proizvedenim jonizacijom. Energija fotona koja je potrebna za stvaranje jednog jonskog para je oko 34 eV. Stoga, doza u vazduhu,  $D_A$  je data kao:

$$D_A = 34 \cdot X \text{ [Gy]} \quad (4.8)$$

Ovim putem povezujemo apsorbovanu energiju u vazduhu sa stepenom jonizacije vazduha, koja je merljiva veličina. [5]

## 4.7 Doza u vazduhu vs doza u tkivu

Za određeno tkivo, potreban nam je konverzioni faktor da bismo dobili dozu u tkivu iz doze u vazduhu. Kao primer, razmotrićemo mišićno tkivo. Konverzioni faktor je u vezi sa apsorpcionim koeficijentima tkiva: linearni apsorpcioni koeficijent,  $\mu^{\text{abs}}_{\text{muscle}}$  je sličan linearnom atenuacionom koeficijentu, ali isključuje efekte rasejanja. Maseni apsorpcioni koeficijent je dat kao:

$$\mu^{\text{abs}}_{\text{muscle}} / \rho_{\text{muscle}}$$

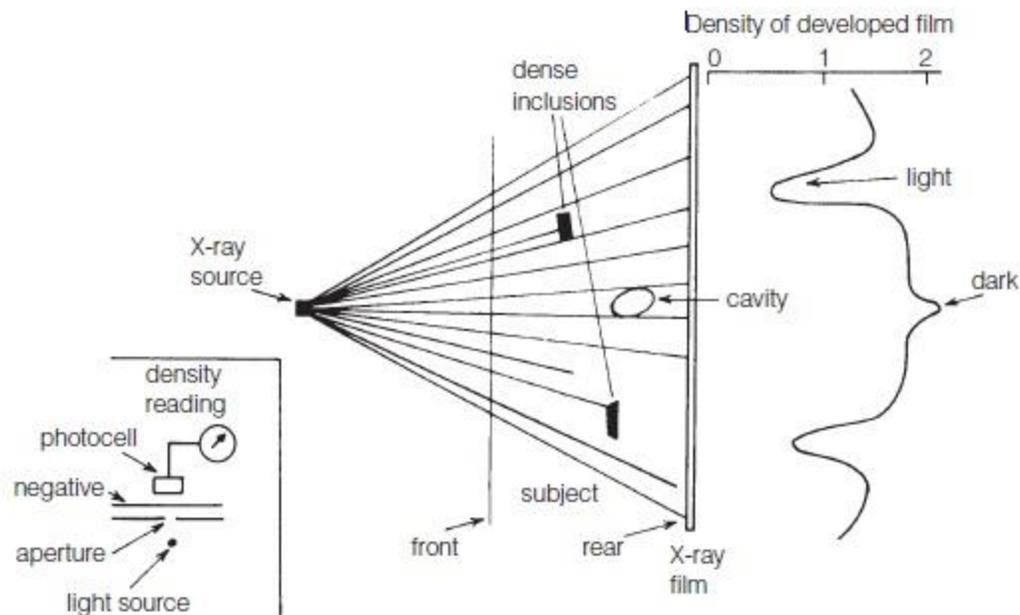
Doza u mišiću je data preko sledeće jednačine:

$$D_{\text{muscle}} = D_A \cdot ((\mu^{\text{abs}}_{\text{muscle}} \cdot \rho_{\text{air}}) / (\mu^{\text{abs}}_{\text{air}} \cdot \rho_{\text{muscle}})) \quad (4.9)$$

i jedinica je Gy. Ova jednačina koristi se kao gruba procena doze koja je predata određenom tkivu pacijenta tokom određene radiografske procedure. [5]

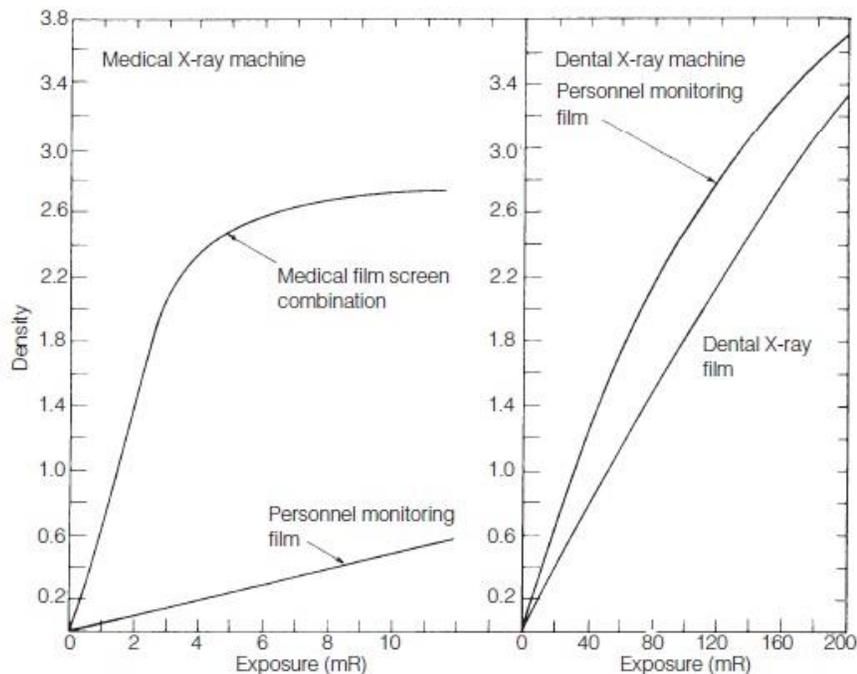
## 4.8 Efekti energijske distribucije fotona na formiranje slike i apsorbovanu dozu

Razmotrimo u detalje šta se dešava kada se koristi rendgensko zračenje u svrhu snimanja. Putanje individualnih fotona su prikazane na slici 8. Fotoni koji prođu bez interakcije će formirati sliku koja modeluje debljinu materije kroz koju su prošli da bi došli do fotografske emulzije. Što je manja količina materije datog tipa u bilo kojem pravcu, veći je intenzitet pojavnog snopa i veće zacrnenje na filmu. Radiolozi prilagođavaju uslove eksponiranja da bi se proizvelo prihvatljivo zacrnenje koje je optimalno za prikazivanje malih promena u intenzitetu zračenja koje su proizvele abnormalnosti u tkivu kroz koje je zračenje prošlo. Zavisnost optičke gustine od ekspozicije za rendgen filmove je data na slici 9.



Slika 8 – Stvaranje slike pomoću rendgenskog zračenja

Ako razmatramo ekspoziciju i rezultujuću dozu koju primi pacijent, moramo proučiti ekspoziciju preko cele regije kroz koju je prošao rendgenski snop, a ne samo film. Doza koju primi meko tkivo je najveća u tački prodiranja fotona u telo pacijenta i opada do tačke gde snop napušta telo. Doza u tački ulaska je mnogo veća nego izlazna doza, a koliko tačno će to biti zavisi od broja HVL-a kroz koje zračenje prolazi. Tako da, ako razmatramo tkivo debljine 10 cm, atenuacija fotona energije 20 keV (10.5 HVL-a) je  $(1/2)^{10.5}$ , a doza koju primi telo u tački prodiranja je preko dva miliona puta veća nego ona u tački izlaska rendgenskog snopa iz tela. Ako isto ovo razmotrimo za energiju od 60 keV (2.8 HVL), videćemo da je ulazna doza veća sedam puta od izlazne doze. S obzirom da je minimalni broj fotona neophodan da bi se formirala prihvatljiva radiografska slika, ulazna doza može biti smanjena koristeći više energije.



Slika 9 – Zavisnost optičke gustine filma od ekspozicije zračenja

Vrlo bitna determinanta u odabiru energije fotona je efektivnost sa kojom će data energija fotona otkriti abnormalnost u tkivu. Kao primer, razmotrimo efekat na snop od strane abnormalne mase tkiva koje uvodi dodatnu masu sa debljinom od 0.5 cm na put fotona. Za niskoenergijske fotone, npr. 0.030 MeV, atenuacioni koeficijent je  $0.34 \text{ cm}^{-1}$  a udeo fotona koji je uklonjen iz snopa u tih 0.5 cm je oko  $0.5 \cdot 0.34$ , ili 0.17. Pri energiji od 0.1 MeV, atenuacioni koeficijent je  $0.161 \text{ cm}^{-1}$ , i na samo 0.08 fotona će uticati porast mase. Očigledno je da je promena izazvana porastom mase veća pri nižim energijama. Rezultat sa nižim energijama je čak najbolji sa materijalima visokog atomskog broja, kao što je kost. Odatle zaključujemo da niskoenergijski fotoni stvaraju bolji kontrast na slici i omogućavaju bolju vizuelizaciju detalja na slici.

Dok korišćenje viših cevnih napona rezultuje u nižoj ulaznoj dozi za datu ekspoziciju filma, kontrast je lošiji zbog veće prodornosti snopa rendgenskog zračenja. Ova posledica je posebno vredna pažnje u slučaju stomatološkog RTG aparata, s obzirom da je film smešten u usnoj duplji, tako da je tkivo koje se nalazi iza filma takođe izloženo zračenju. Jedna od mera

sveukupne štete koje je proizvelo rendgensko zračenje je ukupna energija koja je predata od strane jonizujućeg zračenja celokupnoj ozračenoj zapremini. Ovo se generalno odnosi na ukupnu apsorbovanu dozu. Ozračivanje dodatnog tkiva iza filma zračenjem koje je prodornije, povećavajući ukupnu apsorbovanu dozu, može biti štetnije nego veća površinska doza pri niskim energijama. Ovo ne važi ukoliko je regija iza filma zaštićena.

Čak i kada se film nalazi izvan tela, što je slučaj u ostalim procedurama, smanjivanje ulazne doze višim naponima cevi ponekad nije dobro zbog povećane prodornosti. Ukupna energija koja je predata tkivu na putu upadnog snopa je proporcionalna proizvodu ulazne doze i HVL-a, kada je većina energija apsorbovana u telu. Ako se ulazna doza prepolovi višim energijama fotona, ali se u isto vreme HVL duplira, ukupna energija koja se preda tkivu je približno ista.

Do sada, mi nismo uzeli u obzir činjenicu da fotoni rendgenskog zračenja nikada nemaju istu energiju već se stvara spektar rendgenskog zračenja gde fotoni imaju opseg energija do jedne maksimalne energije koja je određena cevnom naponom. Za niskoenergijske komponente spektra, atenuacija je toliko jaka da ti fotoni vrlo malo doprinose stvaranju slike. Sve što oni proizvode jeste visoka doza koju primi pacijent. Zbog toga je neophodno smanjiti na minimum ovakve fotone i to se postiže različitim filterima koji se stavljaju na put rendgenskom snopu pre nego što on dospe do pacijenta. [7]

## **4.9 Doza i kontrast na slici**

Upoznati smo sa sledećim činjenicama:

- Pri opadanju energije fotona, atenuacioni koeficijent raste.
- Pri opadanju energije fotona, poboljšava se kontrast na slici.

Mi uvek želimo da poboljšamo kontrast između različitih tkiva na slici, tako da se smanjenje energije fotona upadnog spektra rendgenskog zračenja čini kao dobra ideja. Ali ako raste atenuacija snopa, gde se predaje energija tog snopa? Setimo se da pri niskim energijama fotona, imamo velike doprinose od strane fotoelektričnog efekta. To znači da je atenuacija snopa

dosta velika na niskim energijama fotona. Štaviše, ova atenuacija je posledica jonizacije atoma tkiva. Tako da iako niske energije fotona daju dobar kontrast na slici, smanjenje energije snopa dovodi do povećanja doze koju primi pacijent. Tako da postoji kompromis u izboru energije fotona u dijagnostičkom imidžingu; u većini slučajeva, energije fotona koje se koriste su između 50 keV i 150 keV. [5]

#### **4.10 Doza i SNR (odnos signala i šuma)**

Da bismo razmotrili vezu između doze i odnosa signala i šuma, moramo da se podsetimo statistike fotonskih fluktuacija. Odnos signala i šuma je zapravo mera srednjeg (očekivanog) nivoa intenziteta na slici u odnosu na kvadratni koren fluktuacija intenziteta slike od očekivanih nivoa .

Za datu struju cevi (koja određuje intenzitet snopa), kako se ekspoziciono vreme povećava, relativna fluktuacija od očekivanih nivoa se smanjuje. Ovo rezultuje u povećanom odnosu signala i šuma sa povećanjem ekspozicionog vremena.

Grubo govoreći, ako jednak broj fotona pristiže na film, niske energije fotona su u vezi sa povećanim odnosom kontrasta i šuma. Ipak, za datu struju cevi, ukoliko smanjimo napon cevi, zbog povećane atenuacije snopa koja je posledica smanjivanja efektivne energije snopa, potrebno je duže ekspoziciono vreme da bi se održao odnos signala i šuma.

Rezultat je da za dati odnos kontrasta i šuma, nama je potrebno minimalno ekspoziciono vreme, a samim tim i doza koju primi pacijent. Minimalno ekspoziciono vreme varira, u zavisnosti od karakteristika snopa (energije fotona), anatomskog mesta koje se ispituje, karakteristika filma i stepena zamućenja (koje je jednako prostornom usrednjavanju). Ipak, u opštem slučaju, možemo reći da kako ekspoziciono vreme raste, odnos kontrasta i šuma takođe raste. [5]

## **5 Zaštita od zračenja u stomatologiji**

### **5.1 NCRP 145**

NCRP je akronim od engleskog naziva za američki nacionalni savet za zaštitu od zračenja i merenje (National Council for Radiation Protection and Measurements). Izveštaj pod rednim brojem 145 nam daje preporuke za upotrebu x-zračenja u stomatološkoj praksi, uključujući savete za projektovanje zaštitnih barijera. U protokolu možemo naći i detaljno opisane preporuke u vezi kontrole kvaliteta stomatološke rendgenske opreme, jer bez iste projekat zaštite od zračenja ne bi bio kompletan.

Svrha zaštite od zračenja jeste limitiranje izloženosti od zračenja profesionalno izloženih lica i civilnih lica na prihvatljiv nivo. Dizajn ordinacije, opreme, i procedure koje minimiziraju izloženost pacijenta će takođe redukovati ekspoziciju operatera i javnosti. Dodatna merenja, ipak, moraju biti izvršena od strane regulatornih organa da bi se utvrdilo da doze koje prime operateri i javnost se nalaze unutar dozvoljenih granica. Doze treba da budu najniže moguće, imajući u vidu ekonomske i socijalne faktore (ALARA princip) (NCRP, 1990.). Stoga, cilj ovog izveštaja jeste eliminacija nepotrebne radijacione izloženosti pacijenta i obezbeđivanje takvih uslova koji neće dovesti da doze koje prime osoblje i javnost pređu preporučene limite i koje će biti u skladu sa ALARA principom. [1]

### **5.2 Osnovni principi zaštite od zračenja i dozni limiti**

Biološki efekti jonizujućeg zračenja se dele u dve grupe: deterministički i stohastički efekti. Deterministički efekti se ispoljavaju kod svih pojedinaca koji su primili visoke doze zračenja. Primeri ovih efekata jesu akutna radijaciona bolest, katarakta i epilacija. Njihova jačina je proporcionalna dozi, podrazumevajući postojanje praga doze ispod koje ne dolazi do ispoljavanja efekata. Stohastički efekti, kao što je rak, su “sve ili ništa” efekti. To znači da će radijacija dovesti do raka ili neće; njihova jačina ne zavisi od doze. Verovatnoća ispoljavanja efekta je proporcionalna dozi i prag doze ne postoji. Važno je napomenuti da tkiva sa ćelijama koje normalno podležu brzom proliferaciji su najosetljivija na zračenje. Ćelije koje se brzo dele,

kao što su epitel GI trakta, koža i ćelije kose, eritroblasti, spermatogonije, i limfociti su visoko osetljive ćelije, zbog toga što dosta vremena provode u M fazi ćelijskog ciklusa. [1][6]

Osnovni cilj radijacione zaštite je prevencija determinističkih efekata i smanjenje verovatnoće stohastičkih efekata na prihvatljiv nivo podrazumevajući benefit izlaganja zračenju (NCRP, 1993.).

Tri principa obezbeđuju osnovu svih akcija koje se preduzimaju u cilju radijacione zaštite. Oni su:

a) Justifikacija prakse - nijedna praksa koja uključuje izlaganje zračenju ma kakvu dobrobit ona pružala ne sme prouzrokovati nepotrebnu štetu;

b) Optimizacija prakse – mora se koristiti ALARA princip ( As Low As Reasonably Achievable);

c) Pojedinačne doze i ograničenja rizika – pojedinačno izlaganje koje je rezultat kombinovanja svih relevantnih praksi mora biti predmet ograničenja doze ili kontrole rizika potencijalnog izlaganja.

Sva ova tri principa se primenjuju radi procene profesionalne i javne ekspozicije. Prva dva se odnose na izlaganje pacijenta. Ipak, ne postoji utvrđena granica doze za dijagnostička i terapijska eksponiranja. Primarni predmet jeste obezbediti da zdravstveni benefit nadmaši rizik kome se pacijent izlaže.

NCRP je utvrdio preporučene granice doza za profesionalno i javno izlaganje (Tabela 3) (NCRP, 1993.). Limiti su postavljeni ispod procenjenog praga za determinističke efekte. S obzirom da prag doze za stohastičke efekte ne postoji, limiti za doze su ustanovljeni tako da verovatnoća za stohastički efekat ne prelazi verovatnoću rizika za povrede u drugim profesijama koje se u opštem slučaju smatraju bezbednim.

Osnova	Dozni limit
Stohastički efekti	Za profesionalno izloženo osoblje
	50 mSv godišnja efektivna doza
	10 mSv x godine kumulativna efektivna doza
Deterministički efekti	150 mSv godišnja ekvivalentna doza za očno sočivo
	500 mSv godišnja ekvivalentna doza za kožu, šake i stopala
Stohastički efekti	Za javnost
	1 mSv godišnja efektivna doza za konstantno ili često izlaganje
	5 mSv godišnja efektivna doza za retko izlaganje
Deterministički efekti	15 mSv godišnja ekvivalentna doza za očno sočivo
	50 mSv godišnja ekvivalentna doza za kožu, šake i stopala
Embrion i fetus	0,5 mSv mesečna ekvivalentna doza koja je posledica profesionalnog izlaganja majke od trenutka kada je ustanovljena trudnoća

*Tabela 3 – Preporučeni dozni limiti*

Američki nacionalni savet je preporučio godišnje i kumulativne dozne limite za pojedince koji se profesionalno izlažu jonizujućem zračenju, kao i godišnje dozne limite za javnost iz veštačkih izvora radijacije. Ove doze se ne primenjuju u dijagnostici ili terapiji pacijenta u zdravstvenoj ustanovi.

Kumulativni limit za profesionalno izložena lica je strožiji nego godišnji limit. Npr., osoba koja od 18. godine prima godišnju dozu od 50 mSv će za četiri godine primiti 200 mSv,

približavajući se limitu od 220 mSv u 22. godini. Sa ove tačke gledišta, profesionalno izlaganje tog pojedinca mora biti ograničeno kumulativnim, a ne godišnjim limitom. To znači da doza koju primi ova osoba mora biti ograničena na 10 mSv po godini, sa maksimalnom dozom od 50 mSv u bilo kojoj godini. Profesionalna izložena lica su u obavezi da nose dozimetre pri profesionalnom izlaganju zračenju i dužnosti svakog pojedinca koji se približi godišnjoj ili kumulativnoj dozi se menjaju tako da limiti ne budu prekoračeni. S obzirom da članovi javnosti ne nose dozimetre, postrojenja su tako dizajnirana, rukovođena i nadgledana da nijedan pojedinac ne može primiti dozu koja prevazilazi preporučeni limit.

Podaci koji su objavljeni ukazuju da srednja profesionalna izlaganja u stomatologiji predstavljaju obično samo mali deo limita i manja su nego kod profesionalno izloženih lica u drugim zdravstvenim oblastima (Tabela 4). [1]

Zbog vrlo niskih doza u radiodijagnostici, naročito u stomatologiji, ne postoje epidemiološki podaci koji potvrđuju rizik od kancera kao posledicu radiografskih procedura, ali treba imati u vidu da nedostatak dokaza ne znači i dokaz da niske doze zračenja ne utiču na zdravlje pacijenta. Ali, u svakom slučaju, verovatnoća dobijanja kancera tokom normalne radiografske procedure je ekstremno mala. Svi eksperti će se složiti da ukoliko je radiološka procedura klinički opravdana i izvedena kako treba, benefit takve procedure u velikoj meri nadmašuje male moguće rizike. [6]

Stoga, razumno je pretpostaviti da nijedan član stomatološkog osoblja neće primiti veću dozu od doznog limita, sem ukoliko postoje problemi u dizajnu postrojenja, radu opreme, ili operativne procedure.

Occupational Subgroup	Number of Workers		Mean Annual Whole-Body Dose (mSv)	
	Total <sup>b</sup>	Exposed <sup>c</sup>	Total <sup>b</sup>	Exposed <sup>c</sup>
Hospital	126,000	86,000	1.4	2.0
Medical offices	155,000	87,000	1.0	1.8
Dental	259,000	82,000	0.2	0.7
Podiatry	8,000	3,000	0.1	0.3
Chiropractic	15,000	6,000	0.3	0.8
Veterinary	21,000	12,000	0.6	1.1
<b>Total</b>	<b>584,000</b>	<b>276,000</b>	<b>0.7</b>	<b>1.5</b>

*Tabela 4 – Srednja profesionalna izlaganja po zdravstvenim profesijama*

Nijedan profesionalno izložen pojedinac ne sme primiti efektivnu dozu veću od 50 mSv u jednoj godini. Vrednost efektivne doze koju profesionalno izložena osoba primi tokom svog radnog staža, mora biti ograničena dozom od 10 mSv puta broj godina života te osobe.

Efektivna doza za stanovništvo, odnosno javnost, koje je kontinualno ili učestalo izloženo zračenju ne sme preći 1 mSv (isključujući doze koje potiču od prirodnih izvora zračenja ili medicinskog tretmana). Stanovništvo koje je retko izloženo zračenju ne sme primiti veću dozu od 5 mSv u bilo kojoj godini.

Dizajn stomatoloških postrojenja, rad rendgenske opreme i operativne procedure moraju biti takve da nijedan pojedinac ne primi veću dozu od preporučene. [1]

### **5.3 Pravilnik o uslovima za dobijanje licence za obavljanje radijacione delatnosti**

(„Sl. Glasnik RS“, br. 61/2011)

#### **I OSNOVNE ODREDBE**

##### **Član 1**

Ovim pravilnikom se uređuju:

1. Bliži uslovi koje mora da ispunjava pravno lice, odnosno preduzetnik za obavljanje radijacione delatnosti;
2. Vrsta i stepen stručne spreme lica odgovornog za zaštitu od jonizujućeg zračenja, radno iskustvo u oblasti zaštite od jonizujućih zračenja i dopunska osposobljenost i obučenost u zavisnosti od radijacione delatnosti;
3. Stepen stručne spreme, osposobljenost za rad i sprovođenja mere zaštite od jonizujućih zračenja i zdravstveni uslovi profesionalno izloženih lica;
4. Dokumentacija koju je pravno lice, odnosno preduzetnik dužan da priloži uz zahtev za dobijanje dozvole za promet izvora jonizujućih zračenja.

Uslovi o načinu korišćenja i merama zaštite za rendgen aparate u stomatologiji dati su u prilogu. [12]

### **5.4. Pravilnik o primeni izvora jonizujućih zračenja u medicini**

(“Sl. glasnik RS”, br. 1/2012)

#### **I OSNOVNE ODREDBE**

##### **Član 1**

Ovim pravilnikom se propisuju:

1. Uslovi za obavljanje radijacione delatnosti, odnosno nuklearne aktivnosti u medicini, kao i način zaštite pacijenata prilikom medicinskog izlaganja radi sprovođenja dijagnostičkog ili terapijskog postupka;
2. Vrste i način merenja za procenu nivoa medicinskog izlaganja jonizujućim zračenjima.

## Član 23

Medicinsko izlaganje u radioterapiji i dijagnostičkoj i terapijskoj nuklearnoj medicini odvija se uz obavezno učešće stručnjaka iz oblasti fizike primenjene u medicini.

Za ostala medicinska izlaganja (u koje spada i stomatološka dijagnostika) nosilac licence je obavezan da uključi stručnjake iz oblasti fizike ako je potrebno, radi konsultacija u vezi sa optimizacijom, uključujući i dozimetriju pacijenta i osiguranje kvaliteta sa kontrolom kvaliteta i takođe da bi po potrebi savetovao u vezi sa pitanjima zaštite od zračenja usled medicinskog izlaganja.

Uslovi za obavljanje radijacione delatnosti u stomatologiji i način zaštite pacijenata dat je u prilogu. [13]

## 5.5 Zaštita pacijenata

Potencijalni zdravstveni benefiti izlaganja rendgenskom zračenju sprečavaju utvrđivanje posebnih i značajnih doznih limita za pacijente. Stoga poseban cilj zaštite pacijenata se svodi na dobijanje zahtevane kliničke informacije, a da se izbegne nepotrebno ozračivanje pacijenta. [1]

### 5.5.1 Obim ispitivanja i učestalost

Eliminacija nepotrebnih radiografskih ispitivanja je vrlo efektivna mera za izbegavanje nepotrebnog izlaganja pacijenta zračenju.

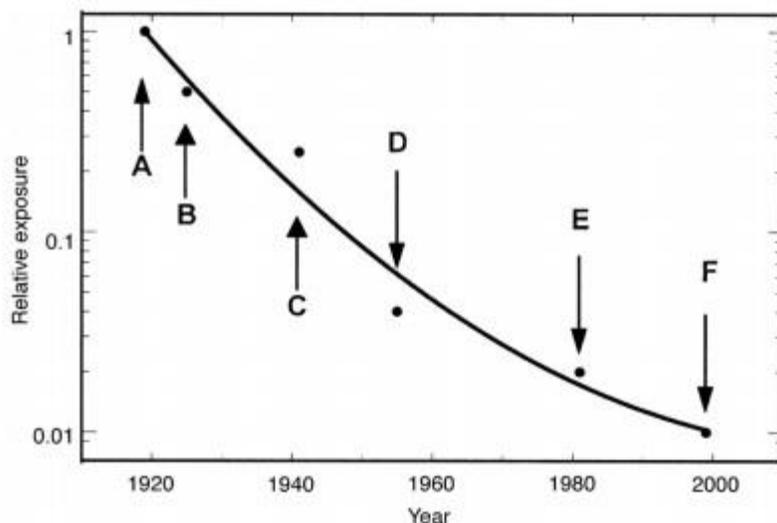
Procedura za smanjenje obima i učestalosti dentalnih radiografskih ispitivanja, posebno se mora pratiti ukoliko je pacijent upućen od strane jednog stomatologa drugom stomatologu.

Moderni digitalni imidžing i elektronski transfer olakšava razmenu informacija među stomatolozima.

Za svakog novog pacijenta, stomatolog je dužan da dobije nedavan, važan radiogram od pacijentovog prethodnog stomatologa. Radiografska ispitivanja treba da se vrše samo kada se prvo razmotre pacijentova klinička istorija, fizička ispitivanja ili laboratorijski nalazi. [1]

### 5.5.2 Izlaganje zračenju po slici

Izlaganje pacijenta zračenju po intraoralnom filmu, mereno na površini kože, je značajno smanjeno u odnosu na početak dentalne radiografije (slika 10). Ovo smanjenje je postignuto poboljšanjem rendgenske opreme, radnih procedura, i filmova. Dalji napori moraju biti uloženi kada govorimo o smanjenju ekspozicije po slici. Metod kojim se postiže ovaj cilj jeste korišćenje dijagnostičkog referentnog nivoa. Dijagnostički referentni nivoi imaju funkciju nivoa proveravanja, u cilju identifikacije ordinacije ili klinike sa neprihvatljivim dozimetrijskim podacima. Dijagnostički referentni nivoi u SAD-u su izraženi kao ekspozicija na površini kože (u milirendgenima) ili upadna kerma u vazduhu (u miligrejima), a za *bitewings* tehniku su funkcija brzine filma (D, E, ili F brzina filma) i radnog napona (50 do 100 kVp). Odgovornost svakog stomatologa jeste da izabere najbrži receptor slike koji je dostupan (direktno eksponirajući film, ekran film kombinacije ili digitalni) u skladu sa zahtevima snimanja. [1][14]



Slika 10 – Relativna ekspozicija na površini kože kod intraoralne radiografije u periodu od 1920. do 2000. godine

### 5.5.3 Ispitivanja i procedure

#### 5.5.3.1 Intraoralna radiografija

Zubni intraoralni radiogrami i radiogrami grudnog koša su najčešće rendgen dijagnostičke procedure u SAD-u (Brown et al., 1980; FDA, 1973; Mettler, 1987). U oba slučaja, pacijentne doze po slici su male; ipak, broj takvih procedura koje se izvode godišnje zahtevaju marljivost u optimizaciji eksponiranja zračenju u ovim procedurama tako da se nepotrebno izlaganje izbegne.

#### Energija snopa

Zubni rendgen aparati koji su na tržištu rade pri naponima od 40 do 100 kVp. Objavljeni podaci ne pokazuju značajnu vezu između radnog napona i efektivne doze koju primi pacijent pri naponima od 70 do 90 kVp. Mnogi savremeni uređaji koji rade pri fiksiranim radnim naponima, koji ako su u opsegu između 60 i 80 kVp, su generalno prihvaćeni. Radni napon zubnog rendgen

aparata ne sme biti manji od 50 kVp i ne bi trebao biti manji od 60 kVp. Takođe, radni napon ne bi smeo biti veći od 100 kVp i ne bi trebao biti veći od 80 kVp.

### **Uređaj za ukazivanje položaja**

Šiljasti konusi se uobičajeno koriste kao uređaji za ukazivanje položaja za ciljanje rendgenskih zraka u intraoralnoj radiografiji. Ipak, oni ne odgovaraju *positive beam-receptor* poravnanju i uveliko su zamenjeni *open-end* uređajima sa paralelnim zidovima koji mogu biti ili kružnog ili pravougaonog poprečnog preseka. Ovi uređaji nisu kolimatori. Njihove unutrašnje dimenzije su jednake ili neznatno veće od dimenzija snopa na vrhu uređaja za ukazivanje položaja. Uređaj za ukazivanje položaja može biti oivičen metalom radi apsorbovanja rasejanog zračenja koje potiče od kolimatora i filtera.

Uređaj za ukazivanje položaja mora biti *open-end* tipa i obezbeđivati atenuaciju rasejanog zračenja koje potiče od strane kolimatora ili filtera.

Male udaljenosti između kože i izvora zračenja (ili receptora slike i izvora zračenja) dovode do nepovoljnih distribucija doze. Takođe, mogu dovesti do smanjenja oštine na slici, i proizvesti prekomerno uvećanje ili distorziju slike, što ponekad dovodi do smanjenja anatomske obuhvaćenosti.

Udaljenost između izvora i receptora slike u intraoralnoj radiografiji ne sme biti manja do 20 cm, a ne bi trebalo biti manja od 40 cm.

### **Pravougaona kolimacija**

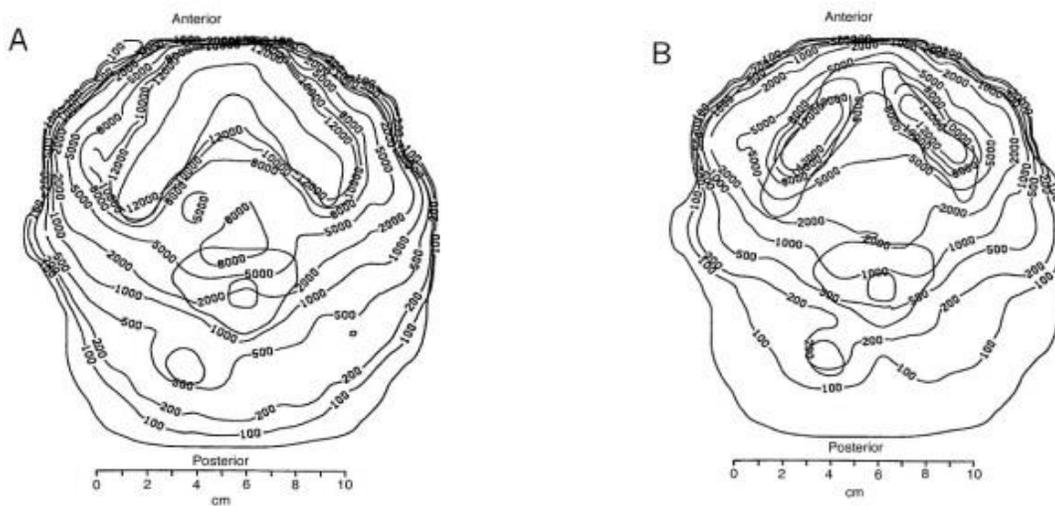
Postojeći zahtevi i preporuke zahtevaju da sve medicinske i zubne dijagnostičke rendgenske procedure osim intraoralne radiografije mogu biti izvedene ako je snop kolimisan na regiju od interesa; i ni u kom slučaju ne može biti veći od receptora slike (FDA, 1995). *Positive beam-receptor* poravnanje se zahteva radi osiguravanja da će svo eksponirano tkivo biti snimljeno na slici. Ipak, današnji zahtevi i preporuke dozvoljavaju kružne snopove kod intraoralne radiografije čija površina merena u ravni receptora, može biti pet puta veća od površine receptora. Publikovani podaci pokazuju da pravougaona kolimacija snopa na veličinu

receptora slike smanjuje zapreminu tkiva koja se eksponira (slika 11). Ovo smanjuje efektivnu dozu koju primi pacijent četiri ili pet puta, bez štetnog uticaja na kvalitet slike.

Konvencionalna *bitewing* tehnika, sa dugom osom orijentisanom horizontalno kod standardnog intraoralnog receptora slike, zahteva da zubi budu u ili u vrlo bliskom okluzalnom kontaktu tokom ekspozicije, da bi se omogućila anatomski pokrivenost ne samo zubnih krunica već i alveolarne kosti. Dva pristupa su uvedena: (1) papirne zagrižajne trake, dovoljno tanke da omogućće dovoljnu anatomsku pokrivenost ali nisu dovoljno rigidne i (2) plastične zagrižajne trake, koje su dovoljno rigidne ali predebele da omogućće željenu anatomsku pokrivenost. Ovaj problem može biti rešen postavljanjem *bitewing* receptora slike sa dugom osom orijentisanom vertikalno.

Alternativno, nova veličina receptora slike može biti razvijena tako da obezbeđuje *bitewing* slike koje uključuju krestalnu kost, sa dugom osom receptora slike orijentisanom horizontalno. Drugim rečima, pravougaona kolimacija rendgenskog snopa je dostupna za periapikalnu i vertikalnu *bitewing* radiografiju. Savršena pravougaona kolimacija, sa dimenzijama snopa koje su tačno jednake receptoru slike je teško, ali ne i nemoguće postići.

Pravougaona kolimacija rendgenskog snopa se mora rutinski koristiti u periapikalnoj radiografiji. Svaka dimenzija snopa, merena u ravni receptora, ne bi trebala prevazići dimenzije receptora slike više od 2 % udaljenosti između izvora i receptora slike. Slična kolimacija bi se trebala koristiti kod interproksimalne (*bitewing*) radiografije. *Positive beam-receptor* poravnanje pruža veću slobodu pri pozicioniranju pacijenta. Mnogi stomatolozi preferiraju da se pacijent zavalu u potpunosti, i okrene glavu na desnu ili levu stranu tako da snop bude skoro vertikalno.



Slika 11 – Izodozne krive izračunate za intraoralno snimanje pri naponu 80 kVp koristeći optimalnu ekspoziciju za D- film. Vrednosti apsorbovane doze su u mikrogramima ( $\mu\text{Gy}$ ). (A) bez pravougaone kolimacije (B) sa pravougaonom kolimacijom

## Receptor slike

Od sredine 1950-ih najuobičajeniji receptor slike u intraoralnoj radiografiji je bio direktno eksponiran film Američkog instituta za nacionalni standard (ANSI) brzinske grupe D. Brži filmovi brzinske grupe E, su se pojavili ranih 1980-ih, čija se poboljšana verzija javila sredinom 1990-ih. Ovi brži filmovi su se dosta koristili u Evropi. Publikovani podaci su pokazali da ovi brži filmovi omogućavaju smanjenje doze i do 50%. Ipak, rani filmovi brzinske grupe E su doveli do smanjenog kontrasta i povećane osetljivosti na uslove razvijanja filma nego kod filmova brzinske grupe D. Ovaj problem je rešen i trenutni filmovi brzinske grupe E ne dovode do degradacije dijagnostičke informacije. Digitalni receptori slike sa brzinama koje su slične ili brže od filmova brzinske grupe E su trenutno dostupni. Intraoralni filmovi brzinske grupe F su komercijalno dostupni.

Receptori slike čija je brzina manja od ANSI filmova brzinske grupe E, ne smeju se koristiti u intraoralnoj radiografiji. [1]

### **5.5.3.2 Ekstraoralna radiografija**

Odredbе, preporuke i procedure (NCRP, 1989a) medicinske radiologije, uključujući *positive beam-receptor* poravnanje i kolimaciju snopa na regiju od kliničkog interesa, se primenjuju na ekstraoralne dentalne projekcije. Nekoliko ovih projekcija su jedinstvene u dentalnoj radiologiji. Ekran-film sistemi velikih brzina ili digitalni receptori slike se ovde susreću sa zahtevima prostorne i kontrastne rezolucije.

Najbrži imidžing sistemi dosledni imidžing zadatku moraju se koristiti za sve ekstraoralne dentalne radiografske projekcije. Ekran-film sistemi retkih zemalja velikih brzina (400 ili veće) ili digitalni imidžing sistemi ekvivalentnih ili većih brzina moraju se koristiti.

Neki digitalni imidžing sistemi su sporiji od preporučene regularne brzine 400. Ovi sporiji sistemi se ne preporučuju za rutinsku upotrebu.

### **Panoramska radiografija**

Panoramske slike daju tomograme zakrivljenih ravni zuba i vilica. Ovaj metod se uveliko koristi u stomatološkoj praksi. Glavna prednost brze akvizicije slike koja obuhvata celokupne zubne lukove i njihove potporne strukture, bez mogućnosti uobičajenog diskomforta postavljanja intraoralnog receptora slike. Efektivna doza koju primi pacijent pri jednom panoramskom snimanju je približno jednaka dozi koja se primi pri četiri intraoralna snimanja. Vertikalno uvećanje na slici je nezavisno od horizontalnog uvećanja. Stepен uvećanja varira sa položajem u zubnom luku. Ova distorzija slike varira sa anatomskom oblašću pacijenta, kao i od pacijenta do pacijenta pri korišćenju istog panoramskog rendgen uređaja. Ponovljene slike istog pacijenta mogu prikazivati različitu distorziju zbog malih razlika u pozicioniranju pacijenta. Rezolucija slike je ograničena nesavršenim pokretima izvora i receptora slike, što se zahteva u tomografskoj tehnici. Rezolucija je lošija nego na intraoralnim slikama, i često je neadekvatna kada stomatolog

želi dati definitivnu dijagnozu početka karijesa, početka periapikalnih lezija, ili marginalne peridontalne bolesti.

Oblast oštrog fokusa je ograničena i varira u zavisnosti od proizvođača i modela. Obično je dizajnirana tako da je prilagođena prosečnoj odrasloj osobi, mada postoji nekoliko aparata kod kojih se mogu podešavati dimenzije prema pacijentu. Neki aparati su podešeni tako da se može menjati samo brzina receptora slike i debljina pacijenta. Stariji aparati su bili dizajnirani tako da koriste srednju brzinu receptora slike pri čemu je receptor ekran-film kombinacija (ekran od kalcijum volframita). U nekim slučajevima, zahtevano smanjenje izlazne doze kod uređaja sa brzim ekran-film kombinacijama retkih zemalja može biti postignuto jedino elektronskim modifikacijama ili dodavanjem filtracije. Dodata filtracija, sem ukoliko se ne snizi kVp, rendgenski spektar čini tvrđim, što rezultuje u smanjenom kontrastu na slici. Zubar mora biti svestan ovih ograničenja pri izboru panoramske opreme ili kada upućuje na panoramsko snimanje.

Panoramski rendgen aparati moraju biti sposobni da vrše eksponiranja pri velikim brzinama (400 ili većim) kada se radi o ekran-film kombinacijama, a kada su u pitanju digitalni receptori slike pri jednakim ili većim brzinama.

### **Cefalometrijska radiografija**

Cefalometrijska tehnika omogućava reproducibilne radiograme facijalnih struktura. Principijalna primena je procena rasta i razvoja. Udaljenost između izvora i kože je obično 150 cm ili više, što omogućava minimalnu geometrijsku distorziju na slici. Koriste se filteri koji smanjuju ekspoziciju mekog tkiva facijalnog profila. U nekim slučajevima, ovi filteri se postavljaju na receptor slike umesto na izvor rendgenskog zračenja.

Jedino najbrži ekran-film sistemi kompatibilni sa zahtevima imidžinga se moraju koristiti u cefalometriji. Filteri kod imidžinga mekog tkiva facijalnog profila zajedno sa facijalnim skeletom mora biti postavljen na izvor rendgenskog zračenja, a ne na receptor slike.

Cefalometrijski rendgenski snop mora biti kolimisan na regiju od kliničkog interesa, koja je uvek manja od dimenzija receptora slike.

## **Fluoroskopija**

Imidžing u realnom vremenu, ili fluoroskopija, je korisna samo za oslikavanje promena u strukturama. To može biti procena pomeranja anatomskih struktura (kao što je temporomandibularni zglob) ili injektovanje radiografskog kontrasta. Fluoroskopija zahteva elektronski pojačavač slike i video kameru radi smanjivanja ekspozicije pacijenta; ova oprema je skupa i često se ne nalazi u stomatološkim ordinacijama. Takođe, stomatološki rendgen aparati generalno nisu u mogućnosti da proizvedu zahtevanu kontinuiranu ekspoziciju.

Fluoroskopija se ne sme koristiti kod statičnog imidžinga u dentalnoj radiografiji. [1]

### **5.5.4 Razvijanje filma**

Održavanje kvaliteta slike i minimalne ekspozicije pacijenta zavisi od pravilnog procesa razvijanja filma. Proizvođači filma preporučuju određene hemikalije i procedure koje odgovaraju datom tipu filmske emulzije. Kao i kod svih hemijskih procesa, vreme potrebno za razvijanje slike je obrnuto proporcionalno temperaturi. To znači da je vreme razvijanja prilagođeno temperaturi rastvora. Ovaj metod vremena i temperature koji će omogućiti kompletno razvijanje je postignut ili manuelnim ili automatskim razvijanjem. Kada je razvijanje nepotpuno, ekspozicija mora biti povećana da bi se proizvela korisna optička gustina. Kombinacija povećane ekspozicije i nedovoljnog razvoja rezultuje u prevelikom eksponiranju pacijenta, ali takođe i do smanjenog kontrasta na slici.

Zubni radiografski filmovi moraju biti razvijeni prema uputstvu proizvođača filma, pri čemu se koristi metod vremena i temperature i preporučene hemikalije. [1]

### **5.5.5 Digitalni postprocessing**

Glavna prednost digitalnog imidžinga je mogućnost menjanja karakteristika slike nakon akvizicije. Moguće je učiniti neke strukture na slici lakše uočljivim procedurama kao što su podešavanje gustine slike i kontrasta (tehnički se kaže nivo i širina prozora). Ove procedure smanjuju potrebu za ponovnim snimanjem kada npr. imamo nedovoljno eksponiran snimak.

Ipak, ove procedure dovode do nepromišljenosti odnosno nerazmišljanja o korektnoj ekspoziciji. Preveliko eksponiranje pacijenta zračenju dovodi do neželjenih posledica, jer povećavamo dozu bez značajnog benefita. S druge strane, premala eksponiranost dovodi do smanjenog odnosa signala i šuma (SNR), što rezultuje gubitkom dijagnostičke informacije s obzirom da slika postaje zrnasta.

Radiografske tehnike u digitalnom imidžingu moraju obezbediti minimalnu pacijentnu dozu koja će proizvesti odnos signala i šuma takav da je dovoljan za stvaranje kvaliteta slike koji odgovara zahtevima ispitivanja. [1]

### **5.5.6 Olovne kecelje i kragne za tiroidnu žlezdu**

Olovne kecelje za pacijente su prvi put preporučene u stomatologiji u vreme kada je oprema za dentalnu radiografiju bila mnogo manje sofisticirana, a filmovi mnogo sporiji od trenutnih standarda. Gonadne doze ili doze celog tela kod ovih ranih intraoralnih ispitivanja, koje su iznosile i do 50 mGy, su značajno smanjivane pomoću kecelja. Gonadne doze kod trenutnih panoramskih ili intraoralnih ispitivanja ne prelaze 5  $\mu$ Gy. Značajan deo ove doze potiče od rasejanog zračenja. Olovne kecelje ne smanjuju značajno ove doze. Tehnološki napredak, kao i napredak samih procedura, doveo je do eliminisanja potrebe za olovnim keceljama.

Tiroidna žlezda, posebno kod dece, je među najosetljivijim organima na zračenje. Čak i sa optimalnim tehnikama, primarni snop može proći blizu, a ponekad i kroz samu žlezdu. Ako je rendgenski snop pravilno kolimisan na regiju od interesa, a eksponiranje žlezde i dalje neizbežno, bilo koji vid zaštite žlezde će dovesti do ometanja proizvoda klinički korisne slike.

Zaštita za tiroidnu žlezdu se mora obezbediti za decu, a trebalo bi za odrasle, onda kada neće ometati ispitivanje. [1]

## **5.6 Zaštita operatera**

Oprema i procedure koje smanjuju eksponiranje pacijenta, će takođe smanjiti i izloženost operatera i okoline. Dodatne mere će ipak još više smanjiti dozu koju prime profesionalno izložena lica i stanovništvo, a neće uticati na pacijentnu dozu niti na kvalitet slike. [1]

### **5.6.1 Dizajn zaštite**

Obraćanje pažnje na nacrt ordinacije i dizajn zaštite omogućava konvencionalne metode za sprovođenje ALARA principa. Zaštita ne znači neophodno zidove ojačane olovom. Uobičajeni građevinski materijali su dovoljni u većini slučajeva.

Stručno lice odnosno kvalifikovani ekspert mora napraviti dizajn zaštite za sve nove ili renovirane zubne ordinacije. Kada konvencionalna građevinska struktura ne pruža adekvatnu zaštitu, zaštita mora biti pojačana većom debljinom postojećeg građevinskog materijala ili dodavanjem olova, gipsanih ploča, betona, čelika ili drugog odgovarajućeg materijala. Adekvatnost zaštite mora biti određena proračunom i proverena merenjem. [1]

#### **5.6.1.1 Barijere**

U prostoriji za snimanje tokom eksponiranja ne sme niko biti sem pacijenta i to je fundamentalan princip. Fiksirane barijere, u generalnom slučaju zidovi, omogućavaju najefikasniji i najpogodniji način zaštite profesionalno izloženog osoblja od primarnog rendgenskog snopa nakon prolaska kroz pacijenta ili od zračenja koje se rasejalo od pacijenta ili drugih objekata.

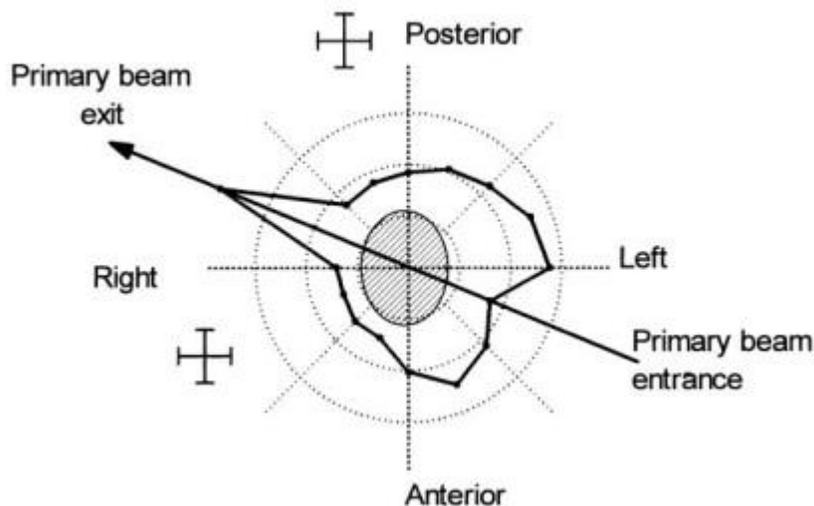
Projektovane zaštitne barijere moraju štiti profesionalno izloženo osoblje. Barijere moraju biti tako konstruisane da operateri održavaju vizuelni kontakt i komunikaciju sa pacijentom tokom procedure. [1]

### 5.6.1.2 Udaljenost

U odsustvu barijere u postojećoj ordinaciji, operater mora biti najmanje 2 m udaljen od izvora rendgenskog zračenja tokom ekspozicije. Ako ne može biti udaljen 2 m, onda se mora napraviti barijera. [1]

### 5.6.1.3 Položaj

Ako je dizajn ordinacije takav da zahteva prisustvo operatera u prostoriji za snimanje tokom eksponiranja, onda operater mora biti ne samo na maksimalnoj udaljenosti (najmanje 2 m) od izvora zračenja, već i na mestu najmanje ekspozicije (slika 12). Maksimalna ekspozicija je u opštem slučaju u primarnom snopu koji napušta pacijenta. Rasejano zračenje će maksimalno biti unazad, 90 do 180 stepeni u odnosu na primarni snop koji ulazi u pacijenta. U opštem slučaju, maksimalna ekspozicija će biti 45 stepeni u odnosu na primarni snop u trenutku kada on napušta pacijenta (de Haan and van Aken, 1990). [1]



Slika 12 – Ekspoziranje operatera kao funkcija pozicije u prostoriji u odnosu na pacijenta i primarni snop

## 5.6.2 Lični dozimetri

Praćenje individualnih doza koje primi profesionalno izloženo osoblje se u opštem slučaju zahteva ukoliko se očekuje da će profesionalno izloženo osoblje primiti značajnu dozu. NCRP (1998) preporučuje obezbeđivanje dozimetara svim zaposlenim licima kod kojih se očekuje da će primiti efektivnu dozu veću od 1 mSv po godini.

Svetski podaci za period od 1990. do 1994. pokazuju da je srednja godišnja doza za profesionalno izloženo osoblje iznosila 0.06 mSv (UNSCEAR, 2000). Ovi podaci govore u prilog da profesionalno izloženo osoblje najverovatnije neće primite ekspoziционе doze veće od preporučenog praga za praćenje od 1 mSv po godini. Ipak, obezbeđivanje ličnih dozimetara za merenje eksterne ekspoziacije bi trebalo razmotriti za zaposlene kod kojih se očekuje da će godišnja efektivna doza preći 1 mSv. Lični dozimetri se moraju obezbediti za trudnice koje su profesionalno izloženo osoblje. Trenutni propis zahteva da dozimetri budu dobijeni od strane akreditovanih službi. Ove službe dele paket dozimetara stomatološkoj ustanovi, da bi nakon korišćenja oni bili vraćeni (obično jednom mesečno ili na svaka tri meseca) radi očitavanja i izdavanja izveštaja. [1]

## 5.7 Zaštita stanovništva

Kada se govori o zaštiti od zračenja, stanovništvo podrazumeva sve pojedince koji se nalaze u nekontrolisanim zonama kao što su čekaonice, tretmanske sobe ili susedni hodnici u ili izvan stomatološke ordinacije (NCRP, 2000). Popularni „*open design*“ stomatološke ordinacije, gde se nalaze dve ili više tretmanske stolice u jednoj prostoriji, može da predstavlja problem.

Pacijent u sobi tokom dijagnostičkog eksponiranja drugog pacijenta mora biti tretiran kao deo stanovništva. Kada se koriste portalni rendgen uređaji, svi pojedinci u okolini (npr. drugi pacijenti, njihova porodica) moraju biti zaštićeni kao deo stanovništva.

Bazirano na NCRP-u (1993a) i ICRP-u (1991), preporuke za granicu godišnje efektivne doze koju primi pojedinac stanovništva iznosi 1 mSv po godini. Ovo može biti postignuto takvim dizajnom zaštite gde bi vrednost kerme u vazduhu na nedeljnom nivou iznosila 0.02 mGy. Nove stomatološke ustanove moraju biti projektovane tako da nijedan pojedinac stanovništva ne primi efektivnu dozu veću od 1 mSv po godini. [1]

## **5.8 Kontrola kvaliteta**

Eksponiranja pacijenta, profesionalno izloženog osoblja i stanovništva zračenju može biti smanjeno minimiziranjem potrebe za ponavljanjem ekspozicija koje su posledice neadekvatnog kvaliteta slike (NRPB, 2001). Termin “kontrola kvaliteta” opisuje program periodičnog ocenjivanja performansa svih delova radiološke procedure. Osim ocenjivanja rada opreme od strane kvalifikovanog eksperta, u odgovarajućim intervalima moraju se proveravati i procedure razvijanja filma, karakteristike rada receptora slike, kao i integritet mračne komore (AADR, 1983; NCHCT 1981; Valachovic et al., 1981).

Pisani protokol za periodičnu kontrolu kvaliteta mora biti razvijen i primenjen za svaki rendgen aparat, sistem receptora slike, procesor ili mračnu komoru.

### **Rad opreme**

Zubni rendgen aparati se proveravaju nakon zakonski određenog intervala da bi se obezbedilo da rade po propisima. Ove provere se vrše od strane kvalifikovanog osoblja.

Za sve nove instalacije stomatoloških rendgen aparata mora se napraviti izveštaj kontrole kvaliteta od strane kvalifikovanog eksperta. Novi izveštaji se moraju napraviti nakon zakonski određenog intervala, kao i nakon svake promene u instalaciji, radnom naponu, ili uslovima rada koji bi doveli do značajnog porasta doze koju primi profesionalno izloženo osoblje ili stanovništvo.

## **Razvijanje filma**

Svaki razvijatelj filma koji se koristi u ordinaciji mora biti procenjen svakodnevno u smislu njegovog performansa, npr. ocenjuje se konstantnost optičke gustine i kontrasta, kao i sveukupni kvalitet rezultujućeg filma.

## **Receptor slike**

Radiografski filmovi, ekran-film sistemi, i digitalni receptori slike su bitan deo radiografije. Njihov performans se testira periodično radi osiguravanja pravilnog funkcionisanja.

## **Olovne kecelje i zaštitne kragne za tiroidnu žlezdu**

Olovne kecelje i zaštitne kragne moraju se proveriti vizuelnim putem na mesečnom nivou da bi se ustanovili eventualni defekti.

## **Dokumentacija**

Neophodno je da sve procedure kontrole kvaliteta, zajedno sa njihovim rezultatima i korekcionim akcijama, budu dokumentovane. Ova informacija je od ključne važnosti za rešavanje hroničnih problema. Poređenje novih rezultata sa prethodnim je najbolji način za detektovanje bilo kakve promene u radu opreme ili procedura. [1][10]

## **5.9 Uloga dizajna opreme**

Optimalno korišćenje rendgenskih zraka u stomatološkoj dijagnostici i tretmanu zahteva prijanjanje opreme određenim fundamentalnim principima dizajna. FDA je razvila standarde rada za medicinske i stomatološke uređaje. [1]

### **5.9.1 Receptori slike**

Stomatološki rendgen aparati moraju omogućiti širok opseg ekspozicija prikladnih za korišćenje sa najbržim receptorima slike koji odgovaraju onim kliničkim procedurama za koje je uređaj dizajniran. [1]

### **5.9.2 Intraoralna radiografija**

Dodatni zahtevi se primenjuju na rendgen aparate dizajnirane za korišćenje sa intraoralnim receptorima slike.

#### **Stabilnost glave rendgenske cevi**

Artikulisana ruka koja drži glavu rendgenske cevi mora da bude sposobna u postizanju bilo kojeg položaja ili angulacije koja je neophodna za intraoralnu radiografiju, i održavanja takvog položaja do završetka ekspozicije.

Glava rendgenske cevi mora postići stabilan položaj, bez oscilacija, unutar jedne sekunde nakon odabira željenog položaja. Trzaj tokom te jedne sekunde ne sme biti veći od 0.5 cm. Operater ne sme držati glavu rendgenske cevi tokom eksponiranja.

#### **Kolimacija**

Oprema koja je dizajnirana za korišćenje sa intraoralnim receptorima slike mora biti u mogućnosti sprovođenja pravougaone kolimacije približno istih dimenzija kao što je receptor slike. Linearne dimenzije snopa za svaku osu ne bi trebalo da prevazilaze dimenzije receptora za više od 2 % udaljenosti između izvora i receptora slike. Kolimacija može biti ugrađena u uređaj za indikaciju položaja rendgenskog aparata ili se može postići dodatnim uređajima. [1]

### **5.9.3 Panoramska radiografija**

Rotaciona panoramska tomografska tehnika koristi uzan vertikalni snop, eksponirajući samo mali deo receptora slike u jednom trenutku. Receptor slike se pomera tokom panoramskog pomeranja, što rezultuje u eksponiranju celog receptora. Panoramski rendgenski zraci ne smeju biti veći od oblasti receptora koja je izložena snopu u bilo kom trenutku. Ova oblast je definisana pomoću *slit* kolimatora na glavi rendgenske cevi.

Rendgenski snop kod rotacione panoramske tomografije mora biti kolimisan tako da njegova vertikalna dimenzija nije veća od one koja se zahteva za eksponiranje oblasti od kliničkog interesa. Ni u kom slučaju ne sme biti veća od zbiru proreza na nosaču receptora slike i tolerancije od 2% razdaljine između izvora i receptora slike. [1]

### **5.9.4 Cefalometrijska radiografija**

Oblast od kliničkog interesa u cefalometrijskoj radiografiji je obično značajno manja u odnosu na receptor slike. Rendgenska oprema za cefalometrijsku radiografiju mora omogućiti asimetričnu kolimaciju snopa na regiju od kliničkog interesa. Kolimator bi trebalo da uključuje klinasti filter da bi se smanjila ekspozicija mekog tkiva facijalnog profila. [1]

### **5.9.5 Instalacije višestrukih rendgenskih cevi**

Moderna oprema omogućava nekoliko radnih rendgenskih cevi, u nekoliko prostorija, sa jednim kontrolnim panelom. Ove cevi mogu uključivati intraoralnu, panoramsku i cefalometrijsku radiografiju.

Kod višestrukih instalacija rendgenskih cevi, mora postojati indikacija na cevi da je ona povezana i spremna za upotrebu, kao i na kontrolnom panelu koja je cev povezana. Ne sme biti moguće napajanje više od jedne cevi u datom trenutku.

Kontrolni panel mora pokazivati da se rendgenski zraci generišu i koja rendgenska cev se napaja. Radni napon (kVp), struja cevi i ekspoziciono vreme moraju biti naznačeni. [1]

## 6 Barracuda detektorski sistem

Za potrebe vršenja kontrole kvaliteta koristili smo Barracuda detektorski sistem švedske kompanije RTI Electronics. U ovom poglavlju su prezentovani osnovni delovi Barracuda detektorskog sistema, opis QA softvera oRTIgo, glavne karakteristike MPD i R-100B detektora, kao i principi merenja sa prethodno spomenutim detektorima. Glavni delovi tipičnog Barracuda sistema su:

- Kabinet, koji sadrži jedan ili više modula;
- Multi-Purpose Detector, tzv. MPD, koji meri cevni napon, ekspoziciono vreme, dozu i brzinu doze;
- Ručni kompjuter sa QA Browser softverom i/ili PC sa oRTIgo softverom (nova verzija je Ocean softver);
- R-100B detektor.

Kabinet je glavni deo Barakude na koji se svi detektori priključuju. Kabinet može biti različito konfigurisan u zavisnosti od potrebe korisnika. Konektori, prekidači, i indikatori su locirani na kabinetu i sadržanim modulima. Prednja i zadnja strana kabineta su prikazane na slici 13:



*Slika 13 – Prednja i zadnja strana Barracuda kabineta*

Na pozadini kabineta nalaze se dva priključka EMM-BiasW i MPM. EMM-BiasW je jednokanalni elektrometar i predstavlja modul na koji priključujemo R-100B detektor. MPM modul se koristi za priključivanje MPD detektora.

Serijski interfejs je RS-232 interfejs i koristi se da poveže kabinet sa H/PC-om ili sa PC računarom. Brzina prebacivanja podataka je 57,6 kbit/s kada se koristi H/PC, a 115 kbit/s kada se koristi PC.

USB interfejs koristi se da poveže Barakudu sa PC-om pri pokrenutom QA oRTIgo-u. USB konektor se ne može koristiti kod H/PC-a, već se u tom slučaju Barakuda povezuje putem Bluetooth veze. [8][10]

## **6.1 MPD detektor**

### **6.1.1 Glavne karakteristike**

MPD detektor je univerzalan detektor koji se koristi za sve tipove rendgenskih sistema: radiografija, fluoroskopija, pulsna fluoroskopija, mamografija, dentalna radiografija, panoramska dentalna radiografija i CT. Izgled MPD detektora prikazan je na slici 14.

Pomoću MPD-a možemo izmeriti sledeće parametre sa samo jednom ekspozicijom:

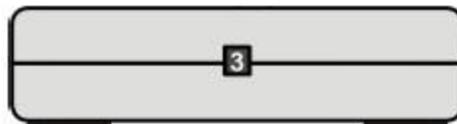
- Napon cevi (kVp)
- Ekspoziciono vreme
- Doza (CT doza zahteva specijalnu CT jonizacionu komoru)
- Brzina doze
- Doza/impuls i brzina impulsa
- Ukupna filtracija (radiografija, fluoroskopija, dentalna radiografija i CT, 50-150 kV, 1.5 mm do 38 mm Al)
- kVp talasni oblik
- Talasni oblik brzine doze

Procene ukupne filtracije i Quick-HVL-a se postižu pomoću samo jedne ekspozicije koristeći kombinaciju detektora i filtera u MPD-u. U situacijama kada ukupna filtracija ne može biti automatski procenjena, zahteva se standardno merenje HVL-a. Sve izmerene vrednosti kVp-a i doze pomoću MPD-a se automatski kompenzuju za trenutni kvalitet snopa. To znači da nema potrebe za manuelnim korigovanjem izmerenih podataka.

MPD koristi kompletno novu tehnologiju koristeći nekoliko detektora i filtera za merenje. Nema potrebe za manuelnom izmenom filtera s obzirom da se oni nalaze unutar MPD-a i pomeraju se putem kompjuterskih komandi. Indikator opsega je vidljiv na gornjoj ivici MPD-a, pri čemu je prikazan broj koji odgovara svakom filteru (prikazano na slici 15). Ovaj indikator takođe potvrđuje mehaničku funkciju MPD-a.



Slika 14 – MPD detektor



Slika 15 – Indikator opsega (3 u ovom slučaju)

Aktivna regija detektora je označena belim pravougaonikom na gornjoj površini MPD-a. Najmanje polje zračenja koje može biti korišćeno je 3x21 mm. Stvarna širina detektora je 2.7 mm. Detektorska površina je 8 mm ispod površine, na čega je ukazano donjom ivicom indikatora obima. MPD ima specijalnu *Check function* da bi se potvrdila pozicija MPD i kompenzovala mala nepodudaranja i nehomogenosti. MPD je vrlo osjetljiv i može da izmeri vrlo nisku izlaznu dozu rendgenske cevi.

MPD se povezuje sa MPM modulom kabineta pomoću kabla dužine 2 m. Kabinet i MPD detektor se postavljaju blizu rendgenske cevi u prostoriji za snimanje. Kompjuter se povezuje dugačkim kablom i postavlja u kontrolnu sobu gde se nalazi sam korisnik.

MPD je vrlo osjetljiv i može izmeriti napon cevi pri niskim izlaznim dozama kao što su 50kV / 0.050 mA na 50 cm.

Obično ekspoziciono vreme mora da iznosi najmanje 5 ms da bismo dobili vrednost kVp-a, ali to zavisi od talasnog oblika. Kod modernih rendgenskih uređaja, napon cevi može biti izmeren i kada je ekspoziciono vreme 1 ms. Vrednosti doza mogu biti izmerene i pri kraćim ekspozicionim vremenima. [9]

### 6.1.2 Princip merenja sa MPD detektorom

Glavne karakteristike dizajna MPD detektora su:

- Mala veličina
- Optimizovani filter paketi za 5 različitih kV opsega
- Vrlo osetljiv
- Širok dinamički opseg
- *Check filter* za verifikaciju geometrije merenja
- Procena ukupne filtracije i Quick-HVL-a pomoću jedne ekspozicije
- Procena talasnog oblika generatora pomoću jedne ekspozicije

Dizajn detektorskog paketa je vrlo bitan da bismo merili kV i dozu tačno u celom opsegu od 20 do 155 kV. Dizajn MPD detektora omogućava merenja polja zračenja male veličine, manjih od 3 mm širine, i niskih izlaznih doza do 1  $\mu\text{Gy/s}$ . Obično se detektorski paketi sastoje iz četiri odvojena elektrometerska kanala koji su u vezi sa detektorima D1, D2, D3 i D4 i pokretljivim filter paketom koji se može naći u šest pozicija, svaka pozicija je kombinacija različitih filtera. Jedna od ovih pozicija se koristi kao *Check filter*. I za D1 i za D2 debljina filtera je ista. Kada je detektor savršeno pozicioniran i oba detektora isto ozračena, odnos između ova dva signala treba da bude tačno jednak jedinici (1.000). Ovo je vrlo korisna informacija, i testiranjem ovoga uveravamo se da je geometrija merenja dobra, što će dati reproducibilna očitavanja. Drugih 5 parova filtera imaju različitu debljinu da bi bili optimizovani za različite opsege napona cevi: dva (1 i 2) se koriste za niske mamografske energije od 20 do 45 keV, a tri filtera (3-5) se koriste u radiografiji za napone od 35 do 155 kV (35-75, 55-105, i 80-155 kV).

Koristeći ove signale S1-S4 (od detektora D1 do D4) MPD može tačno da izračuna odgovarajući napon cevi. Na signal S3 ne utiču pomerajući filteri i dizajnirani su da mere dozu. Ovaj detektor je označen kvadratom unutar pravougaone detektorske površine na gornjoj ploči. Referentna dubina osetljive regije doznog detektora je 8 mm ispod površine gornje ploče MPD-a. Detektor D4 se nalazi odmah ispod D3 sa dodatnim filterom između njih. Odnos S3 i S4 se

koristi radi procene ukupne filtracije u radiografskom opsegu. Koristeći ove signale zajedno može steći mnogo tačnija očitavanja doze i napona cevi.

S obzirom da se svi signali mere simultano i relativno velikom brzinom, MPD može automatski kompenzovati kV i dozu u zavisnosti od talasnog oblika i unutrašnje/dodate filtracije cevi. [9]

## 6.2 R-100B detektor

R-100B detektor je specijalno dizajniran za merenje niskih doza. Detektor je mali da bi minimizirao interferenciju sa automatskom ekspozicionom kontrolom (AEC-om) rendgenskih sistema. Veličina detektora je 20x45x7,4 mm od čega je 10x10 mm aktivne površine. Čak i za vrlo tvrde zrake R-100B poseduje zavisnost od apsolutne energije. Njegova senzitivnost je 55  $\mu\text{C}/\text{Gy}$ . S obzirom da je “solid state” detektor nema potrebe za korigovanjem temperature i pritiska, kao ni za prednaponom. Izgled detektora možemo videti na slici 16:



*Slika 16 – R-100B detektor*

R-100B radi sa svim tipovima elektrometarskih modula dostupnih na Barakudi. Najbolji performans se postiže sa EMM-BiasW. Kada se koristi zajedno sa ovim elektrometarskim modulom, R-100B može detektovati ekstremno niske doze zračenja. Može meriti jačine doze od 0,1 nGy do 150 kGy, i brzine doze od 1 nGy do 76 mGy/s. S obzirom da može izmeriti brzine

doze niže od 1nGy/s (0,4 mR/h) može se koristiti i za merenje rasejanog i curećeg zračenja. [6][10]

### 6.3 QA softver oRTIgo

oRTIgo je profesionalna platforma za kontrolu kvaliteta, osiguranje kvaliteta, i servis rendgen aparata. Softver sadrži dodatke za izvođenje testova koji se baziraju na merenju pomoću Barakude ili Pirane. Posедуje automatski transfer podataka sa instrumenta, a takođe i kontrolu svih funkcija merača. Merenja se lako ponavljaju i rezultati se vrlo brzo upoređuju sa prethodnim merenjima. Dizajniran je da radi u Windows okruženju.

Njegova najveća prednost ogleda se u obimnoj bazi predefinisanih procedura za određenu vrstu merenja. Kriterijumi i standardi koji su na taj način implementirani u softver predstavljaju ključni alat za standardizovano izvođenje testova kao i tumačenje rezultata istih.

oRTIgo softver se sastoji iz tri glavna dela:

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

Detalji softvera su obrađeni u korisničkom uputstvu koje se dobija uz Barakudu. Najvažnija sekcija u okviru koje se obavlja veći deo stvarnog posla je 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 rendgenskoj 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.

Izborom obrasca merenja zadajemo parametre za test. 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

U osnovi svi testovi funkcionišu na isti način. Međutim postoji bitna razlika u radiografskom i fluoroskopskom režimu. Kod radiografskog režima, rezultat merenja se automatski transferuje sa merača na PC pri prestanku signala. Mereni signal kod fluoroskopske metode je kontinualan. Merač transferuje novu vrednost programu na svakih dve do tri sekunde. Stoga korisnik mora, kada je signal stabilan, da “uhvati” vrednost. [19][10]

## **7 Testovi kontrole kvaliteta u panoramskoj radiografiji i prezentacija rezultata**

Merenje kVp za zubni rendgen je vrlo slično merenju kVp kod radiografskog uređaja, ali je razlika u tome što su kod zubnog rendgena izlazne doze zračenja niže, a ukupna filtracija je negde oko 2 mm Al.

U slučaju jednofaznih zubnih rendgen aparata, uobičajeno je da se samo ekspoziciono vreme menja. Najčešće su napon i struja fiksirani na vrednost 65 kVp i 8 mA. Izlazna doza i kV talasni oblik nisu stabilni prvih 200 ms, zato što katodna struja u većini slučajeva nije regulisana.

Kada govorimo o panoramskim sistemima, situacija je poprilično drugačija. Ovde su kV i talasni oblik zračenja vrlo dobro regulisani.

MPD detektor ima vrlo usku detektorsku površinu i vrlo je tanak, tako da se specijalni držač može koristiti da bi se MPD pozicionirao bez problema. Panoramski držači se sastoje iz držača za MPD i tri fiksaciona držača za kabl. Mogu se koristiti magneti ili trake radi pričvršćivanja za držač. Panoramske jedinice koje koriste digitalne detektore imaju mnogo manju detektorsku regiju, stoga se magneti ne smeju koristiti blizu detektorske regije.

S obzirom da se detektor tokom skeniranja često pomera i za više od 180 stepeni u odnosu na Barakuda kabinet, vrlo je važno na koji način je pričvršćen kabl.

Vrlo je bitno napomenuti, da zubni panoramski sistemi vrše kompenzaciju kada zrak prolazi kroz deblju regiju vrata prilikom snimanja. To znači da će neki aparati povećati napon cevi u jednom kratkom vremenskom periodu, drugi će koristiti drugačiju vrednost mA ili brzinu skeniranja kada skenirajući snop prolazi kroz regiju vrata. Noviji digitalni sistemi mere atenuaciju rendgenskog snopa dinamički, i menjaju izlaznu dozu automatski tokom skeniranja.

S obzirom da je kod panoramskog snimanja ekspoziciono vreme od 10 do 20 sekundi, Barakuda kontinuirano ažurira display tokom skeniranja. [9]

Ovde će biti prikazani testovi kontrole kvaliteta OPG aparata pomoću MPD detektora i R-100B detektora Barracuda detektorskog sistema.

Merenja u cilju kontrole kvaliteta izvršena su u stomatološkoj ordinaciji “NS Dental Studio”, Kralja Petra I 15, Bačka Palanka. Kao test mašina korišten je Gendex<sup>®</sup> OPG rendgen aparat “GENDEX 765 CD” koji je u aktivnoj upotrebi. Sva merenja su obavljena pri standardnim uslovima pritiska i temperature (P=101,2 kPa i T=20°C). Za svaki tip merenja odabran je odgovarajući obrazac iz baze postavki softvera “oRTIgo”.

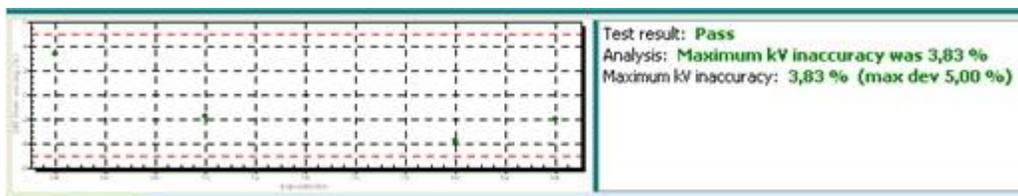
## 7.1 Tačnost napona rendgenske cevi (kVp Accuracy)

Ovaj test služi za proveru tačnosti napona rendgenske cevi i može se vršiti samo uz pomoć MPD detektora. Kod stomatoloških merenja uvek možemo verovati očitavanju napona cevi. To je zbog toga što MPD automatski detektuje da li je detektorska regija uniformno ozračena pomoću *Position Check-a*.

Možemo izabrati napon cevi kao single parametar ili ga zajedno meriti sa dozom, brzinom doze i ekspozicionim vremenom. Kao komplementarna informacija, prave se procene ukupne filtracije i tipa talasnog oblika. [9]

#	Set kVp	Comment	Meas kVp	kVp diff (%)
1	70		68,70	-1,86
2	84		82,28	-2,05
3	64		66,11	+3,29
4	80		76,93	-3,83

Slika 17 – Izgled templata i rezultati merenja



Slika 18 – Grafik zavisnosti i rezultat testa

Test je prošao, vidimo da je maksimalna netačnost 3.83 %, a maksimalna dozvoljena je 5%.

## 7.2 Linearnost

Ovaj test služi za proveru linearnosti rendgenskih sistema. Izlazna doza u mGy/mAs za različite mAs treba da ostane konstantna, ako su kVp i razdaljina konstantni. Ovo se može proveriti merenjem koeficijenta linearnosti. Koeficijent linearnosti se definiše kao:

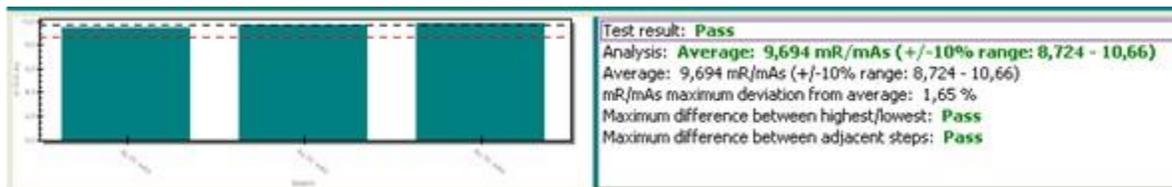
$$L_{1-2} = |X_1 - X_2| / X_1 + X_2 \quad (7.1)$$

gde je  $X = \text{doza/mAs}$ , a  $X_1$  i  $X_2$  su izmerene vrednosti za susedne mAs podešene vrednosti. Pribvatljiva vrednost za koeficijent linearnosti je manja od 0.10. [9][10]

1) MPD detektor:

#	Set mAs	Focal spot	Comment	Meas mR	mR/mAs	Analysis comment
1	36,00	Small		343,2	9,534	
2	48,00	Small		467,0	9,729	
3	60,00	Small		589,1	9,819	

Slika 19 – Izgled templata i rezultati merenja



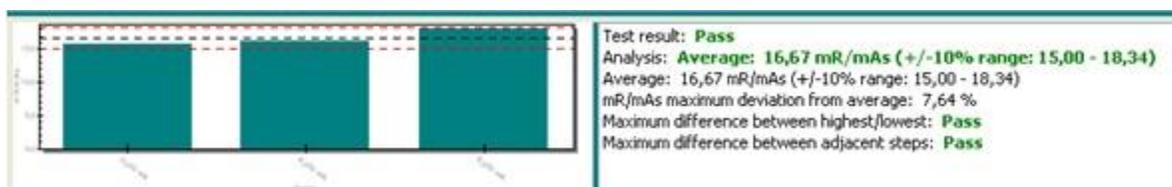
Slika 20 – Grafik zavisnosti i rezultat testa

Test je prošao, za srednju vrednost odnosa mR/mAs dobili smo 9.694 mR/mAs. Maksimalna devijacija od srednje vrednosti mR/mAs je 10%, a mi smo dobili 1.65%.

2) R-100B detektor:

8	3,000	Small	12000	12040	571,2	15,81
9	4,000	Small	12000	12040	782,7	16,25
10	5,000	Small	12000	12040	1080	17,94

Slika 21 – Izgled templata i rezultati merenja



Slika 22 – Grafik zavisnosti i rezultat testa

Test je prošao, za srednju vrednost odnosa mR/mAs dobili smo 16.67 mR/mAs. Maksimalna devijacija od srednje vrednosti mR/mAs je 10%, a mi smo dobili 7.64 %.

Možemo primetiti da je R-100B detektor izmerio veće izlazne doze (mR) u odnosu na MPD detektor. Razlog leži u tome što je R-100B detektor poluprovodnička dioda i mnogo je osetljiviji detektor od MPD-a.

### 7.3 Reproducibilnost

Ovaj test služi za proveru reproducibilnosti rendgenskih sistema. Reproducibilnost se proverava da bismo videli u kolikoj meri je izlazna doza konstantna kada se ekspozicija vrši mnogo puta. Ukoliko se od ekspozicije do ekspozicije vrednosti parametara menjaju u većem opsegu od prihvatljivog, pouzdanost svih testova kontrole kvaliteta dovedeni su u pitanje, a što je još važnije, sigurnost pacijenata je kompromitovana. Jedan od metoda provere, jeste provera koeficijenta varijacije. Koeficijent varijacije se definiše kao:

$$s = \frac{\sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n-1}}}{\bar{x}} \quad (7.2)$$

gde je  $x_i$  individualna očitana ekspozicija,  $n$  broj očitavanja, a  $\bar{x}$  srednja vrednost očitavanja. Prihvatljive vrednosti koeficijenta varijacije su ispod 0.08 mR. [9][10]

1) MPD detektor:

#	Comment	Meas mR	Diff (%)
1		1186	-0,63
2		1198	+0,34
3		1197	+0,30

Slika 23 – Izgled templata i rezultati merenja



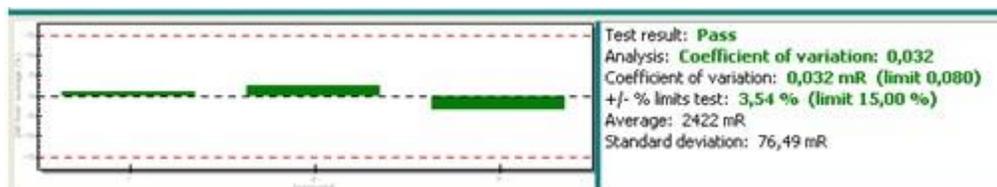
Slika 24 – Grafik zavisnosti i rezultat testa

Test je prošao, vrednost koeficijenta varijacije je 0.005 mR, a granica je 0.08 mR.

2) R-100B detektor:

#	Comment	Meas mR	Diff (%)
1		2447	+1,03
2		2483	+2,51
3		2337	-3,54

Slika 25 – Izgled templata i rezultati merenja



Slika 26 – Grafik zavisnosti i rezultat testa

Test je prošao, vrednost koeficijenta varijacije je 0.032 mR, a granica je 0.08 mR.

I u ovom slučaju, R-100B detektor je izmerio veće izlazne doze u odnosu na MPD detektor što je bilo za očekivati.

## 7.4 Tačnost tajmera (Timer Accuracy)

Ovaj test služi za proveru tačnosti tajmera rendgenskih sistema. Generator rendgenskog sistema mora biti sposoban da završi ekspoziciju posle izabranog vremenskog intervala. Meri se

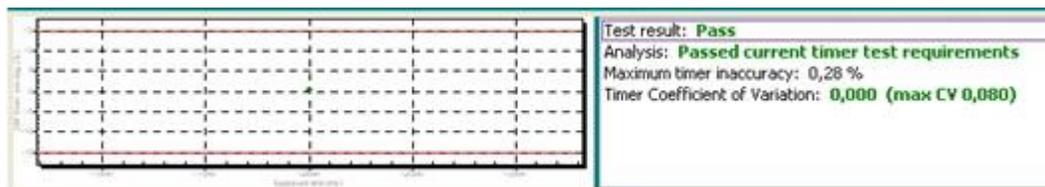
kVp i upoređuje sa vrednošću podešenom na generatoru. Ono što se računa jeste razlika izmerenog i podešenog vremena. Formula prema kojoj se određuje maksimalna netačnost je [9][10]:

$$\text{Maksimalna netačnost} = \text{Zadato vreme} \times \text{Granica tačnosti u procentima/100} \quad (7.3)$$

1) MPD detektor:

#	Set time (ms)	Comment	Meas time (ms)	Diff (%)
1	12000		12030	+0,28
2	12000		12030	+0,28

Slika 27 – Izgled templata i rezultati merenja



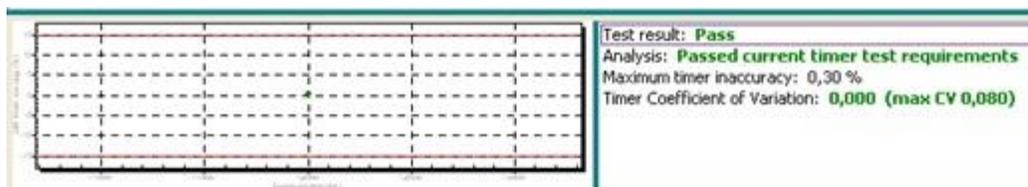
Slika 28 – Grafik zavisnosti i rezultat testa

Test je prošao zadate uslove, dobili smo da je maksimalna netačnost tajmera 0.28%, a granica je 10%.

2) R-100B detektor:

#	Set time (ms)	Comment	Meas time (ms)	Diff (%)
1	12000		12040	+0,29
2	12000		12040	+0,30

Slika 29 – Izgled templata i rezultati merenja



Slika 30 – Grafik zavisnosti i rezultat testa

Test je prošao, dobili smo da je maksimalna netačnost tajmera 0.30%, a granica je 10%.

## 7.5 HVL

Ovaj test se koristi za proveru vrednosti poludebljine slabljenja snopa na svim vrstama rendgenskih sistema.

HVL je metod određivanja kvaliteta snopa. HVL se definiše kao debljina određenog materijala koja atenuira rendgenski snop na polovinu vrednosti u odsustvu tog materijala, obično aluminijuma. Iz vrednosti HVL-a se procenjuje vrednost totalne filtracije.

Nije neobično da ukupna filtracija iznosi oko 2 mm Al na zubnom rendgenu, u poređenju sa 2.5 do 3.5 mm na normalnom rendgen uređaju. Metod koji MPD koristi da bi procenio ukupnu filtraciju u opsegu od 1.2 do 38 mm, ima apsolutnu grešku reda  $\pm 0.3$  mm. Uvek možemo koristiti standardnu HVL metodu dodavajući dodatne filtere u snop rendgenskog zračenja.

Pri izvođenju HVL testa, najmanje jedna ekspozicija mora biti izvršena sa 0 mm dodatne filtracije. Na taj način se proverava stabilnost napona. Takođe, najmanje jedna ekspozicija mora biti blizu 50% vrednosti. Al filteri se postavljaju redom i nakon dodavanja svakog pojedinačnog filtera vrši se merenje.

Čim je merena doza manja od polovine početne, HVL se računa. Ono što softver radi tokom merenja korespondira postupku crtanja logoritamskog grafika doze i debljine filtracije. Nakon završetka merenja softver vrši ekstrapolaciju rezultata određujući koliku filtraciju treba još dodati da bi se doza smanjila na polovinu početne. Zbirna filtracija koja je smanjila intenzitet na polovinu početne vrednosti predstavlja HVL. HVL se računa pomoću sledeće formule:

$$\text{HVL} = (T_b \cdot \ln(2 \cdot E_a/E_0) - T_a \cdot \ln(2 \cdot E_b/E_0)) / \ln(E_a/E_b) \quad (7.4)$$

gde je:

$\ln$  = prirodni logaritam

$E_0$  = direktna ekspozicija bez filtracije

$E_a$  = očitana ekspozicija iznad 50%

$E_b$  = očitana ekspozicija ispod 50%

$T_a$  = filtracija korištena kada je merenje  $E_a$  izvršeno

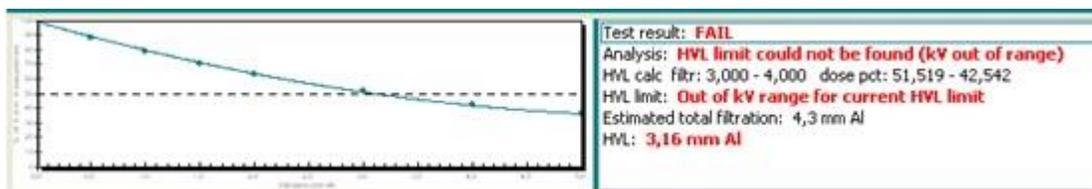
$T_b$  = filtracija korištena kada je merenje  $E_b$  izvršeno

Kriterijum prihvatanja/neprihvatanja se može podesiti u *Regulations – HVL limits* prozoru. [9][10]

1) MPD detektor:

#	Filtration (mm Al)	Comment	Meas mR	Ratio (%)
1	0,000		1191	100,00
2	0,500		1054	88,52
3	1,000		939,2	78,87
4	1,500		840,2	70,56
5	2,000		754,8	63,39
6	3,000		613,5	51,52
7	4,000		506,6	42,54
8	5,000		421,8	35,43

Slika 31 – Izgled templata i rezultati merenja



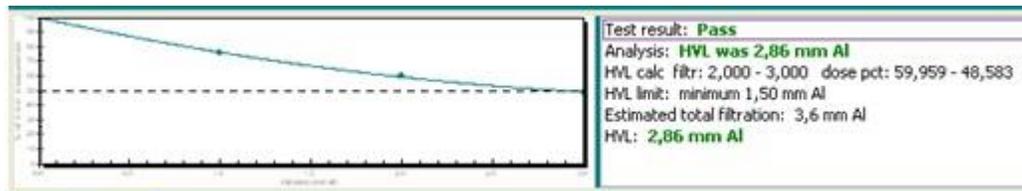
Slika 32 – Grafik zavisnosti i rezultat testa

Test nije prošao, jer HVL vrednost nije bila nađena. Detektor je izmerio vrednost kV koja se nalazi izvan opsega za HVL limit koji je zadat.

2) R-100B detektor:

#	Filtration (mm Al)	Comment	Meas mR	Ratio (%)
1	0,000		747,1	100,00
2	1,000		561,7	75,19
3	2,000		447,9	59,96
4	3,000		362,9	48,58

Slika 33 – Izgled templata i rezultati merenja



Slika 34 – Grafik zavisnosti i rezultat testa

Test je prošao, za HVL je dobijena vrednost od 2.86 mm Al, dok totalna filtracija iznosi 3.6 mm Al.

## 8 Projektovanje zaštitnih barijera

### 8.1 Glavni principi

Rendgenska cev u stomatološkoj ordinaciji stvara tri izvora rendgenskog zračenja, pri čemu svaki zahteva analiziranje kada vršimo zaštitu od zračenja. Postoji primarno, rasejano i cureće zračenje.

Primarno zračenje je ono koje generiše anoda rendgenske cevi, izlazi kroz prozor rendgenske cevi i direktno je usmereno ka pacijentu i receptoru slike. Energije fotona primarnog snopa su u opsegu od oko 15 keV do energije u keV koja je brojno jednaka maksimalnom radnom naponu rendgenske cevi. Ovaj napon je određen zahtevima radiografskog kontrasta, ali uobičajeno je u opsegu od 60 do 90 kVp kada se radi o intraoralnoj dentalnoj radiografiji. Brzina

doze primarnog snopa zavisi od radnog napona (kVp), proporcionalna je struji cevi (mA), a inverzno proporcionalna kvadratu udaljenosti između fokalne tačke rendgenske cevi i oblasti koja se štiti.

Rasejano zračenje se stvara Komptonovom i koherentnom interakcijom koje su posledica sudara primarnih fotona i atoma objekta, najčešće pacijenta. Rasejano zračenje je neizbežna posledica primarnog snopa. Brzina kerme u vazduhu koja je posledica rasejanog zračenja je proporcionalna brzini kerme u vazduhu primarnog snopa i ugaone širine primarnog snopa, a inverzno proporcionalna kvadratu udaljenosti između rasejavajućeg medijuma i oblasti koja se štiti. Iako je energijski spektar rasejanog zračenja pomešten ka nižim energijama kao posledica Komptonovog efekta, za svrhe zaštite od zračenja, pretpostavlja se da spektar rasejanog zračenja odgovara spektru primarnog snopa.

Cureće zračenje se generiše od strane anode rendgenske cevi, ali prolazi kroz zaštitno kućište. Brzina kerme u vazduhu koja je posledica curećeg zračenja je ograničena regulativom. Cureće zračenje na 1 m od izvora je ograničeno maksimalnom vrednošću brzine ekspozicije koja iznosi  $0.1 \text{ R h}^{-1}$  prema SAD standardu (FDA, 1995). Internacionalni standard za cureće zračenje je brzina kerme u vazduhu koja iznosi  $0.25 \text{ mGy h}^{-1}$  za intraoralne rendgen aparate, a za ostale rendgen aparate  $1 \text{ mGy h}^{-1}$ . Rasejano i cureće zračenje se smatraju sekundarnim zračenjem.

Prema tome, primarno, rasejano i cureće zračenje se razlikuju po intenzitetu, tački stvaranja, i distribuciji fotonske energije. Zbog ovih razlika, takođe se razlikuju i po transmisiji kroz barijere. Ukupna kerma u vazduhu transmitovana u oblast koja se štiti  $K_{\text{tot}}(x,m)$  koja je posledica zračenja od strane rendgenske cevi u radiografskoj prostoriji, koja se štiti barijerom debljine  $x$  materijala  $m$ , je zbir doprinosa primarnog, rasejanog i curećeg zračenja od strane cevi. Ako su  $K_P(x,m)$ ,  $K_S(x,m)$  i  $K_L(x,m)$  kerme u vazduhu transmitovane u oblast koja se štiti od primarnog, rasejanog i curećeg zračenja respektivno, onda je:

$$K_{\text{tot}}(x,m) = K_P(x,m) + K_S(x,m) + K_L(x,m) \quad (8.1)$$

Ako prostorija sadrži više od jedne rendgenske cevi, onda doprinosi svake cevi moraju da se saberu.

Debljina zaštitne barijere  $x_{acc}$  se smatra prihvatljivom kada je ukupna kerma u vazduhu u tački izvan barijere (najčešće 0.3 m) jednaka ili manja cilju projektovanja zaštitnih barijera (npr. 0.1 mGy nedelja<sup>-1</sup> za kontrolisanu zonu i 0.02 mGy nedelja<sup>-1</sup> za nadziranu zonu) (NCRP). Ovo odgovara godišnjoj vrednosti od 5 mGy (kontrolisana zona) i 1 mGy (nadzirana zona) (NCRP).

Prema ICRP-u, kontrolisana zona je ona u kojoj normalni radni uslovi zahtevaju od radnika da prate ustanovljene procedure i sprovede ciljane specificirane kontrole izloženosti zračenju. Ona je označena, u konsultaciji sa rukovodiocem za radijacionu sigurnost (RSO) kao zona u kojoj granična godišnja doza profesionalno izloženog osoblja može preći 3/10 ma koje godišnje profesionalne granice doze. Pristup kontrolisanoj zoni je zabranjen licima neobučenim u oblasti zaštite od zračenja i pod strogim je nadzorom.

Nadzirana zona je ona u kojoj se radna praksa drži pod prismotrom ali nisu neophodne nikakve specijalne procedure. Linija razgraničenja između kontrolisane i nadzirane zone je postavljena na osnovu 3/10 godišnje profesionalne granice doze. ICRP ne smatra više da je potrebno razgraničenje, već da rukovodstvo treba da odluči koja će se zona kontrolisati.

Za slučaj kada se pojedinac zadržava samo deo vremena T u oblasti koja se štiti (T je faktor zadržavanja), cilj projektovanja zaštitnih barijera P je korigovan faktorom T<sup>-1</sup>. Odatle sledi, da je prihvatljiva zaštitna barijera definisina kao:

$$K_{tot}(x_{barrier}, m) = P/T \quad (8.2)$$

U opštem slučaju, prihvatljiva debljina barijere  $x_{barrier}$  može biti određena iz jednačine, koristeći samo numeričke ili grafičke metode. Ukupna kerma u vazduhu kroz barijeru debljine x se računa pomoću jednačine koristeći modele za primarnu, rasejanu i cureću kermu u vazduhu, a potom se modifikuje sve dok se jednačina ne zadovolji. U nekim slučajevima,  $x_{barrier}$  može biti približno izračunato koristeći tabele za pojednostavljene uslove. [1]

## 8.2 Neophodni podaci za izračunavanje debljine zaštitnih barijera

Da bismo izračunali debljinu barijera potrebne su nam brojne vrednosti nekoliko varijabli. Ove varijable su [1]:

- Maksimalni radni napon (maksimalni kVp) rendgen aparata;
- Radno opterećenje rendgenske cevi u mA po nedelji;
- Razdaljina do tačke za koju se računa primarna ili sekundarna barijera;
- Željena vrednost kerme za kontrolisanu ili nadziranu zonu;
- Udeo vremena tokom kojeg je osoba u blizini izvora zračenja u nadziranoj zoni (faktor zadržavanja); za kontrolisanu zonu faktor zadržavanja je jednak jedinici;
- Udeo vremena tokom kojeg je rendgenska cev usmerena ka primarnoj barijeri (faktor korišćenja);
- Udeo primarnog snopa koji je transmitovan kroz pacijenta i receptor slike;
- Standard za cureće zračenje prema kome je cev dizajnirana i efektivna cureća struja.

### 8.2.1 Radni napon (kVp)

Radni napon rendgenske cevi, izražen kao kVp, je neophodno znati zbog zavisnosti transmisije kroz barijeru od energije rendgenskog zračenja. Cureće zračenje takođe zavisi od kVp-a. Prema konzervativnom pristupu, pretpostavljamo da aparat uvek radi pri maksimalnoj vrednosti kVp-a. [1]

### 8.2.2 Faktori zadržavanja

Proračun debljine zaštitnih barijera zasniva se na realnim procenama vremena zadržavanja pojedinca u prostorijama koje se štite. Faktor zadržavanja T podrazumeva očekivano vreme zadržavanja lica u zonama koje se štite, nezavisno od stvarnog zadržavanja. Odnosi se na pojedinca koji se najduže zadržava u prostoriji i izražava se kao deo ukupnog vremena. U Tabeli 5 prikazane su uobičajene vrednosti faktora zadržavanja za različite prostorije. [1]

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

*Tabela 5 – Vrednosti faktora zadržavanja za različite prostorije*

### **8.2.3 Radno opterećenje**

Polazni podatak u proračunu debljine zaštitnih barijera su informacije o nameni rendgenaparata i očekivanom broju pacijenata. Za rendgenaparate koji rade sa nazivnim naponima rendgenske cevi koji su predviđeni za sprovođenje postupka, nedeljno radno opterećenje se izražava proizvodom struje rendgenske cevi i vremena njenog korišćenja (mAs). Radno opterećenje je direktna mera broja elektrona koji udaraju o anodu rendgenske cevi. Za dati radni napon, radno opterećenje je direktno proporcionalno kermi u vazduhu za primarni snop na određenoj udaljenosti. Račun se dosta pojednostavljuje ukoliko se pretpostavi da rendgenska cev

radi na samo jednoj vrednosti napona. Za mnoge situacije u dentalnoj radiografiji, posebno u intraoralnoj radiografiji, ovo je dobra pretpostavka. Ukoliko se koristi više radnih napona, račun se može izvesti po konzervativnom pristupu koristeći samo najveći radni napon.

Korisno je definisati normalizovano radno opterećenje ( $W_{\text{norm}}$ ) koje predstavlja prosečno radno opterećenje po pacijentu. Ukupno radno opterećenje nedeljno se dobija iz jednačine:

$$W_{\text{tot}} = N W_{\text{norm}} \quad (8.3)$$

gde  $N$  predstavlja broj pacijenata nedeljno. U slučaju da je broj pacijenata nedostupna informacija, one su date tabelarno za određene prostorije (Tabela 6).

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

Tabela 6 – Radno opterećenje u zavisnosti od tipa rendgen aparata i prosečnog broja pacijenata nedeljno

S obzirom da atenuaciona svojstva snopa ispoljavaju jaku zavisnost od kVp, distribucija radnog opterećenja u zavisnosti od kVp-a je mnogo bitnija informacija od samih vrednosti radnog opterećenja. Vrednosti za radno opterećenje u zavisnosti od kVp-a u intervalima od 5 kVp za sve vrste rendgen aparata date su u Tabeli 7. [1]

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

kVp <sup>a</sup>	Radiography Room <sup>b</sup>			Fluoro. Tube (R&F room) <sup>c</sup>	Rad Tube (R&F room) <sup>c</sup>	Chest Room	Mammo. Room	Cardiac Angiography	Peripheral Angiography <sup>d</sup>
	Rad Room (all barriers)	Rad Room (chest bucky)	Rad Room (floor or other barriers)						
25	0	0	0	0	0	0	$9.25 \times 10^{-1}$	0	0
30	0	0	0	0	0	0	4.67	0	0
35	0	0	0	0	0	0	1.10	0	0
40	$1.38 \times 10^{-4}$	0	$1.38 \times 10^{-4}$	0	0	0	0	0	0
45	$7.10 \times 10^{-4}$	0	$7.10 \times 10^{-4}$	0	$5.78 \times 10^{-4}$	0	0	0	0
50	$8.48 \times 10^{-3}$	$6.78 \times 10^{-3}$	$1.70 \times 10^{-3}$	0	$7.65 \times 10^{-4}$	0	0	$3.40 \times 10^{-1}$	$8.94 \times 10^{-2}$
55	$1.09 \times 10^{-2}$	$4.56 \times 10^{-4}$	$1.04 \times 10^{-2}$	$7.02 \times 10^{-2}$	$7.26 \times 10^{-4}$	0	0	$4.20 \times 10^{-1}$	$3.98 \times 10^{-2}$
60	$9.81 \times 10^{-2}$	$8.96 \times 10^{-3}$	$8.91 \times 10^{-2}$	$1.13 \times 10^{-1}$	$1.52 \times 10^{-2}$	0	0	1.96	$6.99 \times 10^{-1}$
65	$1.04 \times 10^{-1}$	$3.42 \times 10^{-2}$	$7.00 \times 10^{-2}$	$1.87 \times 10^{-1}$	$2.52 \times 10^{-2}$	0	0	4.55	$1.50 \times 10^1$
70	$4.58 \times 10^{-1}$	$7.25 \times 10^{-2}$	$3.85 \times 10^{-1}$	$1.45 \times 10^{-1}$	$8.89 \times 10^{-2}$	$2.02 \times 10^{-2}$	0	6.03	$1.22 \times 10^1$
75	$5.01 \times 10^{-1}$	$9.53 \times 10^{-2}$	$4.05 \times 10^{-1}$	$1.94 \times 10^{-1}$	$2.24 \times 10^{-1}$	$2.36 \times 10^{-3}$	0	8.02	$1.53 \times 10^1$
80	$5.60 \times 10^{-1}$	$1.40 \times 10^{-1}$	$4.20 \times 10^{-1}$	1.72	$4.28 \times 10^{-1}$	0	0	$2.54 \times 10^1$	$1.10 \times 10^1$
85	$3.15 \times 10^{-1}$	$6.62 \times 10^{-2}$	$2.49 \times 10^{-1}$	2.19	$2.18 \times 10^{-1}$	$7.83 \times 10^{-4}$	0	$4.03 \times 10^1$	4.09
90	$1.76 \times 10^{-1}$	$1.41 \times 10^{-2}$	$1.62 \times 10^{-1}$	1.46	$5.33 \times 10^{-2}$	0	0	$2.10 \times 10^1$	3.43
95	$2.18 \times 10^{-2}$	$3.51 \times 10^{-3}$	$1.82 \times 10^{-2}$	1.15	$4.89 \times 10^{-2}$	0	0	$1.06 \times 10^1$	$6.73 \times 10^{-1}$

Tabela 7 – Vrednosti za radno opterećenje u zavisnosti od kVp u intervalima od 5 kVp za sve vrste rendgen aparata

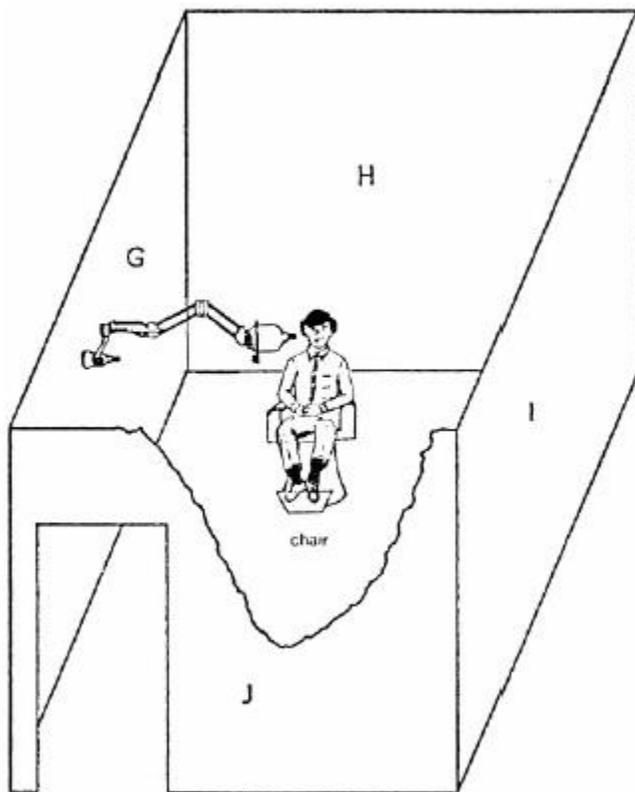
## 8.2.4 Faktor korišćenja

Udeo vremena emisije rendgenskog zračenja tokom kojeg je rendgenski snop usmeren prema određenoj barijeri se naziva faktor korišćenja za datu barijeru.

## Intraoralna radiografija

Kod intraoralne radiografije, kao što je prikazano na slici 35, kada je pacijent okrenut ka zidu J, korisni snop može naići na zid G,H i I, ali ne i zid J. Korisni snop retko kad može naići na pod ili plafon. Faktori korišćenja i distribucija ekspozicije zračenja su proučeni za objekte sa intraoralnim rendgen aparatima (MacDonald et al., 1983; Reid and MacDonald 1984). Ova istraživanja predlažu da faktori korišćenja za bočne zidove (G i I) iznose 0.4, a za zid H 0.2. Faktori korišćenja za zid J prema kojem je pacijent okrenut, plafon i pod iznose nula.

Popularna tehnika intraoralne radiografije koja koristi *positive beam-receptor* poravnanje se sastoji od naslanjanja pacijenta i postizanja željene geometrije rotiranjem pacijentove glave, pri čemu se održava vertikalnost primarnog snopa (usmerenog ka podu). U tom slučaju pod ne može biti zanemaren, već postaje primarna barijera.



Slika 35 – Pogled na prostoriju sa stomatološkim rendgen aparatom tokom ekspozicije intraoralnog filma

## **Panoramska radiografija**

Panoramski rendgen aparati imaju uzan korisni snop koji ozračava vrlo mali deo glave. Pravac snopa kod panoramskog aparata je fiksiran tako da uvek nailazi na otvor uređaja koji drži receptor slike i poseduje primarnu barijeru iza receptora slike. Korisni snop prelazi samo oblast koja se ispituje i ne nailazi na druge objekte. To znači da u slučaju panoramskog rendgen aparata, zahtevaju se samo sekundarne barijere. [1]

### **8.3 Ciljevi projektovanja zaštitnih barijera**

Tabela 3 prikazuje dozne limite za godišnju efektivnu dozu za profesionalno izloženo osoblje i javnost. Kada se projektuju zaštitne barijere, mora se uzeti ALARA princip u obzir. Npr., kod dentalnih rendgen instalacija, povećanje cene pri odabiru restriktivnijeg cilja pri projektovanju zaštitnih barijera je obično minimalno zbog relativno niskih energija rendgenskog snopa u dentalnoj radiografiji. NCRP preporučuje da cilj projektovanja zaštitnih barijera odnosno željena vrednost kerme u vazduhu na nedeljnom nivou iznosi 0.1 mGy za kontrolisanu zonu i 0.02 mGy za nadziranu zonu. [1]

### **8.4 Formalizam proračuna debljine zaštitnih barijera**

Napomenuli smo da razlog zbog kojih se proračunava debljina zaštitnih barijera jeste redukovanje vrednosti kerme u vazduhu u u prostorijama koje se štite na vrednost  $\leq P/T$  (faktor zadržavanja, NCRP Report 147). Transmisiona funkcija  $B(x)$  se definiše kao odnos vrednosti kerme u vazduhu iza barijere debljine  $x$  i vrednosti kerme u vazduhu na istoj lokaciji bez zaštitne barijere.

$$B = K_{sh} / K_{un} \quad (8.4)$$

Svrha projektovanja zaštitnih barijera je data preko veličine kerma u vazduhu ( $K$ ), koja se rutinski meri jonizacionim komorama. Kerma u vazduhu (u miligrejima) je direktno proporcionalna ekspoziciji (u rendgenima) [1]:

$$K = 8.76 X \quad (8.5)$$

### 8.5.1 Primarno zračenje

Primarni snop je intenzivno, kolimisano polje zračenja koje izlazi kroz prozor rendgenske cevi i usmereno je ka pacijentu i receptoru slike.

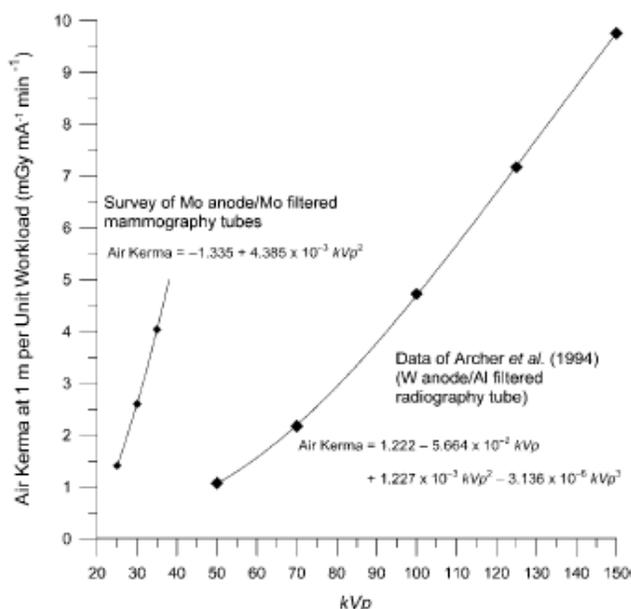
Neka je  $K_w(V_t)$  kerma u vazduhu po jedinici radnog opterećenja za primarni snop na udaljenosti 1 m od izvora zračenja koji radi pri naponu  $V_t$ . Vrednosti  $K_w(V_t)$  za individualne rendgenske cevi zavise od talasnog oblika generatora, materijala anode, filtracije i anodnog ugla. Može se pokazati da za trofazne 12-pulsne aparate sa volframovom anodom, kerma u vazduhu po jedinici radnog opterećenja ( $\text{mGy mA}^{-1} \text{min}^{-1}$ ) zadovoljava kubnu jednačinu po radnom potencijalu  $V_t(\text{kVp})$ :

$$K_w(V_t) = 1.222 - (5.664 \cdot 10^{-2}) V_t + (1.227 \cdot 10^{-3}) V_t^2 - (3.136 \cdot 10^{-6}) V_t^3 \quad (8.6)$$

Za jednofazne rendgen aparate, kerma u vazduhu po jedinici radnog opterećenja je manja, ali i dalje zadovoljava kubnu jednačinu:

$$K_w(V_t) = -0.37 - (2.58 \cdot 10^{-3}) V_t + (5.37 \cdot 10^{-4}) V_t^2 - (1.02 \cdot 10^{-6}) V_t^3 \quad (8.7)$$

Kerma u vazduhu po jedinici radnog opterećenja za primarni snop na udaljenosti 1 m od izvora zračenja u zavisnosti od napona  $V_t$  data je na slici 36.



**Fig. B.1.** The primary beam air kerma per unit workload at 1 m [ $K_w^1(kVp)$ ].

Slika 36 – Kerma u vazduhu primarnog snopa po jedinici radnog opterećenja na 1 m udaljenosti od izvora

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

$$K_p^1 = K_w^1(kVp) \cdot W(kVp) \quad (8.8)$$

Na udaljenosti  $d_p$  od izvora zračenja, kerma u vazduhu se računa po formuli [1]:

$$K_p(0, kVp) = K_w^1(kVp) \cdot W(kVp) / d_p^2 \quad (8.9)$$

### 8.5.2 Sekundarno zračenje

Sekundarno zračenje je neizbežna posledica primarnog snopa. Barijere na koje nikada ne nailazi primarni snop moraju da štite od rasejanog i curećeg zračenja.

Intenzitet rasejanog zračenja zavisi od ugla rasejanja  $\theta$ , broja primarnih fotona koji padaju na pacijenta, energije primarnih fotona, i mesta rendgenskog snopa na pacijentu.

Pretpostavlja se, da ako je sve ostalo jednako, broj primarnih fotona koji padaju na pacijenta varira linearno sa oblašću rendgenskog snopa. Za fiksiran kVp, mA·s, i kolimaciju, intenzitet rasejanog zračenja ne zavisi od udaljenosti izvora od pacijenta.

U Tabeli 8 su date vrednosti kerme u vazduhu koja potiče od curećeg i rasejanog zračenja ( $K_{sec}^1$ ). Ove vrednosti su računane za distribuciju kliničkog radnog opterećenja i na rastojanju od 1 m. Kermu u vazduhu koja je posledica sekundarnog zračenja, na rastojanju  $d_{sec}$  u slučaju kad ne postoji zaštitna barijera, za N pacijenata, računamo po formuli [1]:

$$K_{sec}(0) = K_{sec}^1 N / d_{sec}^2 \quad (8.10)$$

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

Tabela 8 – Vrednosti kerme u vazduhu koja potiče od curećeg i rasejanog zračenja

### 8.5.3 Računanje debljine barijera ( $x_{barrier}$ )

Vrednost kerme u vazduhu iza barijere debljine  $x_{tot}$  pri transmisiji primarnih rendgenskih zraka pri zadatom radnom naponu  $B_p(x_{tot}, kVp)$  je:

$$K_p(x_{tot}, kVp) = K_w^1(kVp) U W(kVp) / d_p^2 B_p(x_{tot}, kVp), \quad (8.11)$$

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

$$K_p(x_{tot}) = \sum_{kVp} K_p(x_{tot}, kVp) = \sum_{kVp} (K_w^1(kVp) U W(kVp) / d_p^2) B_p(x_{tot}, kVp) \quad (8.12)$$

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

$$K_p(0) = (K_p^1 N U) / d_p^2 \quad (8.13)$$

Transmitovana primarna kerma u vazduhu kroz barijeru debljine  $x$  je:

$$K_p(x) = K_p^1 N U B_p(x) / d_p^2 \quad (8.14)$$

Prihvatljiva debljina zaštitne barijere ( $x_{barrier}$ ) je ona za koju je vrednost transmisionog faktora:

$$B(x_{barrier}) = P d_p^2 / K_p^1 U T N \quad (8.15)$$

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

$$B(x_{barrier}) = \left(\frac{P}{T}\right) \frac{d^2}{KN} \quad (8.16)$$

gde je  $d$  razdaljina između izvora zračenja i pojedinca koji se nalazi iza zaštitne barijere,  $K$  je srednja vrednost kerme u vazduhu za nezaštićenog pacijenta koji se nalazi na 1 m rastojanja od izvora zračenja,  $N$  je očekivani broj pacijenata koji se ispituju po prostoriji u toku jedne nedelje. Na osnovu transmisionih karakteristika izvora rendgenskog zračenja: transmisionih krivi, transmisionih parametara  $\alpha, \beta, \gamma$  (NCRP izveštaj 147), debljina zaštitne barijere se izračunava kao:

$$x_{barrier} = \frac{1}{\alpha\gamma} \ln \left[ \frac{\left(\frac{NTK}{Pd^2}\right)^\gamma + \frac{\beta}{\alpha}}{1 + \frac{\beta}{\alpha}} \right] = \frac{1}{\alpha\gamma} \ln \left[ \frac{(B)^{-\gamma} + \frac{\beta}{\alpha}}{1 + \frac{\beta}{\alpha}} \right] \quad (8.17)$$

Transmisioni parametri  $\alpha, \beta, \gamma$  su funkcije materijala od kojeg je izrađena zaštitna barijera, kao i od napona kVp. Vrednosti ovih transmisionih faktora za različite vrednosti kVp i materijale su date u Tabeli 9 [1].

$kVp^b$	Lead			Concrete <sup>a</sup>			Gypsum Wallboard		
	$\alpha$ (mm <sup>-1</sup> )	$\beta$ (mm <sup>-1</sup> )	$\gamma$	$\alpha$ (mm <sup>-1</sup> )	$\beta$ (mm <sup>-1</sup> )	$\gamma$	$\alpha$ (mm <sup>-1</sup> )	$\beta$ (mm <sup>-1</sup> )	$\gamma$
25	$4.952 \times 10^1$	$1.940 \times 10^2$	$3.037 \times 10^{-1}$	$3.904 \times 10^{-1}$	1.645	$2.757 \times 10^{-1}$	$1.576 \times 10^{-1}$	$7.175 \times 10^{-1}$	$3.048 \times 10^{-1}$
30	$3.880 \times 10^1$	$1.780 \times 10^2$	$3.473 \times 10^{-1}$	$3.173 \times 10^{-1}$	1.698	$3.593 \times 10^{-1}$	$1.208 \times 10^{-1}$	$7.043 \times 10^{-1}$	$3.613 \times 10^{-1}$
35	$2.955 \times 10^1$	$1.647 \times 10^2$	$3.948 \times 10^{-1}$	$2.528 \times 10^{-1}$	1.807	$4.648 \times 10^{-1}$	$8.878 \times 10^{-2}$	$6.988 \times 10^{-1}$	$4.245 \times 10^{-1}$
40				$1.297 \times 10^{-1}$	$1.780 \times 10^{-1}$	$2.189 \times 10^{-1}$			
45				$1.095 \times 10^{-1}$	$1.741 \times 10^{-1}$	$2.269 \times 10^{-1}$			
50	8.801	$2.728 \times 10^1$	$2.957 \times 10^{-1}$	$9.032 \times 10^{-2}$	$1.712 \times 10^{-1}$	$2.324 \times 10^{-1}$	$3.883 \times 10^{-2}$	$8.730 \times 10^{-2}$	$5.105 \times 10^{-1}$
55	7.839	$2.592 \times 10^1$	$3.499 \times 10^{-1}$	$7.422 \times 10^{-2}$	$1.697 \times 10^{-1}$	$2.454 \times 10^{-1}$	$3.419 \times 10^{-2}$	$8.315 \times 10^{-2}$	$5.606 \times 10^{-1}$
60	6.951	$2.489 \times 10^1$	$4.198 \times 10^{-1}$	$6.251 \times 10^{-2}$	$1.692 \times 10^{-1}$	$2.733 \times 10^{-1}$	$2.985 \times 10^{-2}$	$7.961 \times 10^{-2}$	$6.169 \times 10^{-1}$
65	6.130	$2.409 \times 10^1$	$5.019 \times 10^{-1}$	$5.528 \times 10^{-2}$	$1.696 \times 10^{-1}$	$3.217 \times 10^{-1}$	$2.609 \times 10^{-2}$	$7.597 \times 10^{-2}$	$6.756 \times 10^{-1}$
70	5.369	$2.349 \times 10^1$	$5.881 \times 10^{-1}$	$5.087 \times 10^{-2}$	$1.696 \times 10^{-1}$	$3.847 \times 10^{-1}$	$2.302 \times 10^{-2}$	$7.163 \times 10^{-2}$	$7.299 \times 10^{-1}$
75	4.666	$2.269 \times 10^1$	$6.618 \times 10^{-1}$	$4.797 \times 10^{-2}$	$1.663 \times 10^{-1}$	$4.492 \times 10^{-1}$	$2.066 \times 10^{-2}$	$6.649 \times 10^{-2}$	$7.750 \times 10^{-1}$
80	4.040	$2.169 \times 10^1$	$7.187 \times 10^{-1}$	$4.583 \times 10^{-2}$	$1.549 \times 10^{-1}$	$4.926 \times 10^{-1}$	$1.886 \times 10^{-2}$	$6.093 \times 10^{-2}$	$8.103 \times 10^{-1}$
85	3.504	$2.037 \times 10^1$	$7.550 \times 10^{-1}$	$4.398 \times 10^{-2}$	$1.348 \times 10^{-1}$	$4.943 \times 10^{-1}$	$1.746 \times 10^{-2}$	$5.558 \times 10^{-2}$	$8.392 \times 10^{-1}$

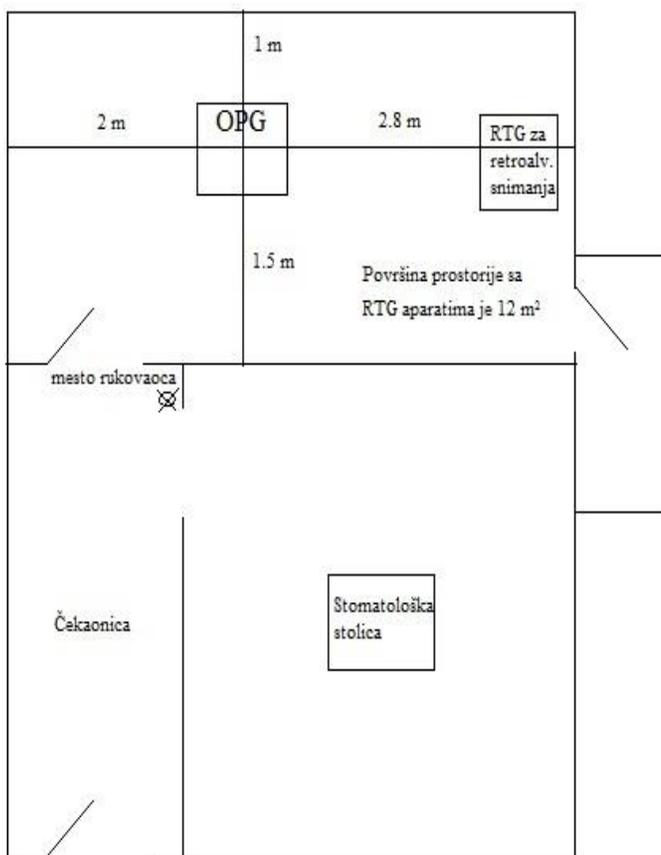
$kVp^b$	Steel			Plate Glass			Wood		
	$\alpha$ (mm <sup>-1</sup> )	$\beta$ (mm <sup>-1</sup> )	$\gamma$	$\alpha$ (mm <sup>-1</sup> )	$\beta$ (mm <sup>-1</sup> )	$\gamma$	$\alpha$ (mm <sup>-1</sup> )	$\beta$ (mm <sup>-1</sup> )	$\gamma$
25	9.364	$4.125 \times 10^1$	$3.202 \times 10^{-1}$	$3.804 \times 10^{-1}$	1.543	$2.869 \times 10^{-1}$	$2.230 \times 10^{-2}$	$4.340 \times 10^{-2}$	$1.937 \times 10^{-1}$
30	7.406	$4.193 \times 10^1$	$3.959 \times 10^{-1}$	$3.061 \times 10^{-1}$	1.599	$3.693 \times 10^{-1}$	$2.166 \times 10^{-2}$	$3.966 \times 10^{-2}$	$2.843 \times 10^{-1}$
35	5.716	$4.341 \times 10^1$	$4.857 \times 10^{-1}$	$2.396 \times 10^{-1}$	1.694	$4.683 \times 10^{-1}$	$1.901 \times 10^{-2}$	$3.873 \times 10^{-2}$	$3.732 \times 10^{-1}$
50	1.817	4.840	$4.021 \times 10^{-1}$	$9.721 \times 10^{-2}$	$1.799 \times 10^{-1}$	$4.912 \times 10^{-1}$	$1.076 \times 10^{-2}$	$1.862 \times 10^{-3}$	1.170
55	1.493	4.515	$4.293 \times 10^{-1}$	$8.552 \times 10^{-2}$	$1.661 \times 10^{-1}$	$5.112 \times 10^{-1}$	$1.012 \times 10^{-2}$	$1.404 \times 10^{-3}$	1.269
60	1.183	4.219	$4.571 \times 10^{-1}$	$7.452 \times 10^{-2}$	$1.539 \times 10^{-1}$	$5.304 \times 10^{-1}$	$9.512 \times 10^{-3}$	$9.672 \times 10^{-4}$	1.333
65	$9.172 \times 10^{-1}$	3.982	$4.922 \times 10^{-1}$	$6.514 \times 10^{-2}$	$1.443 \times 10^{-1}$	$5.582 \times 10^{-1}$	$8.990 \times 10^{-3}$	$6.470 \times 10^{-4}$	1.353
70	$7.149 \times 10^{-1}$	3.798	$5.378 \times 10^{-1}$	$5.791 \times 10^{-2}$	$1.357 \times 10^{-1}$	$5.967 \times 10^{-1}$	$8.550 \times 10^{-3}$	$5.390 \times 10^{-4}$	1.194
75	$5.793 \times 10^{-1}$	3.629	$5.908 \times 10^{-1}$	$5.291 \times 10^{-2}$	$1.280 \times 10^{-1}$	$6.478 \times 10^{-1}$	$8.203 \times 10^{-3}$	$6.421 \times 10^{-4}$	1.062
80	$4.921 \times 10^{-1}$	3.428	$6.427 \times 10^{-1}$	$4.955 \times 10^{-2}$	$1.208 \times 10^{-1}$	$7.097 \times 10^{-1}$	$7.903 \times 10^{-3}$	$8.640 \times 10^{-4}$	$9.703 \times 10^{-1}$
85	$4.355 \times 10^{-1}$	3.178	$6.861 \times 10^{-1}$	$4.721 \times 10^{-2}$	$1.140 \times 10^{-1}$	$7.786 \times 10^{-1}$	$7.686 \times 10^{-3}$	$1.056 \times 10^{-3}$	1.015
90	$3.971 \times 10^{-1}$	2.913	$7.204 \times 10^{-1}$	$4.550 \times 10^{-2}$	$1.077 \times 10^{-1}$	$8.522 \times 10^{-1}$	$7.511 \times 10^{-3}$	$1.159 \times 10^{-3}$	1.081
95	$3.681 \times 10^{-1}$	2.654	$7.461 \times 10^{-1}$	$4.410 \times 10^{-2}$	$1.013 \times 10^{-1}$	$9.222 \times 10^{-1}$	$7.345 \times 10^{-3}$	$1.133 \times 10^{-3}$	1.116
100	$3.415 \times 10^{-1}$	2.420	$7.645 \times 10^{-1}$	$4.278 \times 10^{-2}$	$9.466 \times 10^{-2}$	$9.791 \times 10^{-1}$	$7.230 \times 10^{-3}$	$9.343 \times 10^{-4}$	1.309
105	$3.135 \times 10^{-1}$	2.227	$7.788 \times 10^{-1}$	$4.143 \times 10^{-2}$	$8.751 \times 10^{-2}$	1.014	$7.050 \times 10^{-3}$	$6.199 \times 10^{-4}$	1.365

Tabela 9 – Vrednosti transmisionih faktora  $\alpha, \beta, \gamma$  u zavisnosti od materijala od kojeg je izgrađena zaštitna barijera kao i napona  $kVp$  (NCRP izveštaj 147)

## 9 Račun i procena godišnje efektivne doze za profesionalno izloženo osoblje

### Podaci o prostorijama

Prostorija u kojoj se nalazi rendgen aparat prikazana je na slici 37. Ordinacija se nalazi u stambenoj zgradi u lokalu u prizemlju. U prostoriji se nalaze dva rendgen aparata, podesnim električnim povezivanjem obezbeđeno je da se ne može vršiti istovremeno eksponiranje na oba aparata. Zidovi i vrata zadovoljavaju minimalne debljine zaštitnih barijera izračunatih u ovom projektu.



Slika 37 – Tlocrt prostorije sa rendgen aparatima u stomatološkoj ordinaciji „NS DENTAL STUDIO“ Kralja Petra I 15, Bačka Palanka

## Podaci o rendgen aparatu

Rendgen aparat za panoramsko snimanje: *GENDEX 765 CD*

Nazivni napon rendgenske cevi: **85 kV**

Jačina struje rendgenske cevi: **15 mA**

Za račun koristimo sledeće podatke:

- 50 pacijenata nedeljno u proseku se eksponira
- Za nadziranu zonu je  $P = 0.02 \text{ mGy/ned}$  (NCRP 137)
- Faktor zadržavanja iz Tabele 5. je  $T = 1$

Prema *Pravilniku o uslovima za dobijanje licence za obavljanje radijacione delatnosti* (Sl. gl. RS 61/11 od 19.08.2011): Prostorija u kojoj se koristi rendgen-aparat za snimanje zuba čiji visoki napon rendgenske cevi prelazi 60 kV kao i rendgen-aparat za snimanje zuba i statusa vilice mora imati površinu od najmanje  $10 \text{ m}^2$ . Površina prostorije u kojoj je smešten aparat je  $12 \text{ m}^2$  ( $4.8 \text{ m} \times 2.5 \text{ m}$ ) što znači da je zadovoljen uslov o površini prostorije.

S obzirom da je u pitanju aparat za panoramsko snimanje kod kojeg se primarni snop u potpunosti apsorbuje, zahtevaju se samo sekundarne barijere (NCRP 145).

Koristimo Tabelu 8 i formulu 8.10 da bismo izračunali vrednost kerme u vazduhu koja je posledica sekundarnog zračenja na rastojanju  $d_p$  od izvora rendgenskog zračenja kada nemamo zaštitne barijere. Treba napomenuti da se za rastojanje ( $d_p$ ) do okupacione zone uzima rastojanje od izvora zračenja do najbližeg pojedinca pri čemu se pretpostavlja da pojedinci neće biti na rastojanju manjem od 0.3 m od zaštitnog zida .

1) Iza zida na udaljenosti od 1.5 m od izvora zračenja:

$$K_{\text{sec}}(0) = \frac{4.9 \cdot 10^{-2} \cdot 50}{1.8^2} = 0.76$$

Da bismo dobili vrednost transmisije koristimo formulu 8.4:

$$B(X_{\text{barrier}}) = 0.02 \text{ mGy ned}^{-1} / 0.76 \text{ mGy ned}^{-1} = 0.0263$$

2) Iza zida na udaljenosti 2.8 m od izvora zračenja:

$$K_{\text{sec}}(0) = \frac{4.9 \cdot 10^{-2} \cdot 50}{3.1^2} = 0.25$$

$$B(X_{\text{barrier}}) = 0.02 \text{ mGy ned}^{-1} / 0.25 \text{ mGy ned}^{-1} = 0.0800$$

3) Iza zida na udaljenosti 1 m od izvora zračenja:

$$K_{\text{sec}}(0) = \frac{4.9 \cdot 10^{-2} \cdot 50}{1.3^2} = 1.45$$

$$B(X_{\text{barrier}}) = 0.02 \text{ mGy ned}^{-1} / 1.45 \text{ mGy ned}^{-1} = 0.0138$$

4) Iza zida na udaljenosti 2 m od izvora zračenja:

$$K_{\text{sec}}(0) = \frac{4.9 \cdot 10^{-2} \cdot 50}{2.3^2} = 0.46$$

$$B(X_{\text{barrier}}) = 0.02 \text{ mGy ned}^{-1} / 0.46 \text{ mGy ned}^{-1} = 0.0434$$

Debljine zaštitnih barijera dobićemo uz pomoć formule 8.17, pri čemu vrednosti za transmisionu faktore uzimamo iz Tabele 9 za radni napon 85 kVp.

U Tabeli 10 prikazane su potrebne debljine zaštitnih barijera za sve zidove prostorije sa OPG aparatom.

Materijal	X <sub>barrier</sub> (mm)			
	1.8	3.1	1.3	2.3
<b>d (m)</b>				
<b>Olovo</b>	0.44	0.23	0.58	0.34
<b>Beton</b>	37.19	22	47.44	29.94
<b>Gips</b>	119.92	68.99	152.92	95.81
<b>Čelik</b>	1.28	0.72	1.69	1.01
<b>Olovno staklo</b>	46.99	27.85	59.21	38.01
<b>Drvo</b>	457.09	313.26	540.80	392.21

Tabela 10 – Debljine zaštitnih barijera za sve zidove prostorije u kojoj se nalazi OPG aparat

## Procena efektivne doze na godišnjem nivou po radnom mestu za profesionalno izložena lica

Adekvatnost zaštite proverava se dozimetrijskim merenjima. Na osnovu izvršenih merenja jačine ambijentalnog ekvivalenta doze procenjena je efektivna doza na godišnjem nivou za profesionalno izložena lica. Merenja su izvršena instrumentom Berthold Technologies i u skladu su sa *Pravilnikom o granicama izlaganja jonizujućim zračenjima i merenjima radi procene nivoa izlaganja jonizujućim zračenjima* (Službeni Glasnik RS 86/11). Pri proračunu je uzet najnepovoljniji slučaj, da zaposleni provede na radnom mestu 365 dana godišnje.

Ako uzmemo u obzir da je ekspozicija trajala 15 s i da je broj ekspozicija do 6 dnevno, izražavajući ekvivalentnu dozu u  $\mu\text{Sv}/\text{god}$ , primenom formule 4.5 dobija se efektivna doza koju profesionalno izloženo lice primi u toku godinu dana.

U Tabeli 11 su date izmerene jačine ambijentalnog ekvivalenta doze oko RTG aparata kao i procenjene godišnje efektivne doze. Vidimo da su doze vrlo niske, sa izuzetkom one koja je izmerena kod ulaznih vrata prostorije u kojoj se nalazi OPG aparat.

		<b>Jačina ambijentalnog ekvivalenta doze (dH/dt)</b>	<b>Godišnja efektivna doza</b>
<b>1.</b>	<b>Na mestu rukovaoca</b>	0.12 $\mu\text{Sv}/\text{h}$	26.3 $\mu\text{Sv}/\text{god}$
<b>2.</b>	<b>Vrata</b>	0.15 $\mu\text{Sv}/\text{h}$	32.8 $\mu\text{Sv}/\text{god}$
<b>3.</b>	<b>Čekaonica ➤ Stolice</b>	0.12 $\mu\text{Sv}/\text{h}$	26.3 $\mu\text{Sv}/\text{god}$
<b>4.</b>	<b>Ulaz u ordinaciju</b>	0.12 $\mu\text{Sv}/\text{h}$	26.3 $\mu\text{Sv}/\text{god}$
<b>5.</b>	<b>Ulica</b>	0.12 $\mu\text{Sv}/\text{h}$	26.3 $\mu\text{Sv}/\text{god}$
<b>6.</b>	<b>Lokal pored</b>	0.12 $\mu\text{Sv}/\text{h}$	26.3 $\mu\text{Sv}/\text{god}$

*Tabela 11 – Izmerene jačine ambijentalnog ekvivalenta doze oko RTG aparata i procenjene godišnje efektivne doze*

## 10 Zaključak

U radu je prikazan postupak optimizacije zaštite u dentalnoj radiografiji. Opisane su osnovna građa zuba i parodonta kao i osnovne tehnike i oprema za snimanje u stomatologiji. Definisane su osnovne dozimetrijske veličine, kao i veza doze zračenja sa veličinama koje opisuju kvalitet slike. Posebna važnost je data zaštiti od zračenja u stomatologiji, pre svega zakonskoj regulativi i preporukama (NCRP 145, Pravilnik o uslovima za dobijanje licence za obavljanje radijacione delatnosti, Pravilnik o primeni izvora jonizujućih zračenja u medicini). Iznete su preporuke od strane NCRP 145 u vezi zaštite pacijenata, profesionalno izloženog osoblja i javnosti, kao i uloga dizajna stomatološke opreme u zaštiti od zračenja.

Akcentat je takođe stavljen na postupak kontrole kvaliteta OPG aparata, pri čemu je prvobitno opisana QA instrumentacija (Barracuda detektorski sistem). Prikazani su testovi kontrole kvaliteta za rendgen aparate za panoramsko snimanje koji se vrše uz pomoć MPD i R-100B detektora, u okviru QA softvera oRTigo, i prezentovani su njihovi rezultati. Od posebne važnosti je napomenuti da su testovi standardizovani odnosno kriterijumi prolaska/neprolaska testova su ustanovljeni prema preporukama ICRP-a i NCRP-a. Parametre koje smo proveravali predstavljaju obavezne testove prema *Pravilniku o primeni izvora jonizujućih zračenja u medicini (Sl. gl. RS 1/12 od 11.01.2012.)* Ono što smo zaključili upoređivanjem rezultata testova koji se mogu izvršiti pomoću oba detektora (MPD i R-100B) jeste daleko veća osetljivost R-100B detektora u odnosu na MPD iz razloga što je R-100B detektor poluprovodnička dioda, dok MPD koristi nekoliko detektora i set filtera za merenje. Stoga se preporučuje upotreba R100-B detektora za testove koji se mogu izvršiti i jednim i drugim detektorom, a MPD-a za testove koji se mogu izvršiti isključivo tim detektorom (kao što je tačnost radnog napona rendgenske cevi).

Opisan je jedan od metoda računanja debljina zaštitnih barijera, a potom i urađen projekat zaštitnih barijera za stomatološku ordinaciju sa OPG aparatom. Da bismo proverili efikasnost preduzetih zaštitnih mera, izvršili smo merenja jačine ambijentalnog ekvivalenta doze na mestima gde profesionalno izloženo osoblje i druga lica mogu boraviti u toku rada aparata (na mestu rukovaoca, vratima, čekaonici, ulazu u ordinaciju, ulici i lokalu pored). Na osnovu izmerenih vrednosti procenili smo godišnje efektivne doze za celo telo koje izložena lica mogu zadobiti prilikom boravka na datim mestima.

Ako uzmemo u obzir rezultate testova kontrole kvaliteta kao i merenja jačine ambijentalnog ekvivalenta doze, zaključujemo da je ispitivani stomatološki RTG aparat bezbedan za upotrebu kako po pacijenta, tako i po profesionalno izloženo osoblje. Upoređujući dobijene vrednosti za godišnju efektivnu dozu koju primi profesionalno izloženo osoblje sa graničnim vrednostima prema NCRP-u, vidimo da su te vrednosti daleko ispod doznih limita.

## Literatura

1. NCRP REPORT No. 145 (2004.) "Radiation Protection in Dentistry"
2. NCRP REPORT No. 147 (2005.) "Structural Shielding design for medical X-Ray Imaging Facilities"
3. Dance, D.R. ; Christofides S.; Maidment A.D.A. ; McLean I.D., Ng K.H (2014.) "Diagnostic Radiology Physics"
4. Bushberg, Jerrold T.; Seibert, J. Anthony; Leidholdt, Edwin M.; Boone, John M. (2002.) "The Essentials Physics of Medical Imaging"
5. Bharath, A.A. (2009.) "Introduction to Medical Imaging"
6. Wolbarst, Anthony B.; Capasso, Patrizio; Wyant, Andrew R. (2013.) "Medical Imaging: Essentials for Physicians"
7. Shapiro, Jacob (2002.) "Radiation Protection"
8. Barracuda Reference Manual (2006.)
9. Barracuda & QA Browser User's Manual – English – 4.3 A – RTI (2012.)
10. Martinović, Ana (2016.) "Kontrola kvaliteta stomatološkog RTG aparata R100-B detektorom" diplomski rad
11. Todorović, dr Nataša (2009.) "Dozimetrija i zaštita od jonizujućeg zračenja"
12. Pravilnik o uslovima za dobijanje licence za obavljanje radijacione delatnosti (Sl. gl. RS 61/11 od 19.08.2011.)
13. Pravilnik o primeni izvora jonizujućeg zračenja u medicini (Sl. gl. RS 1/12 od 11.01.2012.)
14. Ciraj, Olivera (2013.) "Pacijentna dozimetrija u dijagnostičkoj radiologiji"
15. [www.mojstomatolog.com.hr](http://www.mojstomatolog.com.hr)
16. stomatologija.me
17. [www.phmedicalcentre.com](http://www.phmedicalcentre.com)
18. [www.novamed.hr](http://www.novamed.hr)
19. RTI Electronics AB User Manual oRTIgo Software for Barracuda i Piranha. Manual-English-Version 6.0A

# PRILOG

**Pravilnik o uslovima za dobijanje licence za obavljanje radijacione delatnosti (Sl. gl. RS 61/11 od 19.08.2011)**

**PRILOG 2.**

BLIŽI USLOVI O NAČINU KORIŠĆENJA I MERAMA ZAŠTITE ZA IZVORE JONIZUJUĆIH ZRAČENJA ČIJE KORIŠĆENJE JE USLOVLJENO POSEDOVANJEM LICENCE ZA ODGOVARAJUĆU RADIJACIONU DELATNOST

**RENDGEN APARATI I AKCELERATORI**

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

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

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

Vremenski prekidač koji se koristi kod rendgen-aparata za snimanje zuba mora omogućiti uključivanje izvora zračenja sa mesta iza zaštitne paravana ili iz susedne prostorije.

Veličina ozračenog polja na kontaktu tubusa sa kožom pacijenta, rendgen-aparata koji se koriste za intraoralna snimanja zuba, ne sme biti veća od 60 mm u prečniku za kružno polje, odnosno ne veća od 30x40 mm za pravougaono polje.

Kod rendgen-aparata koji se koriste za panoramsko snimanje vilice prorez za prolaz snopa zračenja na kućištu kao i pokretni mehanizmi i držači kasete moraju biti tako podešeni da veličina ozračenog polja ne prelazi ivice kasete više od 10 mm.

## **Pravilnik o primeni izvora jonizujućih zračenja u medicini (Sl. gl. RS 1/12 od 11.01.2012.)**

### **II USLOVI ZA OBAVLJANJE RADIJACIONE DELATNOSTI U MEDICINI I NAČIN ZAŠTITE PACIJENATA**

#### **Rendgen dijagnostika i interventna radiologija**

##### **Član 32**

Pri rendgenskom snimanju zuba pacijenti moraju biti zaštićeni zaštitnim kecljama ili štitnicima čija je zaštitna moć najmanje 0,25 mm debljine olova. Keclje i štitnici moraju biti takvog oblika i veličine da za vreme snimanja štite štitastu žlezdu, grudnu kost i gonade pacijenta.

Rastojanje fokus-koža pacijenta (ili fokus-nosača pacijenta) u uslovima prosvetljivanja i snimanja mora biti u skladu sa važećim standardom.

Rastojanje između fokusa i kože pacijenta ne sme biti manje od 150 mm kod rendgen-aparata za panoramsko snimanje vilice i 100 mm kod rendgen aparata za intraoralna snimanja.

Prijemna i periodična ispitivanja izvora jonizujućih zračenja u medicinskoj primeni

Prijemna i periodična ispitivanja rendgen-aparata, akceleratora i drugih uređaja koji proizvode jonizujuće zračenja u medicini i stomatologiji obuhvataju sledeće:

1. Proveru podataka o rendgen-aparatu ili akceleratoru;
2. Vizuelni pregled prostorija u kojima je smešten rendgen-aparat ili akcelerator u smislu bezbednosti njihovog korišćenja;
3. Ispitivanje funkcionalne ispravnosti sigurnosnih uređaja rendgen-aparata ili akceleratora naročito za uključivanje i isključivanje rada, signalnih uređaja i uređaja za daljinsko upravljanje, mogućnost korišćenja u skladu sa specifikacijama proizvođača i
4. Ispitivanja određenih parametara rendgen-aparata ili akceleratora u cilju provere da li je obezbeđen zadovoljavajući kvalitet dijagnostičke informacije ili terapijskog efekta uz minimalno izlaganje pacijenta.

Ovi parametri za stomatološke rendgen-aparate dati su u Tabeli 7:

Redni broj	Veličina koja se ispituje	Parametar koji se proverava	Granice dopuštenih odstupanja	Periodi proveravanja
1.	Napon rendgenske cevi	Ponovljivost	$\pm 10\%$	Godišnje
		Tačnost	$\pm 10\%$	Godišnje
2.	Vreme ekspozicije	Ponovljivost	$\pm 10\%$	Godišnje
		Tačnost	$\pm 10\%$	Godišnje
		Linearnost	$\pm 10\%$	Godišnje
3.	Izlazna doza na vrhu tubusa	Ponovljivost	$\pm 10\%$	Godišnje
		Tačnost	$\pm 10\%$	Godišnje
4.	Debljina poluslabljenja	Za napon < 70 kV	$\geq 1.5 \text{ mmAl}$	Godišnje
		Za napon > 70 kV	$\geq 2.5 \text{ mmAl}$	Godišnje
5.	Veličina polja na vrhu tubusa <sup>1</sup>		$\leq N \text{ 6cm}$	Godišnje

*Tabela 7- Parametri ispitivanja, dozvoljene granice odstupanja i periodi proveravanja stomatoloških rendgen-aparata*

<sup>1</sup>Kod stomatoloških rendgen-aparata za panoramska snimanja ne meri se veličina pod rednim brojem 5.

# IZVEŠTAJ

## o dozimetrijskoj kontroli i merenjima jačine ambijentalnog ekvivalenta doze oko rendgen aparata

### NAZIV I MESTO KORISNIKA:

**STOMATOLOŠKA ORDINACIJA “NS DENTAL STUDIO”**

**KRALJA PETRA I 15, BAČKA PALANKA**

Izvršena su merenja jačine ambijentalnog ekvivalenta doze, saglasno Pravilniku o granicama izlaganja jonizujućim zračenjima i merenjima radi procene nivoa izlaganja jonizujućim zračenjima (Službeni Glasnik RS 86/11). Merenja su izvršena instrumentom: Berthold Technologies, model LB 123 UMo u skladu sa dokumentovanom validovanom metodom DFVM-2.

Datum merenja: 19.7.2017.

### 1. Podaci o rendgen-aparatu:

<i>Tip uređaja: <b>GENDEX 765 CD</b></i>	<i>Proizvođač: <b>GENDEX</b></i>
<i>Serijski broj zračne cevi: <b>12 164904DP</b></i>	
<i>Filtracija: <b>2.5 mm Al</b></i>	
<i>Parametri: <b>85 kV, 15 mA</b></i>	

**2. Opis prostorije u kojoj je smešten aparat:**

<i>Površina: 12 m<sup>2</sup></i>	<i>Visina: 3 m</i>
<i>Lokacija prostorije: prizemlje</i>	<i>Pod: vinaz</i>
<i>Ojačanje zidova i vrata: da</i>	<i>Veštačka ventilacija: ne</i>
<i>Rastojanje RTG cevi od zidova: 1 m</i>	<i>Kabina za svlačenje: ne</i>

**3. Zaštitna sredstva:**

<i>Zaštitna sredstva za zaštitu osoblja:</i>	<i>Pb gumena resa:</i>
<i>Zaštitna stolica</i>	<i>Paravan:</i>
<i>Olovne rukavice</i>	<i>Olovna keclja:</i>
<i>Da li je snop centriran: da</i>	

**4. Evidencija o korišćenju RTG aparata:**

<i>Datum poslednjeg pregleda aparata:</i>	<i>-</i>
<i>Evidencija o rezultatima ličnih dozimetara:</i>	<i>postoje</i>
<i>Ime lica odgovornog za bezbednost i zdravlje:</i>	<i>dr Melinda Marković</i>

**5. Izmerene jačine ambijentalnog ekvivalenta doze oko RTG aparata:**

*OPT 85 kV, 15s, fon 0.12  $\mu$ Sv/h, 15 mA, fantom*

1.	<i>Na mestu rukovaoca</i>	<i>0.12 <math>\mu</math>Sv/h</i>
2.	<i>Vrata</i>	<i>0.15 <math>\mu</math>Sv/h</i>
3.	<i>Čekaonica</i> ➤ <i>Stolice</i>	<i>0.12 <math>\mu</math>Sv/h</i>
4.	<i>Ulaz u ordinaciju</i>	<i>0.12 <math>\mu</math>Sv/h</i>
5.	<i>Ulica</i>	<i>0.12 <math>\mu</math>Sv/h</i>
6.	<i>Lokal pored</i>	<i>0.12 <math>\mu</math>Sv/h</i>

Kombinovana merna nesigurnost instrumenta iznosi 20% na nivou poverenja 95% (k=2).

*Telerendgen 75 kV, 1.6 s, fon 0.12  $\mu$ Sv/h, fantom*

1.	<i>Na mestu rukovaoca</i>	<i>0.10 <math>\mu</math>Sv/h</i>
2.	<i>Vrata</i>	<i>0.15 <math>\mu</math>Sv/h</i>
3.	<i>Ordinacija zubarska stolica</i>	<i>0.12 <math>\mu</math>Sv/h</i>
4.	<i>Čekaonica</i>	<i>0.15 <math>\mu</math>Sv/h</i>
5.	<i>Zid ka telerendgenu – lokal pored</i>	<i>0.12 <math>\mu</math>Sv/h</i>
6.	<i>Ulica</i>	<i>0.12 <math>\mu</math>Sv/h</i>

Kombinovana merna nesigurnost instrumenta iznosi 20% na nivou poverenja 95% (k=2).

**6. Ostali podaci: Broj ekspozicija do 6 dnevno. Aparatom rukuje dr Melinda Marković i Milica Rakić.**

- 7. Primedbe: U toku eksponiranja ne preporučuje se zadržavanje pored vrata od RTG kabineta.**
- 8. Zaključak: Na osnovu pregleda i izvršenih merenja mišljenja smo da može da se izda dozvola za korišćenje.**

Merenje izvršio:

Izveštaj odobrava:

---

(Slavko Todorović)

dozimetrista

---

(Prof. dr Nataša Todorović)

dozimetrista



## **BIOGRAFIJA**

Rođena sam 14. novembra 1993. godine u Sremskoj Mitrovici. Osnovnu školu “Jovan Jovanović Zmaj” završila sam u Sremskoj Mitrovici, kao đak generacije. Potom upisujem srednju medicinsku školu “Draginja Nikšić”, smer farmaceutski tehničar, koju završavam kao vukovac. 2012. godine upisujem Prirodno-matematički fakultet, smer Diplomirani fizičar – modul medicinska fizika, koji završavam 2016. godine sa prosečnom ocenom 9.17. Po završetku osnovnih akademskih studija, upisujem master akademske studije, smer Master fizičar – medicinska fizika, koje završavam 2017. godine, sa prosečnom ocenom 10.00.

UNIVERZITET U NOVOM SADU  
PRIRODNO-MATEMATIČKI FAKULTET  
KLJUČNA DOKUMENTACIJSKA INFORMACIJA

Redni broj:

RBR

Identifikacioni broj:

IBR

Tip dokumentacije:

Monografska dokumentacija

TD

Tip zapisa:

Tekstualni štampani materijal

TZ

Vrsta rada:

Master rad

VR

Autor:

Ana Martinović

AU

Mentor:

Prof. dr Nataša Todorović

MN

Naslov rada:

Optimizacija zaštite u dentalnoj radiografiji

Jezik publikacije:

srpski (latinica)

JP

Jezik izvoda:

s/en

JI

Zemlja publikovanja:

Republika Srbija

ZP

Uže geografsko područje:

Vojvodina

UGP

Godina:

2017

GO

Izdavač:

autorski reprint

IZ

Mesto i adresa:

Novi Sad, Trg D. Obradovića 4

MA

Fizički opis rada:

(10/47/8/8/29/0/0)

FO

Naučna oblast:

Zaštita od jonizujućeg zračenja

NO

Naučna disciplina:

Nuklearna fizika

ND

Predmetne odrednice,

zaštita od zračenja, dentalna radiografija,

Ključne reči:

kontrola kvaliteta, projektovanje zaštitnih

PO

barijera, dozimetrijska kontrola

UDK

Čuva se:

Biblioteka departmana za fiziku,

ČU

Trg D. Obradovića 4, Novi Sad

Važna napomena:

nema

VN

Izvod:

U radu je stavljen akcenat na optimizaciju zaštite

IZ

u dentalnoj radiografiji

Datum prihvatanja teme

od strane NN veća:

jul 2017.

DP

Datum odbrane:

avgust 2017.

DO

Članovi komisije:

KO

Predsednik: Prof. dr Maja Stojanović

Član: Prof. dr Nataša Todorović

Član: doc. dr Kristina Bikit

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

Accession number:

ANO

Identification number:

INO

Document type:

Monograph documentation

DT

Type of record:

Textual printed material

TR

Contents code:

Graduation thesis

CC

Author:

Ana Martinović

AU

Mentor:

Nataša Todorović, Ph.D., full professor

MN

Title:

Optimisation of protection in dental radiography

TI

Language of text:

Serbian (Latin)

LT

Language of abstract:

en/s

LT

Country of publication:

Republic of Serbia

CP

Locality of publication:

Vojvodina

LP

Publication year:

2017

Publisher: Author's reprint  
PU  
Publ. place: Novi Sad, Trg D. Obradovića 4  
PP  
Physical description: (10/47/8/8/29/0/0)  
PD  
Scientific field: Ionising radiation protection  
SF  
Scientific discipline: Nuclear physics  
SD  
Subject Key words: radiation protection, dental radiography,  
SKW quality control, structural shielding design,  
UC dosimetry control  
Holding data: Department of Physics library,  
HD Trg D. Obradovića 4, Novi Sad  
Note:  
N  
Abstract: Final paper focuses on optimisation of protection  
AB in dental radiography  
Accepted on Scientific board on: July 2017  
AS  
Defended: August 2017  
DE  
Thesis Defend board:  
DB  
President: Maja Stojanović, Ph.D., associate  
professor  
Member: Nataša Todorović, Ph.D., full professor  
Member: Kristina Bikit, Ph.D., docent