

UNIVERZITET U BEOGRADU

Zoran M. Mirkov

DEFINISANJE I EVALUACIJA MODELA ZA PREDIKCIJU  
PACIJENTNE DOZE U STOMATOLOŠKOJ  
INTRAORALNOJ RADIOGRAFIJI

doktorska disertacija

Beograd, 2026.

UNIVERSITY OF BELGRADE

Zoran Mirkov

DEFINITION AND EVALUATION OF PATIENT DOSE  
PREDICTION MODELS IN DENTAL INTRAORAL  
RADIOGRAPHY

Doctoral Dissertation

Belgrade, 2026.

## Podaci o mentorima i članovima komisije

### PODACI O MENTORIMA:

**Prof. dr Nebojša Milošević**, mentor

redovni profesor, Univerzitet u Beogradu, Medicinski fakultet

**dr Jelena Pajić**, mentor

naučni saradnik, Univerzitet u Beogradu, Biološki fakultet

### PODACI O ČLANOVIMA KOMISIJE:

**Prof.dr Zoran Nikolić**, redovni profesor Fizičkog fakulteta, Univerziteta u Beogradu, uža naučna oblast: Primenjena fizika,

**Prof. dr Miloš Mojović**, redovni profesor Fakulteta za fizičku hemiju Univerziteta u Beogradu, uža naučna oblast: Fizička hemija, Biofizička hemija

**Prof. dr Marko Daković**, vanredni profesor Fakulteta za fizičku hemiju Univerziteta u Beogradu, uža naučna oblast: Fizička hemija, Radiohemija

Datum odbrane: \_\_\_\_\_

# DEFINISANJE I EVALUACIJA MODELA ZA PREDIKCIJU PACIJENTNE DOZE U STOMATOLOŠKOJ INTRAORALNOJ RADIOGRAFIJI

## Sažetak:

Prema podacima kojima raspolaže Direktorat za radijacionu i nuklearnu bezbednost i bezbednost Srbije, u Republici Srbiji postoji oko 300 intraoralnih stomatoloških jedinica. Disertacija prikazuje rezultate ispitivanja 169 intraoralnih dentalnih jedinica (119 u prvom delu i 50 u drugom). Uređaji intraoralnih rendgen aparata, pokazuju raznolikost u pogledu arhitekture. Najvažnija razlika je u arhitekturi uređaja koji se proizvode u Srbiji (Dent Ei Niš) koji su jednofazni, a svi ostali su visokofrekventni. Druga razlika između intraoralnih jedinica ogleda se u fiksnom naponu uređaja (50 kV) i malom rastojanju između fokusa i kože (FSD = 10 cm).

Ispitivanje performansi dentalnih rendgenskih jedinica obavljeno je kalibrisanim multimetrom (poluprovodnički detektor) MPD Barracuda (RTI Electronics AB, Švedska). Multimetar se kalibriše na godišnjem nivou u Laboratoriji za sekundarnu standardnu dozimetriju (SSDL) Institut za nuklearne nauke "Vinča" (Laboratorija za zaštitu od zračenja), Beograd, Srbija. Merna nesigurnost uređaja je  $\pm 7\%$ , dok su sva merenja u kojima su testirane preformanse ponovljene 5 puta i na kraju obrađene korišćenjem softverskih i matematičkih programa: Office Excel, Ocean, MATLAB.

Parametri ekspozicije intraoralnih rendgenskih jedinica prikupljeni su tokom redovnih godišnjih pregleda od 2018. do 2023. godine u javnim i privatnim ustanovama. Zatim su ovi parametri korišćeni za merenja, u kliničkim uslovima kada se pacijentu izvodi oslikavanje molara gornje vilice. Prilikom merenja, vrh cevi je postavljen na detektor. Merenje je obavljeno za odraslog muškarca ( $70 \pm 10$ ) kg, u standardnim kliničkim uslovima za molare gornje vilice. Parametri koji su ispitivani, su oni koji su dati u zakonskoj regulativi.

Pomenuti podaci su korišćeni za dobijanje empirijske formule za izračunavanje *incidentne kerme u vazduhu*  $K_i$ , kao i za predložene vrednosti za nacionalni DRL za molare gornje vilice.

Za Monte Karlo simulaciju intraoralne radiografije korišćen je Monte Karlo N-Particle transport code verzija 6.2. Podaci za simulaciju uređaja su prikupljeni od proizvođača i merenjima na samim uređajima. Simulirani su fotonski snopovi s karakteristikama koje su prikupljene tokom redovnih godišnjih pregleda od 2018. do 2023. godine u javnim i privatnim ustanovama. Matematički fantom koji simulira odraslog pacijenta je preuzet iz literature.

Očekivani rezultat istraživanja je uspostavljanje novih alata koji će unaprediti postojeća znanja u radiološkoj zaštiti u ovoj oblasti.

Predložene vrednosti za nacionalni DRL će pomoći optimizaciji oslikavanja intaoranim rendgen uređajima i pojačanoj svesnosti o zaštiti zaposlenih i pacijenata. Dosadašnji pozajmljeni DRL, ne daju pravu sliku trenutnog stanja pacijentnih doza.

Empirijska formula za izračunavanje *incidentne kerme u vazduhu*  $K_i$ , pokazuje dobro poklapanje sa izmerenim vrednostima i može se koristiti u praksi. Pomoćiće zaposlenim u stomatološkim ustanovama da odrede pacijentne doze bilo koja procedura da je u pitanju. Poznate vrednosti pacijentne doze se mogu uporediti sa vrednostima DRL i pomoći optimizaciji prakse. Empirijska formula se može koristiti za proračun doze profesionalno izloženih osoba koje su u blizini pacijenta tokom snimanja. Empirijska formula može olakšati proračun zaštitnih barijera.

Konverzioni koeficijenti se uz pomoć empirijske formule mogu koristiti za proračun efektivnih doza i rizika ozračenja za pacijente u ovoj oblasti intraoralne radiologije

**Ključne reči:** Intraoralna stomatološka radiologija, optimizacija, dozimetrija

**Naučna oblast:** Biofizika. **Uža naučna oblast:** Radioloka zaštita.

## DEFINITION AND EVALUATION OF PATIENT DOSE PREDICTION MODELS IN DENTAL INTRAORAL RADIOGRAPHY

### Summary:

According to the data available to the Directorate for Radiation and Nuclear Safety and Security of Serbia, there are about 300 intraoral dental units in the Republic of Serbia. The dissertation presents the results of testing 169 intraoral dental units (119 in the first part and 50 in the second). Intraoral X-ray devices show diversity in terms of architecture. The most important difference is in the architecture of the devices produced in Serbia (Dent Ei Niš), which are single-phase, while all the others are high-frequency. Another difference between the intraoral units is reflected in the fixed voltage of the device (50 kV) and the small distance between the focus and the skin (FSD = 10 cm).

Performance testing of dental X-ray units was performed with a calibrated multimeter (semiconductor detector) MPD Barracuda (RTI Electronics AB, Sweden). The multimeter is calibrated annually at the Laboratory for Secondary Standard Dosimetry (SSDL), Institute for Nuclear Sciences "Vinča", Radiation Protection Laboratory, Belgrade, Serbia. The measurement uncertainty of the device is  $\pm 7\%$ , while all measurements in which performance was tested were repeated 5 times and finally processed using software and mathematical programs: Office Excel, Ocean, MATLAB.

Exposure parameters of intraoral X-ray units were collected during regular annual examinations from 2018-2023. in public and private institutions. Then, these parameters were used for measurements, in clinical conditions when imaging of the patient's upper jaw molars is performed. During the measurement, the tip of the tube is placed on the detector. The measurement was performed for an adult male ( $70 \pm 10$ ) kg, under standard clinical conditions for molars of the upper jaw. The parameters that were examined are those that are given in the legal regulation.

The mentioned data were used to obtain an empirical formula for calculating the *incident kerma in air*  $K_i$ , as well as for the proposed values for the national DRL for maxillary molars.

Monte Carlo N-Particle transport code version 6.2 was used for Monte Carlo simulation of intraoral radiography. Data for the device simulation was collected from the manufacturer and by measurements on the devices themselves. Photon beams were simulated with characteristics collected during regular annual surveys from 2018-2023. in public and private institutions. A mathematical phantom simulating an adult patient was taken from the literature.

The expected result of the research is the establishment of new tools that will improve existing knowledge in radiological protection in this area.

The proposed values for the national DRL will help to optimize imaging with intraoral X-ray devices and increase awareness of employee and patient protection. The previously borrowed DRLs do not give a true picture of the current state of patient doses.

The empirical formula for calculating *the incident kerma in air*,  $K_i$ , shows a good agreement with the measured values and can be used in practice. It will help employees in dental institutions to determine patient doses for any procedure in question. Known patient dose values can be compared to DRL values and help optimize practice. Empirical formula s can be used to calculate the dose of occupationally exposed persons who are near the patient during imaging. An empirical formula can facilitate the calculation of protective barriers.

Conversion coefficients can be used with the help of an empirical formula to calculate effective doses and radiation risks for patients in this area of intraoral radiology.

**Key words:** Intraoral dental radiology, optimization of practice, dosimetry

**Scientific field:** Biophysics. **Scientific subfield:** Radiation protection

## Sadržaj

<b>1. UVOD</b> .....	<b>1</b>
<b>2. DOZIMETRIJA ZRAČENJA</b> .....	<b>4</b>
2.1. Biološki efekti jonizujućeg zračenja .....	4
<b>2.2. Dozimetrijske veličine u zaštiti od zračenja</b> .....	<b>5</b>
2.2.1. Fluks fotona i fluks energije .....	6
2.2.2. Kerma i jačina kerme.....	6
2.2.3. Apsorbovana doza i kerma.....	6
2.2.4. <i>Efektivna i ekvivalentna doza</i> .....	7
2.3. <i>Metode pacijentne dozimetrije u intraoralnoj stomatološkoj radiologiji</i> .....	9
2.3.1. <i>Incidentna kerma u vazduhu</i> .....	10
2.3.2. <i>Proizvod kerme i površine</i> .....	11
2.4. <i>Dozimetri u dijagnostičkoj radiologiji</i> .....	11
2.5. Monte Karlo metod u dijagnostičkoj radiologiji.....	12
2.6. Dijagnostički referentni nivoi .....	13
<b>3. CILJEVI DOKTORSKE DISERTACIJE</b> .....	<b>15</b>
<b>4. HIPOTEZE</b> .....	<b>16</b>
<b>5. MATERIJAL I METODE</b> .....	<b>17</b>
5.1. Određivanje empirijske formule za izračunavanje incidentne Kerme u vazduhu .....	19
5.2. Određivanje predloženih vrednosti za dijagnostičke referentne nivoe u intraoralnoj dentalnoj radiografiji u Srbiji.....	22
5.3. Materijali i metode vezane za Monte Karlo simulaciju.....	23
5.3.1. Simulacija jednostavne geometrije.....	23
5.3.2. Matematički antropomorfni fantom.....	25
5.3.3. Proračun efektivne doze .....	39
<b>6. REZULTATI</b> .....	<b>43</b>
6.1. Rezultati određivanja empirijske formule za izračunavanje incidentne Kerme u vazduhu.....	43
6.2. Rezultati određivanja predloženih vrednosti za dijagnostičke referentne nivoe u intraoralnoj dentalnoj radiografiji u Srbiji .....	46
6.3. Rezultati Monte Karlo simulacija .....	51
6.3.1. Jednostavna geometrija.....	51
6.3.2. Matematički fantom .....	53
<b>7. DISKUSIJA</b> .....	<b>72</b>

7.1. Empirijska formula za izračunavanje incidentne Kerme u vazduhu u intraoralnom radiografskom oslikavanju .....	72
7.2. Predložene vrednosti za dijagnostičke referentne nivoe u intraoralnoj dentalnoj radiografiji u Srbiji	73
7.3. Diskusija vezana za Monte Karlo simulacija .....	75
7.3.1. Jednostavna geometrija .....	75
7.3.2. Matematički fantom .....	75
<b>8. ZAKLJUČAK .....</b>	<b>83</b>
<b>9. REFERENCE .....</b>	<b>85</b>

## 1. UVOD

Sve brži razvoj tehnologije i njene primene u medicini, pogotovo u oblasti primene izvora jonizujućih zračenja, zahteva i svesnost o zaštiti od jonizujućih zračenja na svim poljima, koja se odnosi kako na izložene radnike, tako i stanovništvo. Tome najviše mogu doprineti stručnjaci koji se bave ovim poslom. Tradicija od bezmalo 100 godina uslovlila je nova saznanja u primeni i zaštiti. Pristup je multidisciplinarni. Zaposleni iz oblasti biofizike moraju da drže korak sa razvojem novih tehnologija i saznanja u oblasti zaštite.

Najveći broj veštačkih izvora zračenja je vezan za radiološku dijagnostiku. Prema izveštaju iz 2020-21. godine Naučnog komiteta Ujedinjenih nacija za efekte atomskog zračenja (*United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic* (UNCEAR)), u periodu od 2009. do 2018. godine, godišnje je obavljeno oko 4,2 milijarde medicinskih radioloških pregleda, od toga 26% je u okviru stomatološke radiologije (1). Zbog stalnog rasta svetske populacije ovaj broj u okviru stomatološke radiologije je u stalnom porastu.

Istorijski gledano, međunarodne organizacije (Međunarodna komisija za radiološku zaštitu (*International Commission on Radiological Protection* (ICRP)), Međunarodna komisija za radijacione jedinice i merenja (*International Commission on Radiation Units and Measurements* (ICRU), UNSCEAR i druge) koje se bave zaštitom od zračenja, od 20-tih godina prošloga veka na osnovu tadašnjih saznanja postavljaju određene granice doza za izložene radnike i pacijente. Primera radi pre svega su ograničile radne sate zaposlenih i postavile granicu godišnje doze na oko 1000 mSv, dok uznapredovana spoznaja o ovoj oblasti danas dan postavlja ograničenja na 20 mSv na godišnjem nivou.

Jedan od osnovnih principa kod primene izvora zračenja je princip koji se odnosi na što niže razumski moguće (*as low as reasonably achievable* - ALARA) izlaganje jonizujućem zračenju, koji uzima u obzir socijalne i ekonomske faktore.

Zaštita ljudi zasniva se na tri cilja zaštite, koja se realizuju primenom osnovnih principa:

- opravdanost

Osnova filozofija opravdanosti je da učini više dobra no štete. Izlaganje pacijenta eksponiranju zarad neophodne dijagnostičke informacije je opravdano u slučaju daljeg uspešnog lečenja pacijenta, ali ne i komercijalnih interesa (2).

- optimizacije zaštite

Optimizacija radiološke zaštite pacijenata u medicini se obično primenjuje na dva nivoa: (1) projektovanje, odgovarajući izbor i konstrukcija opreme i instalacija; i (2) svakodnevne metode rada (tj. radne procedure). Osnovni cilj ove optimizacije zaštite je prilagođavanje mera zaštite za izvor zračenja na način da se maksimizira ukupna korist (2).

- individualno ograničenje doze

Koncepti ograničenja doze i referentnog nivoa se koriste zajedno sa optimizacijom zaštite radi ograničavanja pojedinačnih doza. Nivo individualne doze, bilo kao ograničenje doze ili kao referentni nivo uvek, treba da bude definisan. Početna namera bi bila da se ne prekorače, ili da se ostane na ovim nivoima, a ambicija je da se sve doze smanje na nivoe koji su najniži koliko je razumno moguće, uzimajući u obzir ekonomske i društvene faktore (3).

Održavanje doza za organe i tkiva ispod praga je da se izbegne štetna reakcija tkiva kao posledica determinističkih efekata. Istovremeno, vrši se upravljanje efektivnom dozom da bi se ograničila verovatnoća pojave stohastičkih.

Bliska veza između doze i rizika po zdravlje prirodno i nerazdvojno je spojena u izgradnji sistema radiološke zaštite, konkretno:

- odnos između težine efekta i doze iznad praga za reakcije tkiva; i
- odnos između verovatnoće pojave efekta i doze bez praga za stohastičke efekte (4).

Da bi se moglo govoriti o dozi za pacijente mora se poznavati sistem koji tome doprinosi. Kada se poznaju faktori kao što su: oprema koja se koristi i njeno trenutno stanje, obučenosnost osoblja, prostor u kome se oprema koristi, učestalost korišćenja, može se pristupiti poboljšanju u sva tri pomenuta osnovna principa.

U medicinskom rendgenskom snimanju postoje dva osnovna razloga za merenje ili procenu doze za pacijente. Prvo, merenja obezbeđuju sredstvo za postavljanje i proveru standarda dobre prakse, kao pomoć pri optimizaciji zaštite pacijenta od zračenja i kvaliteta slike. Drugo, potrebne su procene doze za pacijente da bi se procenilo oštećenje zračenjem kako bi se radiološke tehnike mogle opravdati i istražiti slučajevi slučajnog prekomernog izlaganja. (5).

Saznanje o dozama koje pacijenti primaju može umnogome doprineti poboljšanju aspekata zaštite od zračenja. Ta saznanja se dobijaju iz direktnog merenja od strane ovlašćenih institucija ili primenom postojećih formula za izračunavanje doza. Do sada su pomenute formule postojale kada su u pitanju konvencionalni dijagnostički rendgen aparati umnogome olakšale optimizaciju u praksi. Od sada je to moguće i u intraoralnoj radiografiji. Poznavanje doza za pacijente kada ne postoje podaci o direktnom merenju može se koristiti za optimizaciju postupaka, postavljanje DRL (*diagnostic referent level* - DRL) i procenu incidentne Kerme u vazduhu ( $K_i$ ), odnosno efektivne doze.

U radiografiji efektivna doza zračenja koju primi pacijent zavisi od ulazne ekspozicije, veličine snopa zračenja i osetljivosti organa (ili tkiva) koji se zrači. Osetljivost svih organa ili tkiva tokom radiografskog pregleda kvantifikuje efektivna doza zračenja.

Prema ICRP, efektivna doza je osmišljena za grupe pacijenata koji su izloženi različitim postupcima. Efektivna doza nije predviđena za korišćenje za pojedinog pacijenta, ali procena efektivne doze za

grupu pacijenata koji su izloženi radiološkim postupcima u dentalnoj medicine pokazuje rizik za tu populaciju. Dakle, iako procenjujemo (računamo) efektivnu dozu za pojedinog pacijenta, to nam ne koristi za procenu rizika za tog pacijenta, nego za grupu.

Jedan od principa optimizacije zaštite u medicinskim ekspozicijama sprovodi se korišćenjem DRL. DRL se pokazao kao efikasan alat koji pomaže u optimizaciji zaštite u medicinskoj izloženosti pacijenata tokom dijagnostičkih i interventnih procedura. DRL se ne primenjuju na pojedinačne pacijente. DRL se koriste u medicinskoj dijagnostici (tj., situacije planirane izloženosti) da bi se ukazalo da li su, u rutinskim uslovima, nivoi doze pacijenta ili primenjene aktivnosti iz određene procedure snimanja neuobičajeno visoki ili niski za tu proceduru. Ako je to slučaj, trebalo bi uraditi dodatna ispitivanja, kako bi se utvrdilo da li je zaštita adekvatno optimizovana ili su potrebne korektivne mere.

## 2. DOZIMETRIJA ZRAČENJA

### 2.1. Biološki efekti jonizujućeg zračenja

Većina štetnih efekata izlaganja jonizujućem zračenju na zdravlje može se grupisati u dve opšte kategorije (3):

- deterministički efekti (štetne reakcije tkiva) velikim delom zbog ubijanja/oštećenja ćelija nakon visokih doza; i
- stohastički efekti, tj. karcinom i nasledni efekti koji uključuju ili nastanak kancera kod izloženih pojedinaca usled mutacije somatskih ćelija ili nasledne bolesti kod njihovog potomstva usled mutacije reproduktivnih (germinativnih) ćelija.

#### ***Indukcija determinističkih efekata (štetne reakcije tkiva)***

Tkivne reakcije indukuje određena, takozvana, granična doza. Granična doza je ona doza koja izaziva ozbiljna oštećenja ili smrt kritične populacije ćelija u datom tkivu, a koja su uzrok kliničkih manifestacija. Iznad granične doze, težina povrede, uključujući oštećenje sposobnosti za oporavak tkiva, raste sa dozom (3).

#### ***Indukcija stohastičkih efekata***

U slučaju kancera, epidemiološke i eksperimentalne studije pružaju dokaze o riziku od izlaganja zračenju, iako sa nesigurnostima pri dozama od oko 100 mSv ili manje. U slučaju naslednih bolesti, iako ne postoje direktni dokazi opasnosti od zračenja za ljude, eksperimentalna zapažanja ubedljivo govore da takve rizike za buduće generacije treba uključiti u sistem zaštite (3,8).

Postoji nekoliko svetskih organizacija koje se bave ocenom veličine rizika uticaja jonizujućih zračenja: *Biološki efekti jonizujućeg zračenja (Biological Effects of Ionizing Radiation (BEIR))*, ICRP, UNSCEAR, *Nacionalno veće za zaštitu od zračenja i merenja (National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRP))*. Osnovni izvor informacija predstavljaju rezultati epidemioloških studija na velikoj populaciji izloženoj jonizujućim zračenjima kao što su grupe profesionalno izloženih lica, grupe pacijenata podvrgnutih dijagnostičkim i terapijskim procedurama i populacija koja je preživela značajnije radijacione/nuklearne incidente. Osobe koje su preživele bombardovanje u Japanu predstavljaju najpogodniju populaciju za epidemiološke studije, s obzirom da se 120000 ljudi oba pola i svih uzrasta prati od 1950. godine u cilju detekcije u početku ranih, a sada kasnih efekata ozračivanja (3, 6, 7, 9).

Zračenje u izvornom obliku, uvek i na isti način deluje na sve ćelije. Razliku u posledicama određuje različita metabolička i fiziološka aktivnost ćelija. Ćelije koje se brzo dele i metabolički su aktivne će odmah po ozračivanju ispoljiti štetne efekte zračenja, a one koje se dele sporo, tek kada uđu u ćelijsku deobu. Zbog ovoga se i kaže da različite vrste ćelija imaju različitu osetljivost

na zračenje i postoji razlika u posledicama ozračivanja različitih tkiva, organa i organizama. Zato se dejstvo zračenja na čovekovo telo svodi u osnovi na oštećenja na ćelijskom nivou (7).

Ljudski organizam ne poseduje čula kojim bi registrovao jonizujuće zračenje. Prema Dr. Abram Petkau (10): ne postoji doza zračenja koja je potpuno bezbedna - *petkau* efekat. Nulta doza ne postoji, pa ne postoji ni nulta verovatnoća nastanka radijacione štete (7).

Menjanje strukture molekula i prekid hemijskih veza u ćeliji je posledica jonizujućeg zračenja na biomolekule deponovanjem energije u osnovnu jedinicu ljudskog tela. Faktori koji određuju biološke efekte na ljudski organizam su: energija zračenja, jačina doze, ukupna primljena doza, površina tela izložena zračenju, raspodela doze u tkivu, tip i vrsta ćelije izložene zračenju, ćelijska metabolička aktivnost, radiosenzitivnost ćelije, individualna radiosenzitivnost. U bilo kojoj eksponiranoj populaciji postoje individualne varijacije radiosenzitivnosti, koje uticaj nekoliko faktora koje uključuju hormonalni status, starost i zdravstveno stanje pojedinaca (7).

Nakon izlaganja jonizujućem zračenju, ćelija može da ostane neoštećena (sačuvana reproduktivna sposobnost), sama se reparira (moguće samo za molekul DNK-jedini biomolekul koji ima sposobnost popravke), mutira (nastavi da se reprodukuje u genetički promenjenoj formi), umire (što na nivou organizma može izazvati letalna oštećenja, gubitak reproduktivne sposobnosti) (7).

## 2.2. Dozimetrijske veličine u zaštiti od zračenja

Odnos kvaliteta dijagnostičke informacije (slike) i doze za pacijenta mora biti dobro izbalansiran i zahteva dobro razumevanje svih parametara koji utiču na obe stavke. Na kraju da bi mogli da izmerimo dozu za pacijenta moramo da poznamo i fizičke veličine i jedinice koje opisuju količinu doze i na osnovu svega pomenutog da zaključimo koliki je odnos štete i koristi.

Da bi se procenila doza za pacijenta u dijagnostičkoj i interventnoj radiologiji, koriste se određene dozimetrijske veličine, koje služe i za uspostavljanje dijagnostičkih referentnih nivoa.

Set dozimetrijskih veličina i jedinica koje se koriste za procenu pacijentnih doza u dijagnostičkoj i interventnoj radiologiji promovisan je od strane internacionalnih organizacija ICRU, ICRP i Međunarodne agencije za atomsku energiju (*International Atomic Energy Agency (IAEA)*) (3, 5, 7, 11). Ovaj koncept se sada zasniva na dozimetrijskoj veličini *Kerma* (*kinetic energy released per unit mass*) u vazduhu (*air kerma*). Brojne ranije publikacije su prikazivale merenja pacijentnih doza veličinom apsorbovana doza. Novije publikacije ICRU, ICRP i IAEA preporučuju upotrebu veličina, kao što su *ulazna kerma u vazduhu* (*entrance surface air kerma (ESAK)*) i *proizvod kerme u vazduhu i površine* (*kerma to area product (KAP)*) (7,11).

### 2.2.1. Fluks fotona i fluks energije

Za detaljnu karakterizaciju polja X-zračenja neophodna je informacija o broju i energiji fotona, kao i njihovoj prostornoj i vremenskoj distribuciji. *Fluks fotona*,  $\Phi$ , je količnik broja fotona  $dN$  i površine poprečnog preseka sfere ( $da$ ) na koju fotoni padaju

$$\Phi = \frac{dN}{da} . \quad (1)$$

Jedinica je  $m^{-2}$ . Distribucija fotona u zavisnosti od energije data je izrazom

$$\Phi_E = \frac{d\Phi}{dE} \frac{dN}{da \cdot dE} \quad (2)$$

gde je  $\Phi_E$  odnos fluksa  $d\Phi$  fotona energije između  $E$  i  $E+dE$ . Na osnovu predhodna dva izraza, *fluks energije*  $\Psi_E$  dat je izrazom

$$\Psi_E = E \cdot \Phi_E = E \cdot \frac{dN}{da \cdot dE} \quad (3)$$

gde je  $dN$  broj fotona energija u interval  $E, E+dE$  koji padaju na sferu površine poprečnog preseka  $da$ . Jedinica za fluks energije je  $J/m^2$ .

Bez obzira na odabrani metod pacijentne dozimetrije, polazna većina je ulazna doza, izražena preko kerme u vazduhu

$$K_a(E) = \Psi_E \frac{\mu_{tr}(E)}{\rho} = \Phi_E \cdot E \cdot \frac{\mu_{tr}(E)}{\rho} \quad (4)$$

gde je  $\mu_{tr}(E)/\rho$  maseni koeficijent prenosa energije za fotone energije  $E$  [5, 7, 12].

### 2.2.2. Kerma i jačina kerme

Konverzija energije se odnosi na prenos energije sa jonizujućih čestica na sekundarne jonizujuće čestice (5). Količina kerme se odnosi na kinetičku energiju svih naelektrisanih čestica oslobođenih nenaelektrisanim česticama. Energija koja se troši na energiju vezivanja, obično relativno mala komponenta, po definiciji nije uključena.

*Kerma*,  $K$ , je količnik  $dE_{tr}$  sa  $dm$ , gde je  $dE_{tr}$  zbir početnih kinetičkih energija svih naelektrisanih čestica oslobođenih u masi  $dm$  materijala (13), dakle

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} . \quad (5)$$

Jedinica:  $J/kg$ , poseban naziv gray (Gy), a za jačinu kerme jedinica je  $J/(kg \cdot s)$  odnosno  $Gy/s$ .

### 2.2.3. Apsorbovana doza i kerma

*Apsorbovana doza*,  $D$ , definisana je od strane ICRU [12] kao količnik  $d\epsilon_{sr}$  i  $dm$ , gde je  $d\epsilon_{sr}$  srednja predata energija po jedinici mase  $dm$

$$D = \frac{d\varepsilon_{sr}}{dm} . \quad (6)$$

U uslovima ravnoteže (ekvilibrijum naelektrisanih čestica (charged particle equilibrium (CPE))) naelektrisanih čestica, *apsorbovana doza u materijalu/tkivu t*, je povezana sa energetskega fluksom preko masenog apsorpcionog koeficijenta u tom materijalu  $(\mu_{en}/\rho)_t$ . Tako da za monoenergetske fotone važi

$$D_t = \Psi \cdot \left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_t . \quad (7)$$

Kada fotoni nisu monoenergetski, treba koristiti srednju vrednost  $(\mu_{en}/\rho)_t$ , u zavisnosti od energetske distribucije energetskega fluksa. Sve energije jonizujućih fotona, koje su u transferu predate kinetičkim energijama sekundarnih elektrona nisu neophodno lokalno apsorbovane od strane ozračenog materijala prilikom usporavanja elektrona. Mala frakcija  $g$  energija elektrona je konvertovana direktno u energiju fotona (uglavnom zakočno zračenje), ali je ova frakcija nebitna za materijale niskog atomskog broja  $Z$  i na energijama elektrona povezanim sa medicinskim oslikavanjem korišćenjem X-zraka (na primer  $g = 6,6 \cdot 10^{-4}$  za energije elektrona od 100 keV u vazduhu (14))

$$\left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right) = \frac{(1-g)\mu_{tr}}{\rho} . \quad (8)$$

U slučaju energija u dijagnostičkoj radiologiji kada je proizvodnja zakočnog zračenja u telu pacijenta zanemarljiva, *apsorbovana doza* je brojno jednaka kerma

$$K = D = \Psi \left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right) = \Psi \left( \frac{\mu_{tr}}{\rho} \right) . \quad (9)$$

U ovom, zbog ekvivalencije *kerme* i *apsorbovane doze*, *kerma u vazduhu* je ta koja se meri, na centralnoj osi X-zraka na određenom rastojanju od fokusa, za određivanje radijacionog izlaza cevi pri medicinskom oslikavanju. Za X-zrake, koji se koriste za medicinsko oslikavanje, vrše se kalibracije u smislu *kerme u vazduhu*, jer je ovo dozimetrijska veličina podržana od strane internacionalnog metrološkog sistema i za koju se izrađuju primarni standardi [5, 7, 12].

#### 2.2.4. Efektivna i ekvivalentna doza

Veličine i jedinice u zaštiti od zračenja definisane su u publikacijama (3, 5, 7). Sistem dozimetrijskih veličina i jedinica koncipiran je tako da se konačan rezultat merenja izrazi preko veličine koja je srazmerna verovatnoći za stohastičke efekte. Na ovaj način moguće je porediti rizike od različitih tipova dijagnostičkih procedura ili različitih radiografskih tehnika.

*Srednja apsorbovana doza za tkiva ili organe,  $D_T$* , data je

$$D_T = \frac{\varepsilon_T}{m_T}. \quad (10)$$

Različiti tipovi zračenja (fotoni, elektroni, neutroni, protoni, alfa čestice...) imaju različitu relativnu biološku efikasnost (RBE), što je posledica različitog linearnog transfera energije (LET). Linearni transfer energije predstavlja srednji gubitak energije naelektrisane čestice po jedinici puta. Relativna biološka efikasnost je odnos apsorbirane doze referentnog zračenja (obično X-zraci energije 200–250 keV) i doze test zračenja potrebne za stvaranje istog biološkog efekta. Uzimajući u obzir razlike u LET, *ekvivalentna doza* je definisana izrazom

$$H_T = \sum_R w_R \cdot D_{T,R} \quad (11)$$

gde je  $w_R$  težinski faktor koji zavisi od tipa zračenja,  $R$ , a  $D_{T,R}$  apsorbirana doza u organu ili tkivu  $T$ , od zračenja tipa  $R$ . Radijacioni težinski faktor ima vrednost jedan za X i gama zračenje, što znači da u ovom slučaju važi jednakost  $H_T = D_T$ . Jedinica za ekvivalentnu dozu je sivert (Sv).

U radiološkoj dijagnostici govorimo o izrazito neuniformnom izlaganju ljudskog organizma fotonskom zračenju niskih energija. Uzimajući u obzir različitu radiosenzitivnost organa i tkiva, efektivna doza definisana je izrazom

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T \quad (12)$$

gde je  $w_T$  težinski faktor za tkivo (Tabela 1.) a  $H_T$  ekvivalentna doza za organ ili tkivo  $T$ . Vrednosti tkivnih težinskih faktora određene su na osnovu raspoloživih literaturnih podataka o stohastičkim efektima jonizujućih zračenja koji se odnose na reprezentativni uzorak populacije oba pola i širokog starosnog doba. Zbir svih vrednosti  $w_T$  jednak je jedinici, što znači da je pri uniformnom izlaganju celog tela ekvivalentna doza numerički jednaka efektivnoj. Ovo svojstvo efektivne doze omogućava poređenje neuniformnog izlaganja sa uniformnim u pogledu stohastičkog rizika. Srednja vrednost apsorbirane doze u nekom tkivu ili organu je najpouzdanija mera verovatnoće za stohastičke efekte. Međutim, u slučajevima kada je samo deo organa izložen, neophodna je odgovarajuća korekcija u skladu sa udelom izložene frakcije u organu ili tkivu. Doza za male i organe blizu površine kože se može pouzdano proceniti na osnovu merenja na površini kože pacijenta dok je za veće organe na većim dubinama u organizmu neophodno merenje u nekom od antropomorfnih fantoma ili odgovarajućim proračunom (15).

Glavna i primarna upotreba efektivne doze u radiološkoj zaštiti za profesionalno izložena lica jonizujućem zračenju i generalnu populaciju (zbog koji je i uvedena) je (3):

- Prospektivna procena doze za planiranje i optimizaciju zaštite
- Retrospektivna procena doze za demonstriranje usaglašenosti sa limitima doza, za poređenje sa ograničenjima doza, ili dijagnostičkim referentnim nivoima.

U ovom smislu se efektivna doza koristi u regulatorne svrhe širom sveta.

Pri oslikavanju x-zračenjem u medicini, i uslovi ozračivanja i eksponirana grupa pacijenata su u principu poznate. Efektivna doza se ne treba koristiti, za na primer, primenu nominalnih koeficijenta smrtnosti (*nominal fatality coefficients*) ICRP [16], za procenu posledica eksponiranja medicinskim oslikavanjem x-zracima. Ovakva procena bi bila neadekvatna zbog potencijalne razlike zdravstvenog stanja, pola i starosti između određenih grupa pacijenata i referentne populacije iz koje je ICRP odredio koeficijente rizika. Pored ovoga, kondicije niskih doza i posebno niskih jačina doza se neće uvek javiti pri medicinskom oslikavanju. Za procenu rizika prouzrokovane indukcijom stohastičkih i tkivnih efekata medicinskim oslikavanjem potrebna su detaljna saznanja određenih doza za organe, distribucija apsorbovane doze, i pol i starost posmatrane grupe pacijenata, pre nego efektivna doza (7, 17).

Tabela 1. Težinski faktori tkiva ili organa. Ostatak čine sledeća tkiva: nadbubrežne žlezde, ekstratorakalna regija, žučni mehur, srce, bubrezi, limfni čvorovi, mišići, oralna sluzokoža, gušterača, prostata (M), tanko crevo, slezina, timus, maternica/grlić maternice (Ž). (3)

Tkivo ili organ	w <sub>T</sub>
Gonade	0,08
Koštana srž (crvena)	0,12
Debelo crevo	0,12
Pluća	0,12
Želudac	0,12
Bešika	0,04
Grudi	0,12
Jetra	0,04
Jednjak	0,04
Štitna žlezda	0,04
Koža	0,01
Površina kosti	0,01
Mozak	0,01
Pljuvačne žlezde	0,01
Ostatak	0,12

### 2.3. Metode pacijentne dozimetrije u intraoralnoj stomatološkoj radiologiji

Klinička stomatologija se ne može zamisliti bez upotrebe rendgenskog zračenja. Stomatolozi koriste radiografiju iz mnogih razloga: pronalaženje skrivenih dentalnih struktura, malignih ili benignih masa, gubitka kostiju i šupljina (7, 11, 15).

Radiografska slika se formira oslikavanjem oralnih struktura na različitim nivoima, u zavisnosti od anatomske gustine. Anatomska gustina/elektronska gustina određuje koja količina x-zraka će biti atenuirana. Na radiografskim slikama zdravi zubi su prikazani svetliji za razliku od karijesa, zubnih infekcija i drugih promena koje menjaju gustinu zdravih zuba i paradontalnih ligamenata.

Prilikom kliničkih pregleda moguće je prevideti propadanje zuba i paradentozu, te je zato radiografska evaluacija zubnog (dentalnog) i periodentalnog tkiva kritičan deo sveobuhvatnog oralnog pregleda (7, 11).

Radiografski pregledi u stomatologiji, spadaju u najbrojnije radiološke procedure, te je stoga, dozimetrija ovih procedura od velikog značaja (18).

U idealnim situacijama, monitoring doza za pacijente predstavlja kontinuiran proces koji omogućava informaciju o izloženosti svakog individualnog pacijenta. Ovakav pristup omogućava detaljno vođenje evidencije o izloženosti pacijenata i trenutnu informaciju o incidentalnim izlaganjima koja u drugim situacijama ne bi bila primećena. Osim u retkim slučajevima, kontinualni monitoring nije moguć u realnim uslovima. Razvoj protokola za merenje pacijentnih doza je zato veoma značajan jer omogućava da se pravilnim metodološkim pristupom, merenjem doza na ograničenom uzorku pacijenata donesu opšti zaključci o radiološkoj praksi.

### 2.3.1. Incidentna kerma u vazduhu

*Upadna kerma u vazduhu*  $K_i$ , je kerma u vazduhu upadnog snopa na centralnoj osi X-zraka na rastojanju  $d_{FSD}$ , focus-koža (focus skin distance (FSD)), odnosno na ravni površine kože pacijenta. Uključeno je samo incidentno X-zračenje bez doprinosa povratnog rasejanja.

*Incidentna kerma u vazduhu* je povezana, uz određene aproksimacije, sa kermom u vazduhu, merenoj na bilo kojoj drugoj razdaljini,  $d$ , od fokusa,  $K_a(d)$  (5)

$$K_i = K_a(d) \cdot \left( \frac{d}{d_{FSD}} \right)^2 \quad (13)$$

Pomenute aproksimacije su povezane sa nekoliko manjih korekcija koje su vezane za atenuaciju u vazduhu, rasejanje u vazduhu i strukturu izvora X-zraka. Incidentna kerma u vazduhu se lako može izračunati iz radijacionog izlaza,  $Y(d)$  uz poznavanje podataka za  $d_{FSD}$  i proizvoda jačine struje i vremena ( $It$ ) za određeni kvalitet zračenja rendgenske cevi

$$K_i = Y(d) \cdot I \cdot t \cdot \left( \frac{d}{d_{FSD}} \right)^2 \quad (14)$$

Radijacioni izlaz rendgenske cevi

Radijacioni izlaz rendgenske cevi,  $Y(d)$ , je definisan u ICRU 74 kao količnik kerme u vazduhu,  $K_a(d)$ , na specificiranoj udaljenosti,  $d$ , od fokusa rendgenske cevi i proizvoda jačine struje rendgenske cevi i vremena ekspozicije,  $P_{It}$ , tako da je

$$Y(d) = K_a(d)/P_{It} \quad (15)$$

Jedinica: J/(kg/C), or Gy/mA·s.

### 2.3.2. *Proizvod kerme i površine*

*Proizvod kerme i površine*,  $P_{KA}$ , je integral kerme u vazduhu po celoj površini  $A$ , snopa X-zraka, u rani normalnoj na osu snopa

$$P_{KA} = \int_A K_a(A) dA. \quad (16)$$

Jedinica: J/(kg/m<sup>2</sup>), ili Gy cm<sup>2</sup>.

Ako je kerma u vazduhu  $K_a(A)$  konstantna po celoj površini snopa, što i jeste (aproksimativno) validno za male površine snopa

$$P_{KA} = \int_A K_a(A) dA = K_a \cdot A. \quad (17)$$

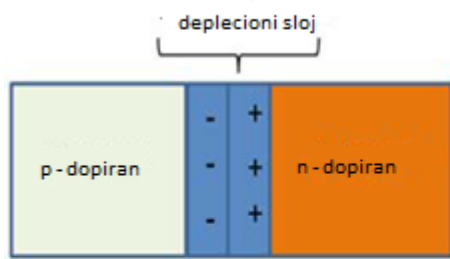
$P_{KA}$  ima korisno svojstvo da je približno (kada se atenuacija u vazduhu i rasejanje i ekstra fokusna iradijacija zanemari) nezavisna od rastojanja od fokusa rendgenske cevi, dok god se merenja vrše na značajnom rastojanju od pacijenta ili fantoma da bi se izbegao doprinos povratnog rasejanja (7, 11).

### 2.4. *Dozimetri u dijagnostičkoj radiologiji*

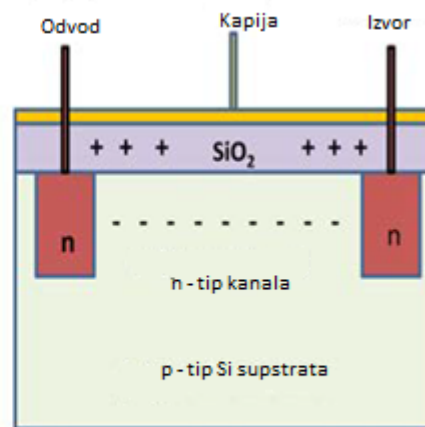
Da bi mogli diskutovati o bilo kakvim rezultatima merenja, moramo posedovati odgovarajuće dozimetre kojima bi te rezultate beležili i nakon toga tumačili. Ovi instrumenti se uopšteno nazivaju dozimetri, a tipovi koji se koriste najčešće u dijagnostičkoj radiologiji su jonizacione komore, poluprovodnički detektori i termoluminescentni dozimetri (7). Dozimetri koji su korišćeni za potrebe ovog rada su poluprovodnički dozimetri, te sledi kratak opis načina rada ovih dozimetara.

#### *Poluprovodnički dozimetri*

U poluprovodničkim detektorima sredina za detekciju su čvrsta tela. Postoje dva tipa poluprovodničkih detektora bazirani na tehnologiji diode ili tranzistora (MOSFET)(slika 1.) (7, 24). Dioda je najjednostavniji poluprovodnički sklop. Primenom spoljašanje razlike potencijala na spoj poluprovodnika p-tipa i n-tipa, dolazi do kretanja naelektrisanja kroz poluprovodnički spoj. Jonizujuće zračenje svojim prolaskom kroz poluprovodnički detektor izaziva nastajanje parova elektron-šupljina, a pn spoj postaje provodan. Registrovana jačina struje srazmerna je brzini nastanka parova elektron-šupljina. Intenzitet signala zavisi od prirode jonizujućeg zračenja i frakcije koja dopire do pn-spoja (7, 24). Ukoliko se desi da se PN spoj veže inverzno (plus na N-tip, minus na P-tip), stvara se inverzna struja zasićenja, odnosno dioda se ponaša kao izolator (7,24).



(a)



(b)

Slika 1. Dijagram p-n i MOSFET poluprovodničkog detektora (7,24)

Da bi imali poverenje u merenja pomenutim dozimetrima, važno je da svi instrumenti budu etalonirani, odnosno da je obezbeđena sledivost do primarnog etalona date dozimetrijske veličine. Primarne standardne laboratorije (*primary standards dosimetry laboratories PSDL*) upotrebljavaju "free air" jonizacione komore za merenje apsorbovane doze sledjive do fundamentalne SI jedinice apsorbovane doze (Gy). Sekundarne standardne laboratorije (*secondary standards dosimetry laboratories SSDL*) etaloniraju svoje instrumente referentne klase u primarnim standardnim laboratorijama i koriste ove kao sekundarne dozimetrijske standarde. Tako se održava sledljivost merenja do PSDL. Glavna uloga SSDL je da premosti prazninu između PSDL i korisnika dozimetara (7).

## 2.5. Monte Carlo metod u dijagnostičkoj radiologiji

Monte-Carlo simulacija se može posmatrati kao „eksperimentalno“ izračunavanje, u kojem koristimo slučajne brojeve za sprovođenje eksperimenata. Obično vršimo proračune na računaru koristeći od stotinu do milijardu slučajnih brojeva. Osnovna ideja je da se izvedu brojna ispitivanja, ili „eksperimenti“, koristeći matematički model sistema od interesa. Za svako ispitivanje biramo specifične vrednosti za različite ulazne parametre iz odgovarajućih statističkih distribucija. Prikupljamo vrednosti izlaznih parametara iz svih ispitivanja i manipulišemo njima da bismo dobili mere od interesa, kao što je ukupan prosek i njegova varijabilnost.

Monte-Carlo metode se oslanjaju na sposobnost da se brzo proizvedu tokovi slučajnih brojeva. Iako postoje fizički procesi, kao što su okretni točkovi ili električni šum, koji se mogu koristiti za generisanje ovih brojeva, u praksi kompjuterski programi koriste softverske algoritme da to urade. Pošto su ovi algoritmi deterministički, „slučajni“ brojevi koje proizvode su, u stvari, „pseudoslučajni“. To znači da će se, počevši od istog početnog broja „semena“, uvek proizvoditi

isti tok slučajnih brojeva. Začudo, ovo može biti prednost kada se konstruiše kompjuterska simulacija, jer pomaže u otklanjanju grešaka u programu – različiti izlazi se mogu identifikovati kao rezultat promena kodiranja, a ne kao posledica korišćenja drugačijeg toka slučajnih brojeva.

Procena doze na osnovu merenja pomoću fantoma predstavlja značajan alternativan dozimetrijski metod u situacijama kada su eksperimentalna merenja nemoguća ili komplikovana. Matematičko modelovanje transporta fotona kroz ljudski organizam omogućava precizno izračunavanje depozicije energije X-zračenja u pojedinim organima i tkivima za veliki broj kliničkih situacija i precizno definisanu anatomiju.

Monte Karlo je u osnovi matematički model koji omogućava izračunavanje vrednosti fizičkih veličina na osnovu simulacije transporta fotona. Istorija pojedinačnih fotona se prati tokom dijagnostičkog procesa. Fotoni, pri tome, gube energiju u procesima apsorpcije i rasejanja u telu pacijenta. U zavisnosti od energije fotona i karakteristika medijuma, mogući su različiti tipovi interakcija sa različitim verovatnoćama. Fotoni svoj put završavaju na različite načine a usrednjavanjem puteva velikog broja fotona može se izvesti procena vrednosti različitih makroskopskih fizičkih veličina, pre svega deponovane energije u telu pacijenta.

Monte Karlo simulacija transporta fotona je danas metoda izbora za procenu doza za organe i proračun različitih konverzionih koeficijenata. Ova tehnika se koristi u svim oblastima primene zračenja u medicini, kao što su radioterapija, nuklearna medicina i dijagnostička radiologija, kao i za analizu uticaja pojedinih parametara na kvalitet slike i pacijentnu dozu [9, 17, 19, 20].

## 2.6. Dijagnostički referentni nivoi

Jezik radiološke zaštite je složen, a ponekad i zbunjujući za one koji nisu stručnjaci u toj oblasti. Kao takav, za internacionalne organizacije u ovoj oblasti (ICRP, ICRU) je važno da pruži praktične informacije o primeni DRL-a za različite vrste oslikavanja i da razjasni terminologiju (21).

Dijagnostički referentni nivoi (DRL) imaju funkciju nivoa proveravanja, primenjenu na lako merljivu dozimetrijsku veličinu, u cilju identifikacije kliničke prakse sa neprihvatljivo velikim dozama za pacijente. Odabir dozimetrijske veličine mora biti opravdan, u smislu da na pravi način oslikava mere rizika od izlaganja jonizujućem zračenju u zavisnosti od tipa kliničke procedure.

Postoje neki pregledi koji su relativno nezavisni od veličine pacijenta. Primeri su stomatološka intraoralna i panoramska slika, koja se obično izvode sa opremom koja ima fiksne vrednosti (recimo: 50 – 70 kV i 7 – 10 mA) i tajmer programiran za snimanje zuba. Za stomatološke jedinice, dozimetrijska merenja koja vrši medicinski fizičar predstavljaju najbolju opciju, a ne merenja na pojedinačnim pacijentima. Pregledi se mogu vršiti direktnim merenjem sa detektorima zračenja kada se vrše QA provere na rendgenskim jedinicama.

Pogodan metod za podešavanje vrednosti DRL i procenu doze pacijenta za stomatološku radiografiju je merenje na standardnim podešavanjima. Intraoralne jedinice često imaju fiksne

potencijale i struje cevi, a ekspozicija se menja prilagođavanjem vremena ekspozicije za tip zuba koji se istražuje. Vreme ekspozicije se bira ručno ili pomoću točkića kalibrisanog za zub ili izborom vremena ekspozicije. Merenje  $K_i$  se može izvršiti na standardnim podešavanjima sa odgovarajućim kalibrisanim detektorom postavljenim na kraju odstojnog konusa rendgenskog seta (22). Ovo merenje se odnosi na kermu u vazduhu koja pada na površinu kože.

Metoda upravljanja i postizanja optimizacije za stomatološku radiografiju razlikuje se od metode za druge rendgenske aplikacije. DRL vrednosti za zube se postavljaju u smislu kerme incidentnog vazduha merene tokom rutinskih testova. Na osnovu rezultata testiranja, mogu se dati preporuke za promene protokola (podešavanja opreme) i prilagođavanja. Istraživač treba da radi sa stomatologom da bi optimizovao zaštitu. Može se ostvariti poboljšanje zaštite vezano za novu tehnologiju, što inače ne bi bilo moguće postići.

Dozimetrijske veličine koje su preporučene od strane međunarodnih organizacija u svrhu utvrđivanja DRL su [3, 5, 11, 15, 23]:

- Incidentna kerma u vazduhu;
- Proizvod kerme i površine;

Po svojoj prirodi, DRL su fleksibilni i oslanjaju se na koncept koji se razlikuje od formalno postavljenih granica za profesionalno izložena lica i stanovništvo. DRL su definisani kao nivoi doza za standardne dijagnostičke postupke, za grupu standardnih pacijenata ili standardni fantom. U slučaju prekoračenja ovih nivoa trebalo bi izvršiti reviziju prakse i opreme i preduzeti korektivne akcije u svrhu optimizacije zaštite. DRL su dodaci profesionalnom rasuđivanju i ne obezbeđuju granicu razdvajanja između dobre i loše prakse. [2,9,11,24 - 27].

### 3. CILJEVI DOKTORSKE DISERTACIJE

- ❖ Uspostavljanje empirijske formule za izračunavanje incidentne Kerme u vazduhu ( $K_i$ ) u intraoralnoj radiografiji.
- ❖ Predlaganja vrednosti za nacionalni dijagnostički referentni nivo, u slučaju gornjih molara odraslih ljudi, za različite prijemnike slika (analogni i digitalni) u intraoralnoj radiografiji.
- ❖ Određivanje efektivne doze korišćenjem koverzionih faktora, dobijenih Monte Carlo simulacijom, i empirijske formule za incidentnu Kermu u vazduhu.

## 4. HIPOTEZE

1. Uvidom u literaturu koja obrađuje matematičke formule za izračunavanje doza za pacijente, pronađene su reference koje se odnose na matematičke formule za izračunavanje incidentne kerme u vazduhu (ili sličnih veličina) za konvencionalne rendgen aparate. Na osnovu rezultata merenja izvedenih na 50 intraoralnih rendgen aparata, očekuje se formulisanje empirijske formule za izračunavanje incidentne Kerme u vazduhu za slučaj intraoralnih rendgen aparata.
2. Korišćenjem Monte Karlo simulacije uz empirijsku formulu za izračunavanje incidentne kerme u vazduhu, očekuje se izračunavanje konverzionih koeficijenata, koji će pomoći proceni efektivne doze u intraoralnoj radiologiji.
3. Na osnovu merenja vrednosti proizvoda kerme u vazduhu i površine (Kerma area product (KAP)) kod 119 intraoralnih rendgen aparata, očekuje se da je formiran dovoljan broj rezultata merenja da bi se predložio nacionalni dijagnostički referentni nivo, u slučaju gornjih molara odraslih ljudi, za različite prijemnike slike u intraoralnoj radiografiji.

## 5. MATERIJAL I METODE

Prema podacima kojima raspolaže Direktor za radijacionu i nuklearnu bezbednost Srbije, u Republici Srbiji postoji oko 300 intraoralnih stomatoloških jedinica. Disertacija prikazuje rezultate ispitivanja 169 intraoralnih dentalnih jedinica (119 u prvom delu i 50 u drugom). Uređaji intraoralnih rendgen aparata, pokazuju raznolikost u pogledu arhitekture. Najvažnija razlika je u arhitekturi uređaja koji se proizvode u Srbiji (Dent Ei Niš) koji su jednofazni, a svi ostali su visokofrekventni. Druga razlika između intraoralnih jedinica ogleda se u fiksnom naponu uređaja (50 kV) i malom rastojanju između fokusa i kože (FSD = 10 cm)<sup>1</sup>.

Ispitivanje performansi dentalnih rendgenskih jedinica obavljeno je kalibrisanim multimetrom (poluprovodnički detektor) MPD Barracuda (RTI Electronics AB, Švedska). Multimetar se kalibriše na godišnjem nivou u Laboratoriji za sekundarnu standardnu dozimetriju (SSDL) Institut za nuklearne nauke "Vinča" Laboratorija za zaštitu od zračenja, Beograd, Srbija. Merna nesigurnost uređaja je  $\pm 7\%$ , dok su sva merenja u kojima su testirane performanse ponovljene 5 puta i na kraju obrađene korišćenjem softverskih i matematičkih programa: Office Excel, Ocean, MATLAB.

Parametri ekspozicije intraoralnih rendgenskih jedinica prikupljeni su tokom redovnih godišnjih pregleda od 2018. do 2023. godine u javnim i privatnim ustanovama. Zatim su ovi parametri korišćeni za merenja, u kliničkim uslovima kada se pacijentu izvodi oslikavanje molara gornje vilice. Prilikom merenja, vrh cevi je postavljen na detektor. Merenje je obavljeno za slučaj odraslog muškarca ( $70 \pm 10$ ) kg, u standardnim kliničkim uslovima za molare gornje vilice. Parametri koji su ispitivani, su oni koji su dati u zakonskoj regulativi. Postavka uređaja za merenje i jednog od rendgen aparata je data na slici 1.

---

<sup>1</sup> Inače kod stomatoloških intraoralnih rendgenskih setova preporučeno je da napon uređaja bude između 60 kV i 70 kV, a FSD 20 cm

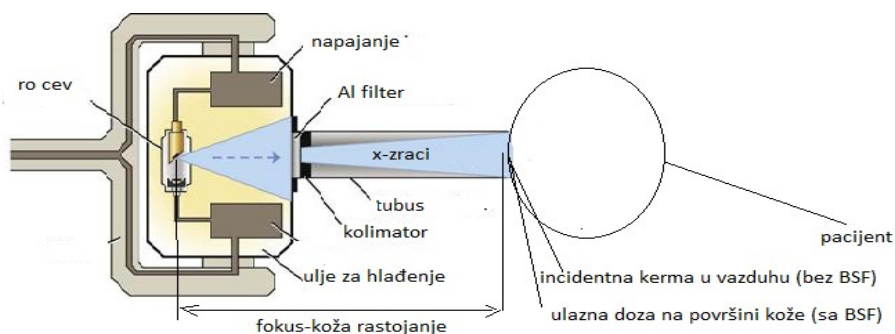
Prijemnici slike koji se koriste u intraoralnoj stomatološkoj radiologiji, se mogu podeliti na analogne (filmovi klase D, E i F) i digitalne (CCD, CMOS i SPP) prijemnike slike.

Tokom redovnih merenja kontrole kvaliteta sprovedena je anketa među zaposlenima u stomatološkim ordinacijama. Cilj ankete je bio da se stekne uvid u stomatološku radiologiju korišćenjem intraoralnih rendgenskih aparata i prateće opreme. Postavljena su sledeća pitanja:

- da li su zaposleni obučeni za rad sa rendgenskim aparatima i pratećom opremom;
- da li se vrši redovna kontrola kvaliteta uređaja za obradu slike (ako uređaj za obradu slike postoji);
- da li su rendgenski aparati i uređaj za obradu slike redovno servisirani;



Slika 2. Postavka mernih instrumenata prilikom kontrole kvaliteta intraoralnog rendgen aparata



Slika 3. Dijagram merne postavke za intraoralne stomatološke rendgen-aparate (7)

### 5.1. Određivanje empirijske formule za izračunavanje incidentne Kerme u vazduhu

Ovaj deo rada se oslanja na rad iz publikacije (28). Parametri ekspozicije 50 intraoralnih rendgenskih jedinica prikupljeni su tokom redovnih godišnjih pregleda 2018, 2019. i početkom 2020. godine u javnim i privatnim ustanovama. Provereni parametri, sa tolerancijama, dati su u tabeli 2, a spisak pregledanih intraoralnih stomatoloških rendgenskih aparata sa tehničkim karakteristikama u tabeli 3. (20).

Tabela 2. Ispitivanje performansi stomatoloških rendgen aparata

Parametar	Tolerancija
kVp reproducibilnost (%)	< ±10
Tačnost vremena (%)	< ±10
Reproducibilnost vremena (%)	< ±10
Tube output reproducibilnost na FSD	< ±10
Debljina poluslabljenja (HVL)	
Za napone < 70 kV	≥ 1.5 mmAl
Za napone > 70 kV	≥ 2.5 mmAl

Tabela 3. Spisak ispitivanih intraoralnih rendgenskih aparata za snimanje zuba i njihove osnovne tehničke karakteristike

No	Model (Proizvođač)	Nominalni napone rendgenske cevi (kV)	Jačina struje rendgenske cevi (mA)	FSD (cm)	Totalna filtracija (mm Al)
1.	CCX Digital (Trophy)	70	8	31	2.5
2.	RXDC (MYRAY)	60	7	20	2.0
3.	Elitys (Trophy)	60	7	20	1.5
4.	Expert DC (Gendex)	65	7	20	1.5
5.	Heliodont DS	60	3.5	20	1.5
6.	HeliodenVario	70	7	20	1.5
7.	Heliodont 70	70	7	20	1.5
8.	Vario DG (Sirona)	70	3.5	20	1.5
9.	Dent (EiNiš)	50	10	10	1.5
10.	Minray (Soredex)	70	7	20	2
11.	Gnatus (Gnatus)	70	7	20	1.5
12.	CS 2100	60	7	20	2
13.	Intra (Planmeca)	63	8	20	1.5
14.	Focus (Kavo)	70	7	20	2
15.	XDC (Fona)	70	7	20	1.5
16.	Xgenus (De Götzen)	70	8	20	1.5
17.	CS 2200	70	7	20	2
18.	Endos DC (DentX)	65	5	20	2
19.	Endos AC (DentX)	70	8	20	2
20.	ANTHOS AC	70	7	20	1.5
21.	Leadex 70 (Ritter)	70	7	20	1.5

Zavisnost kerme u vazduhu ( $K_i$ ) od ekspozicionih parametara opisuje se sledećom empirijskom jednačinom (29)

$$K(mR) = k \times \frac{U^n \times I \times t}{d^2} \quad (18)$$

gde su  $U$  napon rendgenske cevi,  $I$  jačina struje,  $t$  vreme ekspozicije,  $d$  rastojanje fokusa rendgenske cevi od poluprovodničkog detektora,  $k$  i  $n$  su konstante (koeficijenti) uređaja konstantne vrednosti.

Zbog nemogućnosti promene vrednosti napona na intraoralnim stomatološkim rendgen uređajima, nije bilo moguće odrediti vrednost koeficijenta  $k$  za svaki pojedinačni modela intraoralnih rendgen aparata, iz tog razloga predpostavljeno je da je  $k=1$ .

Za svaki model intraoralnih rendgen aparata je određena vrednost koeficijenta  $n$  metodom višestruke nelinearne regresije, fitovanjem, podataka izmerenih vrednosti  $K_i$  i zadatih vrednosti

ekspozicionih parametara ( $U, Ixt, d$ ) jednačinom 18. Rastojanja između rendgenske cevi i komore su normalizovana na 20 cm primenom kvadratnog zakona

$$\frac{K_{i1}}{K_{i2}} \sim \frac{d_2^2}{d_1^2} \quad (19)$$

gde su  $K_{i1}$  i  $K_{i2}$  vrednosti Kerme u vazduhu na rastojanju  $d_1$  i  $d_2$  rendgenske cevi od komore.

MATLAB 2013a (MathWorks) je korišćen za fitovanje podataka iz Tabele 2. (metoda nelinearne regresije) jednačinom (18).

Za svaki pojedinačni model intraoralnih aparata je određena vrednost koeficijenta  $n$  i na osnovu dobijenih vrednosti je određena srednja vrednost koeficijenta  $n$ .

#### *Statistička analiza*

Validnost fitovanja podataka jednačinom 18 je statistički procenjena korišćenjem koeficijenta korelacije ( $R$ ) i standardne greške ( $SE$ ) fitovanja, kao i relativnog procentualnog odstupanja ( $RPD$ ) izmerenih i izračunatih vrednosti  $K_i$ . Ovi parametri su definisani sledećim jednačinama

$$R^2 = 1 - \frac{\sum_{i=1}^N (y_i - f_i)^2}{\sum_{i=1}^N (y_i - y_{av})^2} \quad (20)$$

$$SE = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (y_i - f_i)^2}{N}} \quad (21)$$

$$RPD = \frac{100}{N} \sum_{i=1}^N \left| \frac{y_i - f_i}{y_i} \right| \quad (22)$$

gde su  $y_i$  eksperimentalni podaci,  $f_i$  su fitovani podaci,  $y_{av}$  je srednja vrednost eksperimentalnih podataka i  $N$  je broj podataka.

## 5.2. Određivanje predloženih vrednosti za dijagnostičke referentne nivoe u intraoralnoj dentalnoj radiografiji u Srbiji

Ovaj deo rada se oslanja na rad iz publikacije (30) i obuhvata rezultate ispitivanja 119 intraoralnih dentalnih jedinica u Srbiji. Spisak stomatoloških rendgenskih aparata dat je u tab. 3. Uređaji dati u tabeli pokazuju raznolikost u pogledu arhitekture. Provereni parametri, sa tolerancijama, dati su u tabeli 2.

Tabela 4. Spisak pregledanih intraoralnih rendgenskih aparata za snimanje zuba i njihove osnovne tehničke karakteristike

Model (Proizvođač)	Broj jedinica	Nominalni napone rendgenske cevi (kV)	Jačina struje rendgenske cevi (mA)	FSD (cm)	Dijametar kolimatora (cm)	Totalna filtracija (mm Al)
FIAD (Trophy)	1	70	7	20	6	1.5
Heliodent Plus (Sirona)	3	70	7	20	6	1.5
Heliodent Vario (Sirona)	9	70	7	20	6	1.5
Heliodent DS (Sirona)	2	60	3.5	20	6	1.5
Vario DG (Sirona)	6	70	7	20	6	1.5
Xgenus (De Götzen)	3	70	8	20	6	1.5
Gnatus	7	70	7	20	6	1.5
EZ (Vatech)	1	70	7	20	6	2
CS 2100 (CARESTREAM)	1	60	7	20	6	2
CS 2200 (CARESTREAM)	2	70	7	20	6	2
Focus (Kavo)	13	70	7	22.3	6	2
Minray (Soredex)	19	70	7	20	6	2
Leadex 70 (Ritter)	3	70	7	20	6	1.5
ELITYS (Trophy)	3	60	7	20	6	2.0
Heliodent Vario DG (Sirona)	2	70	3.5	20	6	1.5
Imago	1	70	8	20	6	2
FUTUR X 2500 (New Life)	1	70	8	20	6	1.5
Heliodent 70 (Siemens)	2	70	7	20	6	1.5
CCX Digital (Trophy) Trex	3	70	8	20	6	2.5
Expert DC (Gendex)	10	65	7	20	6	2
Endos	1	65/70	5	20	6	2
Pro X (Planmeca)	5	60	8	20	6	2
RXDC (Myray)	1	60	7	20	6	2.0
RXDC extend (Myray)	1	70	7	20	6	2.0
Intra (Planmeca)	3	63	8	20	6	1.5
XDC (Fona)	2	70	7	20	6	1.5
SRL (Fona)	1	70	7	20	6	1.5
ANTHOS AC	1	70	7	20	6	1.5
Satelec X Mind	2	70	8	20	6	2
Dent (Ei Niš)	10	50	10	10	5	1.5

KAP vrednosti se dobijaju izračunavanjem množenja vrednosti  $K_i$  sa površinom otvora cevi [31]. KAP vrednosti su date (zajedno sa rezultatima kontrole kvaliteta) za svaki od receptora slike (Film klase E, CCD (charge-coupled device) i PSP ((photostimulable phosphor plate) fotostimulabilna fosforna ploča)). Treba napomenuti da se od 2018. filmovi klase D i F ne koriste kao receptori slike.

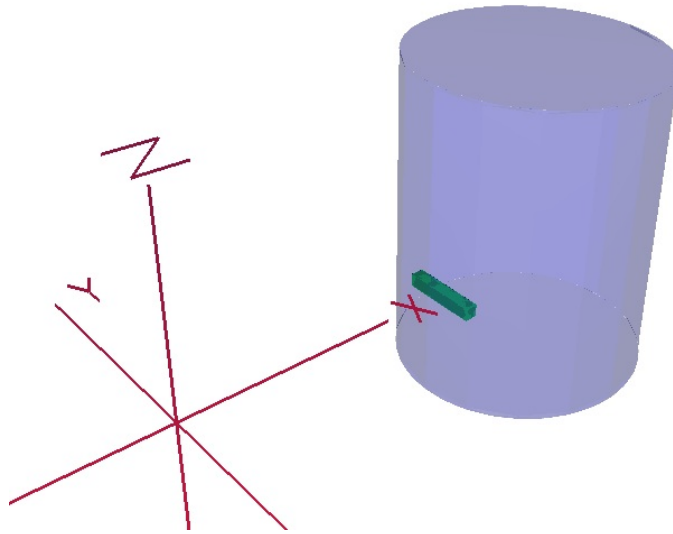
### 5.3. Materijali i metode vezane za Monte Karlo simulaciju

Proračun doza u organima ljudskog tela podrazumeva rad sa vrlo komplikovanim geometrijama. Analitički je nemoguće izračunati doze u organima ljudskog tela, čak i ako su uslovi ozračivanja vrlo precizno definisani (što često nije slučaj). Zato se koriste kompjuterski programi koji su u najvećem broju slučajeva zasnovani na metodama Monte Karlo (32, 33).

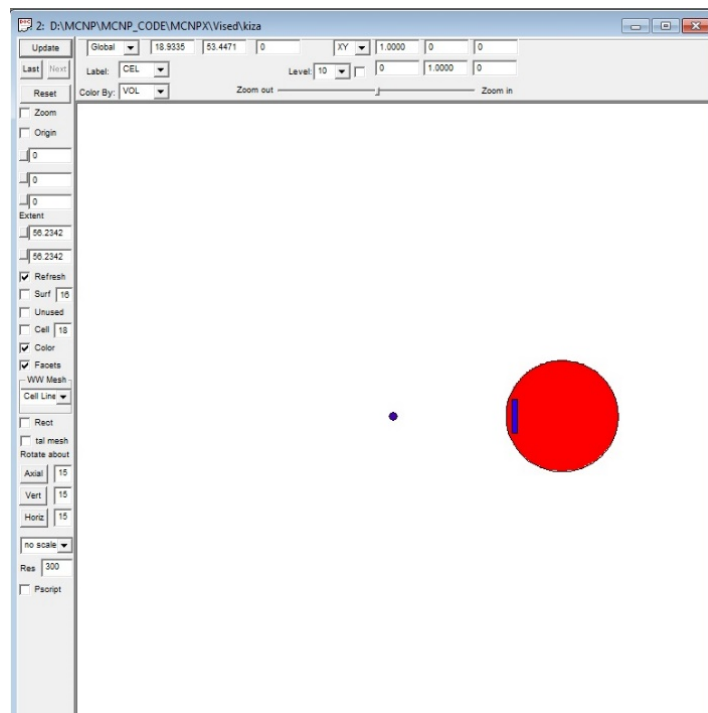
Monte Karlo je numerički metod rešavanja složenih matematičkih, fizičkih, statističkih i drugih problema pomoću slučajnog izbora uzoraka. Monte Karlo metod temelji se na stohastici prirodnih procesa čija su stanja odredjena zakonima verovatnoće. Teorijske postavke o pojavama koje se tretiraju i raspodelama verovatnoće slučajnih veličina koje ih uslovljavaju čine osnovu primene Monte Karlo metoda za numeričke eksperimente. Monte Karlo metode su specijalna tehnika za rešavanje problema u transportu zračenja, svih individualnih procesa interakcije, prateći istoriju svake čestice. Formira se trag svake pojedinačne čestice pri njenom prolasku kroz materijal i dobija se raspodela apsorbovane doze praćenjem većeg broja čestica.

#### 5.3.1. Simulacija jednostavne geometrije

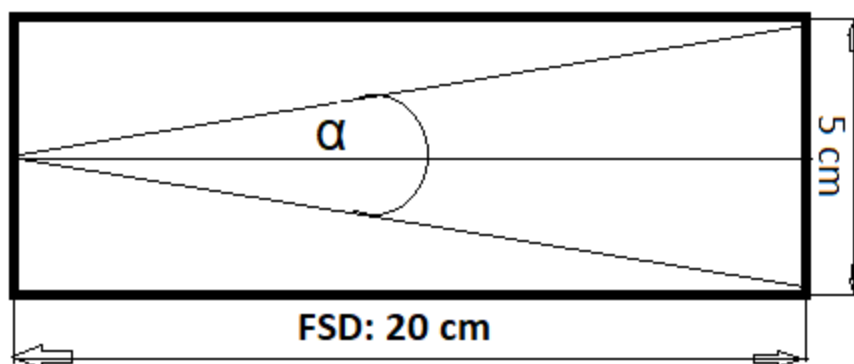
Za Monte Karlo simulaciju jednostavne geometrije za potvrdu empirijske formule, korišćen je MCNPX programski paket (34). Geometrija simulacije je data na slici 4. i Slici 5.



Slika 4. Geometrija simulacije, pozicija cilindra u odnosu na snop, u koordinatnom sistemu.



Slika 5. Geometrija simulacije



Slika 6. Prikaz tubusa, dimenzija i uglova prilikom simulacije

MCNPX koristi trodimenzioni Dekartov koordinatni sistem sa koordinatama  $(x,y,z)$  i sve dimenzije su izražene u centimetrima (35). Izvor zračenja (rendgenska cev) je prikazan kao tačkasti. Izvor je udaljen od mete 20 cm (slika 6.). Meta je sačinjena od materijala PMMA ((poli(metil metakrilat)) poznat kao pleksiglas) u obliku cilindra (visine 25 cm i prečnika 20 cm) i deo unutar cilindra koji predstavlja zube (kvadar dimenzija: 8 cm, 1cm, 1cm) od materijala koji je u ovom slučaju preuzet iz literature (kosti) i koji se nalaze na rastojanju od 21 cm (Slika 3. i slika 4.). Pozicija izvora, cilindra i zuba (8 cm od dna cilindra) bili su pozicionirani na istoj liniji. Spektar rendgenskog zračenja dobijen je primenom Spektrum procesora opisanog u IPEM Report 78 (36) (The Institute of Physics and Engineering in Medicine (IPEM)). Simulirani naponi rendgenske cevi su bili od 60 kV, 65 kV i 70 kV. Broj događaja prilikom Monte Carlo simulacije je  $10^9$ .

### 5.3.2. Matematički antropomorfni fantom

Za Monte Carlo simulaciju intraoralne radiografije koristiti će se Monte Carlo N-Particle transport code verzija 6.2. Podaci za simulaciju uređaja prikupljeni su od proizvođača i merenjima na samim uređajima. Simulirani su fotonski snopovi s karakteristikama koje su prikupljene tokom redovnih godišnjih pregleda od 2018. do 2023. godine u javnim i privatnim ustanovama. Matematički fantom koji simulira odraslog pacijenta preuzet je iz literature (37, 38, 39).

U delu koji sledi, dat je deo MCNP inputa koji je korišćen prilikom pomenute simulacije sa kratkim objašnjenjima.

U MCNP inputu se najpre definišu ćelije.

U ovoj simulaciji, potrebno je u jednu veliku ćeliju postaviti fantom koji je vec ranije prilagođen za MCNP input. Može se videti broj voxela od kojih se taj fantom sastoji: 84 x 108 x 119.

Od reda 4 definisana su tkiva od kojih se fantom sastoji, svaki broj označava jedno tkivo, a ako je iza broja „r” to znači da se pojedino tkivo ponavlja u toliko voxela.

Ovi se brojevi ponavljaju u sledećih 8500 redova (informacije o fantomu se mogu naći na: <https://noodle.med.yale.edu/zubal/>).

Rotirani za 180°

```
998 0 -2 1 -4 3 -6 5 imp:p=1 fill=999 (-8.91 -13.42 77.2) u=100
999 0 -8 7 -10 9 -12 11 u=999 lat=1 imp:p=1 fill=0:84 0:108 0:119
 20 722r 1 20 78r 1 9r 20 71r 1 2r 3 5 7r 1 1 20 69r 1 1 3 3 5 11r 20 67r 1
 1 3 3 5 3r 4 4 5 4 5 6r 20 64r 1 1 3 3 5 3r 4 6r 5 5r 20 62r 1 1 3 5 2r 4
 11r 5 4r 1 1 20 58r 1 5 2r 3 4 5r 5 3r 4 4r 5 4r 1 1 20 56r 1 5 2r 3 4 5r 5
 5r 4 5r 3 5 5 1 1 20 55r 1 1 5 2r 3 4 3r 5 8r 4 4r 5 3r 1 1 20 53r 1 1 5 3r
 4 4r 5 9r 4 3r 5 3r 3 1 1 20 51r 1 1 5 3r 4 4r 5 10r 4 3r 5 4r 3 1 1 20 49r
 1 1 3 5 3r 4 3r 5 12r 4 3r 5 3r 3 3 1 1 20 47r 1 1 3 5 4r 4 3r 5 12r 4 3r 5
 4r 3 3 1 1 20 45r 1 1 3 5 4r 4 4r 5 12r 4 3r 5 4r 3 2r 1 1 20 43r 1 1 3 3 5
 4r 4 4r 5 13r 4 3r 5 4r 3 3 5 1 1 20 41r 1 1 3 3 5 5r 4 4r 5 13r 4 4r 5 3r
 3 3 5 5 1 1 20 39r 1 1 3 2r 5 4r 4 5r 5 14r 4 3r 5 4r 3 3 5 3 1 20 38r 1 1
 3 2r 5 5r 4 4r 5 14r 4 4r 5 4r 3 3 5 5 3 1 20 37r 1 3 2r 5 6r 4 5r 5 13r 4
 4r 5 3r 3 3r 5 5 1 20 36r 1 3 3r 5 2r 3 5 2r 4 5r 5 14r 4 4r 5 3r 3 2r 5 5
```

-----  
nakon toga sledi definicija ćelija svakog tkiva i ostale geometrije u simulaciji (to su sve ćelije s vecim brojem od 99):

```
1 12 -1.09 -8 7 -10 9 -12 11 vol=232.159 u=1 imp:p=1 $ skin
2 like 1 but mat=4 rho=-1.007 vol=214.027 u=2 imp:p=1 $ cerebral fluid
3 like 1 but mat=14 rho=-0.95 vol=551.153 u=3 imp:p=1 $ fat
4 like 1 but mat=8 rho=-1.61 vol=557.461 u=4 imp:p=1 $ skeletal bone
5 like 1 but mat=7 rho=-1.05 vol=409.840 u=5 imp:p=1 $ skeletal muscle
6 like 1 but mat=3 rho=-1.043 vol=246.965 u=6 imp:p=1 $ white matter (le
7 like 1 but mat=3 rho=-1.043 vol=245.413 u=7 imp:p=1 $ white matter (ri
8 like 1 but mat=2 rho=-1.039 vol=120.050 u=8 imp:p=1 $ temporal lobe (l
9 like 1 but mat=2 rho=-1.039 vol=121.697 u=9 imp:p=1 $ temporal lobe (r
10 like 1 but mat=11 rho=-1.038 vol=2.96789 u=10 imp:p=1 $ spinal cord
11 like 1 but mat=7 rho=-1.05 vol=21.9068 u=11 imp:p=1 $ farinx
20 like 1 but mat=1 rho=-.0012 vol=3851.89 u=20 imp:p=1 $ air (outside pha
26 like 1 but mat=10 rho=-1.18 vol=7.31808 u=26 imp:p=1 $ bone marrow
30 like 1 but mat=9 rho=-1.10 vol=58.2397 u=30 imp:p=1 $ cartilage
```

40 like 1 but mat=2 rho=-1.039 vol=4.65511 u=40 imp:p=1 \$ internal capsule  
 41 like 1 but mat=2 rho=-1.039 vol=4.39085 u=41 imp:p=1 \$ internal capsule  
 42 like 1 but mat=2 rho=-1.039 vol=1.00962 u=42 imp:p=1 \$ septum pellucidi  
 43 like 1 but mat=2 rho=-1.039 vol=6.24747 u=43 imp:p=1 \$ thalamus (left)  
 44 like 1 but mat=2 rho=-1.039 vol=6.13228 u=44 imp:p=1 \$ thalamus (right)  
 45 like 1 but mat=5 rho=-1.076 vol=7.27742 u=45 imp:p=1 \$ eyeball (left)  
 46 like 1 but mat=5 rho=-1.076 vol=6.41010 u=46 imp:p=1 \$ eyeball (right)  
 47 like 1 but mat=2 rho=-1.039 vol=11.2685 u=47 imp:p=1 \$ corpus callosum  
 48 like 1 but mat=2 rho=-1.039 vol=2.53422 u=48 imp:p=1 \$ motor cortex (le  
 49 like 1 but mat=2 rho=-1.039 vol=3.45576 u=49 imp:p=1 \$ motor cortex (ri  
 50 like 1 but mat=7 rho=-1.05 vol=4.04527 u=50 imp:p=1 \$ falx cerebri  
 51 like 1 but mat=2 rho=-1.039 vol=63.1523 u=51 imp:p=1 \$ parietal lobe (l  
 52 like 1 but mat=2 rho=-1.039 vol=63.2540 u=52 imp:p=1 \$ parietal lobe (r  
 55 like 1 but mat=2 rho=-1.039 vol=2.14122 u=55 imp:p=1 \$ amygdala (left)  
 56 like 1 but mat=2 rho=-1.039 vol=1.86340 u=56 imp:p=1 \$ amygdala (right)  
 57 like 1 but mat=5 rho=-1.009 vol=6.67436 u=57 imp:p=1 \$ eye (left)  
 58 like 1 but mat=5 rho=-1.009 vol=6.74890 u=58 imp:p=1 \$ eye (right)  
 59 like 1 but mat=2 rho=-1.039 vol=2.00570 u=59 imp:p=1 \$ globus pallidus  
 60 like 1 but mat=2 rho=-1.039 vol=1.91761 u=60 imp:p=1 \$ globus pallidus  
 61 like 1 but mat=6 rho=-1.07 vol=.203280 u=61 imp:p=1 \$ lens (left)  
 62 like 1 but mat=6 rho=-1.07 vol=.271040 u=62 imp:p=1 \$ lens (right)  
 63 like 1 but mat=2 rho=-1.039 vol=26.8872 u=63 imp:p=1 \$ prefrontal lobe  
 64 like 1 but mat=2 rho=-1.039 vol=28.0933 u=64 imp:p=1 \$ prefrontal lobe  
 72 like 1 but mat=7 rho=-1.05 vol=18.9389 u=72 imp:p=1 \$ parotid gland (l  
 73 like 1 but mat=7 rho=-1.05 vol=14.0195 u=73 imp:p=1 \$ parotid gland (r  
 74 like 1 but mat=7 rho=-1.05 vol=1.07738 u=74 imp:p=1 \$ lacrimal gland (  
 75 like 1 but mat=7 rho=-1.05 vol=1.39586 u=75 imp:p=1 \$ lacrimal gland (  
 76 like 1 but mat=3 rho=-1.043 vol=15.5645 u=76 imp:p=1 \$ cerebellum (whit  
 77 like 1 but mat=2 rho=-1.039 vol=147.514 u=77 imp:p=1 \$ cerebellum (cort  
 80 like 1 but mat=2 rho=-1.039 vol=4.41795 u=80 imp:p=1 \$ medulla oblongat  
 81 like 1 but mat=2 rho=-1.039 vol=59.0732 u=81 imp:p=1 \$ frontal lobe (le  
 82 like 1 but mat=2 rho=-1.039 vol=58.6869 u=82 imp:p=1 \$ frontal lobe (ri  
 83 like 1 but mat=2 rho=-1.039 vol=23.3975 u=83 imp:p=1 \$ pons  
 84 like 1 but mat=2 rho=-1.039 vol=37.0105 u=84 imp:p=1 \$ occipital lobe (  
 85 like 1 but mat=2 rho=-1.039 vol=36.0144 u=85 imp:p=1 \$ occipital lobe (  
 86 like 1 but mat=2 rho=-1.039 vol=3.37445 u=86 imp:p=1 \$ hippocampus (lef  
 87 like 1 but mat=2 rho=-1.039 vol=3.89620 u=87 imp:p=1 \$ hippocampus (rig  
 88 like 1 but mat=7 rho=-1.066 vol=.128744 u=88 imp:p=1 \$ pituitary gland  
 89 like 1 but mat=2 rho=-1.039 vol=.230384 u=89 imp:p=1 \$ uncus (left)  
 90 like 1 but mat=2 rho=-1.039 vol=.345576 u=90 imp:p=1 \$ uncus (right)  
 91 like 1 but mat=2 rho=-1.039 vol=5.10910 u=91 imp:p=1 \$ caudate nucleus  
 92 like 1 but mat=2 rho=-1.039 vol=5.21074 u=92 imp:p=1 \$ caudate nucleus  
 93 like 1 but mat=2 rho=-1.039 vol=7.03349 u=93 imp:p=1 \$ insula cortex (l  
 94 like 1 but mat=2 rho=-1.039 vol=6.75567 u=94 imp:p=1 \$ insula cortex (r

95 like 1 but mat=1 rho=-0.0012 vol=171.392 u=95 imp:p=1 \$ sinuses  
 96 like 1 but mat=2 rho=-1.039 vol=4.74998 u=96 imp:p=1 \$ putamen (left)  
 97 like 1 but mat=2 rho=-1.039 vol=5.18364 u=97 imp:p=1 \$ putamen (right)  
 98 like 1 but mat=2 rho=-1.039 vol=.718256 u=98 imp:p=1 \$ optic nerve (lef  
 99 like 1 but mat=2 rho=-1.039 vol=.582736 u=99 imp:p=1 \$ optic nerve (rig 141 11 -1.038 -  
 38 -5 39 vol=4.18  
 u=100 imp:p=1 \$spinal cord  
 142 4 -1.007 -40 38 -5 39 vol=9.22  
 u=100 imp:p=1 \$CSF\_spinal  
 143 8 -1.61 -41 40 -5 39 vol=68.53  
 u=100 imp:p=1 \$skeleton\_spine  
 144 7 -1.05 -110 vol=12  
 u=100 imp:p=1 \$ submandibularna desna  
 145 7 -1.05 -111 vol=12  
 u=100 imp:p=1 \$ submandibularna leva  
 146 7 -1.05 -112 vol=9  
 u=100 imp:p=1 \$ sublingvalna desna  
 147 7 -1.05 -113 vol=9  
 u=100 imp:p=1 \$ sublingvalna leva  
 150 8 -1.61 -49 50 -46 -5 51 vol=58.1  
 u=100 imp:p=1 \$skeleton\_mandible\_1  
 151 8 -1.61 -49 52 -9 46 -5 51 vol=24.07  
 u=100 imp:p=1 \$skeleton\_mandible\_2  
 153 13 -1.05 -54 55 -59 (((56:-63) 60 -64 (58:-57)):(57 -58 61 -62))  
 u=100 imp:p=1 vol=20.03 \$thyroid  
 154 7 -1.05 -65 -66 -5 67 (41:5:66:-67) #150 #151 110 111 112 113  
 u=100 vol=245.7 imp:p=1 \$head\_face  
 156 7 -1.05 -68 66 -5 67 (41:5:-66:-67) vol=28.3  
 u=100 imp:p=1 \$head\_back\_2  
 157 7 -1.05 -70 68 66 -5 67 vol=1.181  
 u=100 imp:p=1 \$head\_back\_3  
 158 7 -1.05 -70 -67 39 (41:67:-39) (54:-55:-57:58:59:-61:62)  
 (54:-55:(-56 63):57:59:-60:64) (54:-55:(-56 63):-58:59:-60:64)  
 110 111 u=100 imp:p=1 vol=461.3 \$head\_neck  
 161 12 -1.09 -72 65 -66 -5 67 vol=15.08  
 u=100 imp:p=1 \$skin\_face\_1  
 162 12 -1.09 -72 68 -73 66 -5 67 70 vol=2.0  
 u=100 imp:p=1 \$skin\_face\_2  
 163 12 -1.09 -72 74 -73 -67 64 vol=20.31  
 u=100 imp:p=1 \$skin\_face\_3  
 164 12 -1.09 -74 70 -67 39 vol=38.619  
 u=100 imp:p=1 \$skin\_neck  
 165 12 -1.09 -75 68 73 -5 67 70 vol=2.26  
 u=100 imp:p=1 \$skin\_back\_1

```

166 12 -1.09 -74 70 75 73 -5 67 vol=1.353
    u=100 imp:p=1 $skin_back_2
167 7 -1.05 -79 -39 11 vol=43982.3
    u=100 imp:p=1 $trunk
168 12 -1.09 -81 79 -39 11 vol=1328.27
    u=100 imp:p=1 $trunk_skin
300 1 -.0012 -99 5 #998
    u=100 imp:p=1 $air (outside phantom)
301 1 -.0012 -99 -5 39 (72:73:5:-64) (74:67:-39) (75:-73:5:-67)
    (74:-75:-73:-67) u=100 imp:p=1 $air (outside phantom)
302 1 -.0012 -99 -39 (81:39:-11) u=100 imp:p=1 $air (outside phantom)
c fantom pmma
500 100 -0.001293 -160 fill=100 (50) imp:p=1
c detektor za spektar
c 521 100 -0.001293 -170 imp:p=1
c 522 100 -0.001293 -171 imp:p=1
c sve okolo
7999 100 -0.001293 -9999 160 imp:p=1
c
c
c spoljni svet
9999 0 9999 imp:p=0

```

---

nakon ovoga sledi prazan red, pa definicija geometrije (koja je potrebna za definiciju gornjih ćelija). One su obicno parametarske jednačine (unose se samo koeficijenti), a mogu biti i makro tela:

c geometrija za fantom

```

1 px -8.91
2 px 9.79
3 py -13.42
4 py 10.56
5 pz 77.2
6 pz 94.
7 px 0
8 px .22
9 py 0
10 py .22
11 pz 0
12 pz .14
38 c/z 0 3.41 .43
39 pz 70
40 c/z 0 3.41 .77

```

41 sq .21236382 .35856431 0 0 0 0 -1 0 3.41 0  
 46 py -4.05  
 49 sq .024414062 .033667199 0 0 0 0 -1 0 -4.05 0  
 50 sq .08650519 .067115895 0 0 0 0 -1 0 -4.05 0  
 51 pz 75.5  
 52 sq .056689342 .016436554 0 0 0 0 -1 0 0 0  
 54 sq .14792899 .147928994 .035599857 0 0 0 -1 0 -1.09 71.25  
 55 c/z 0 -1.09 1  
 56 sq .21633315 .30864198 0 0 0 0 -1 0 -1.09 0  
 57 px -.625  
 58 px .625  
 59 py -1.09  
 60 pz 70.5  
 61 pz 70.625  
 62 pz 71.875  
 63 pz 72.5  
 64 pz 75  
 65 sq .016692372 .010412328 0 0 0 0 -1 0 0 0  
 66 py 4.8  
 67 pz 75.2  
 68 sq .016692372 .010412328 -.00058209282 0 0 0 0 0 45.551971  
 70 c/z 0 1.2 5.81  
 72 sq .015862038 .01 0 0 0 0 -1 0 0 0  
 73 py 5  
 74 c/z 0 1.2 6.01  
 75 sq .015862038 .01 -.00058209282 0 0 0 0 0 45.551971  
 79 sq .0025 .01 0 0 0 0 -1 0 0 0  
 81 sq .0024507401 .0096116878 0 0 0 0 -1 0 0 0  
 99 rcc 0 0 -1 0 0 111 35.9  
 100 pz 94.5834  
 c submandibularna desna  
 110 box -3.6 -0.8 74.3 2 0 0 0 3 0 0 0 2  
 c submandibularna leva  
 111 box 1.6 -0.8 74.3 2 0 0 0 3 0 0 0 2  
 c sublingvalna desna  
 112 box -3 -5.8 75.3 2 0 0 0 3 0 0 0 1.5  
 c sublingvalna leva  
 113 box 1 -5.8 75.3 2 0 0 0 3 0 0 0 1.5  
 c otvor za japse  
 140 arb 0 7.5 3.90 0 -7.5 3.90 0 -7.5 -3.90 0 7.5 -3.90 42  
 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 3450 1250 2350 1450 1234 0  
 c kolimator  
 150 box 37 -1.615 -5 1 0 0 0 3.23 0 0 0 10  
 c fantom

160 rcc 0 0 -70 0 0 100 25  
c detektor za spektar  
170 box 27 -0.5 -0.5 0.2 0 0 0 1 0 0 0 1  
c 171 box 18 -0.5 -0.5 0.2 0 0 0 1 0 0 0 1  
c vanjski svijet  
9999 box -100 -100 -100 200 0 0 0 200 0 0 0 200

-----

ponovno prazan red pa sledi definicija fizike (u kojoj ne smije biti praznih redova)

mode n p e  
MPHYS on  
c MATERIJALI  
c Air [Metzger et al., 1993]  
m1 7014.60c -.752 7015.60c -.003 8016.60c -.232 18000.59c -.013  
c Brain, grey matter [Duck FA, 1990]  
m2 1001.60c -.107 6000.60c -.095 7014.60c -.018 8016.60c -.767  
11023.60c -.002 15031.60c -.003 16000.60c -.002 17000.60c -.003  
19000.60c -.003  
mt2 lwtr.01t  
c Brain, white matter [Duck FA, 1990]  
m3 1001.60c -.106 6000.60c -.194 7014.60c -.025 8016.60c -.661  
11023.60c -.002 15031.60c -.004 16000.60c -.002 17000.60c -.003  
19000.60c -.003  
mt3 lwtr.01t  
c Cerebrospinal fluid [Duck FA, 1990]  
m4 1001.60c -.111 8016.60c -.880 11023.60c -.005 17000.60c -.004  
mt4 lwtr.01t  
c Eyes [Duck FA, 1990]  
m5 1001.60c -.107 6000.60c -.069 7014.60c -.017 8016.60c -.803  
15031.60c -.001 16000.60c -.001 19000.60c -.002  
mt5 lwtr.01t  
c Eye lens, Adult [ICRU Report 46, 1992]  
m6 1001.60c -.096 6000.60c -.195 7014.60c -.057 8016.60c -.646  
11023.60c -.001 15031.60c -.001 16000.60c -.003 17000.60c -.001  
mt6 lwtr.01t  
c Muscle (skeletal), Adult [ICRU Report 46, 1992]  
m7 1001.60c -.102 6000.60c -.143 7014.60c -.034 8016.60c -.710  
11023.60c -.001 15031.60c -.002 16000.60c -.003 17000.60c -.001  
19000.60c -.004  
mt7 lwtr.01t  
c Skeleton-cranium (whole), Adult [ICRU Report 46, 1992]

m8 1001.60c -.050 6000.60c -.212 7014.60c -.040 8016.60c -.435  
 11023.60c -.001 12000.60c -.002 15031.60c -.081 16000.60c -.003  
 20000.60c -.176  
 c Skeleton-cartilage, Adult [ICRU Report 46, 1992]  
 m9 1001.60c -.096 6000.60c -.099 7014.60c -.022 8016.60c -.744  
 11023.60c -.005 15031.60c -.022 16000.60c -.009 17000.60c -.003  
 mt9 lwtr.01t  
 c Skeleton-spongiosa, Adult [ICRU Report 46, 1992]  
 m10 1001.60c -.085 6000.60c -.404 7014.60c -.028 8016.60c -.367  
 11023.60c -.001 12000.60c -.001 15031.60c -.034 16000.60c -.002  
 17000.60c -.002 19000.60c -.001 20000.60c -.074 26056.60c -.001  
 c Spinal chord [Duck FA, 1990]  
 m11 1001.60c -.107 6000.60c -.145 7014.60c -.022 8016.60c -.712  
 11023.60c -.002 15031.60c -.004 16000.60c -.002 17000.60c -.003  
 19000.60c -.003  
 mt11 lwtr.01t  
 c Skin, Adult [ICRU Report 46, 1992]  
 m12 1001.60c -.100 6000.60c -.204 7014.60c -.042 8016.60c -.645  
 11023.60c -.002 15031.60c -.001 16000.60c -.002 17000.60c -.003  
 19000.60c -.001  
 mt12 lwtr.01t  
 c Thyroid, Adult [ICRU Report 46, 1992]  
 m13 1001.60c -.104 6000.60c -.119 7014.60c -.024 8016.60c -.745  
 11023.60c -.002 15031.60c -.001 16000.60c -.001 17000.60c -.002  
 19000.60c -.001 53127.60c -.001  
 mt13 lwtr.01t  
 c Adipose tissue, Adult #2 [ICRU Report 46, 1992]  
 m14 1001.60c -.114 6000.60c -.598 7014.60c -.007 8016.60c -.278  
 11023.60c -.001 16000.60c -.001 17000.60c -.001  
 mt14 poly.01t  
 c  
 c zrak -0.001293  
 m100 8000. -0.2421  
 7000. -0.7553 6000. -0.0021 18000. -0.0005  
 c olovo 11.43  
 m200 82000. 1  
 c PMMA r0 -1,19  
 m300 1001. 0.53332  
 6000. 0.333345 8016. 0.133335

---

ova kartica služi za geometrijsku transformaciju fantoma (pomak u x, y i z smeru pa matrica 3x3 za rotaciju)

\*tr50 0.45 -6.5 -79.45 180 90 90 270 180 90 90 90 0 1

---

fizika čestica:

c  
phys:p  
phys:e  
c

---

definicija izvora:

sdef pos=-23.29 9.34 -1.77 vec= 18.97 -6.84 0 axs= 0 0 -1 dir=d1 erg=d2 par=2 \$ PA  
si1 A 0.988936 1  
c si1 A 0.99985 1  
sp1 1 1  
si2 L 0.005 44l 0.05  
sp2 D 6.538416e-28 7.179763e-14 1.565920e-6 0.0275847 10.61837 489.0785  
4841.826 26154.83 88676.44 224107.3 441447.1 735974.9  
1.073889e+6 1.420712e+6 1.756709e+6 2.056166e+6 2.307711e+6  
2.505054e+6 2.651299e+6 2.748065e+6 2.789825e+6 2.807962e+6  
2.791194e+6 2.751765e+6 2.686746e+6 2.601877e+6 2.507643e+6  
2.405765e+6 2.295462e+6 2.178941e+6 2.058915e+6 1.936594e+6  
1.812975e+6 1.688703e+6 1.563653e+6 1.439835e+6 1.315966e+6  
1.191995e+6 1.068361e+6 944339 819229.1 692459.3  
562619.4 419932.3 280421.6 0

c

---

ove detektore sam koristio za vizualizaciju, oni nisu nužni za računicu, ali su mi jako pomogli kod smeštanja izvora:

c fmesh zamo za proveru zraka

c  
fmesh9904:p geom= xyz origin= -31 -5 -2  
imesh= 0 iints= 500  
jmesh= 20 jints= 500  
kmesh= -1 kints= 1

c

c

c ispred fantoma DAP pov

c

fmesh8904:p geom= xyz origin= -0.5 5 -2.16  
imesh= 0.5 iints= 1  
jmesh= 5.1 jints= 1  
kmesh= -1.16 kints= 1

c

fmesh7904:p geom= xyz origin= -0.5 0.5 -2.16  
imesh= 0.5 iints= 1  
jmesh= 0.6 jints= 1

kmesh= -1.16 kints= 1  
tr=11

c

de8904 log 0.01 0.015 0.02 0.03 0.04 0.05 0.06  
0.08 0.1 0.15  
df8904 log 2.78e-8 1.11e-8 5.88e-9 2.56e-9 1.56e-9 1.2e-9 1.17e-9  
1.2e-9 1.47e-9 2.38e-9

c

c tmesh za beleženje skin dose

tmesh

RMesh3 trans 11

cora3 -0.5 0.5

corb3 5 5.1

corc3 -2 -1

Rmesh13 trans 11

cora13 -0.5 0.5

corb13 0.5 0.6

corc13 -2.16 -1.16

endmd

---

rotacija samog izvora (slično kao i kod fantoma)

\*tr11 -0 0 0 60 30 90 150 60 90 90 90 0 1

---

detektori za svaki organ za posebno,,stavljam samo prva dva:

fc644 AMYGDALA (R L T), Brain Adult Photon Absorbed Dose (cGy) [ICRU 46]

f644:p 56 55 t

c Photon Fluence-to-Absorbed Dose Factors (cGy cm<sup>2</sup>) for Brain Adult [ICRU 46]

de644 1.00E-02 1.50E-02 2.00E-02 3.00E-02 4.00E-02 5.00E-02 6.00E-02 8.00E-02  
1.00E-01 1.50E-01 2.00E-01 3.00E-01 4.00E-01 5.00E-01 6.00E-01 8.00E-01  
1.00E+00 1.50E+00 2.00E+00 3.00E+00 4.00E+00 5.00E+00 6.00E+00 8.00E+00  
1.00E+01 1.50E+01 2.00E+01 3.00E+01 4.00E+01 5.00E+01 6.00E+01 8.00E+01  
1.00E+02

df644 7.87E-10 3.32E-10 1.78E-10 7.64E-11 4.57E-11 3.47E-11 3.12E-11 3.36E-11  
4.09E-11 6.63E-11 9.45E-11 1.53E-10 2.09E-10 2.63E-10 3.14E-10 4.09E-10  
4.95E-10 6.78E-10 8.30E-10 1.09E-09 1.31E-09 1.52E-09 1.72E-09 2.10E-09  
2.48E-09 3.41E-09 4.39E-09 6.25E-09 8.20E-09 1.01E-08 1.19E-08 1.55E-08  
1.91E-08

fc654 CAUDATE NUCLEUS (R L T), Brain Adult Photon Absorbed Dose (cGy) [ICRU 46]

f654:p 92 91 t

c Photon Fluence-to-Absorbed Dose Factors (cGy cm<sup>2</sup>) for Brain Adult [ICRU 46]

de654 1.00E-02 1.50E-02 2.00E-02 3.00E-02 4.00E-02 5.00E-02 6.00E-02 8.00E-02  
1.00E-01 1.50E-01 2.00E-01 3.00E-01 4.00E-01 5.00E-01 6.00E-01 8.00E-01  
1.00E+00 1.50E+00 2.00E+00 3.00E+00 4.00E+00 5.00E+00 6.00E+00 8.00E+00  
1.00E+01 1.50E+01 2.00E+01 3.00E+01 4.00E+01 5.00E+01 6.00E+01 8.00E+01

```

1.00E+02
df654 7.87E-10 3.32E-10 1.78E-10 7.64E-11 4.57E-11 3.47E-11 3.12E-11 3.36E-11
4.09E-11 6.63E-11 9.45E-11 1.53E-10 2.09E-10 2.63E-10 3.14E-10 4.09E-10
4.95E-10 6.78E-10 8.30E-10 1.09E-09 1.31E-09 1.52E-09 1.72E-09 2.10E-09
2.48E-09 3.41E-09 4.39E-09 6.25E-09 8.20E-09 1.01E-08 1.19E-08 1.55E-08
1.91E-08
fc664 CEREBELLUM (white grey T), Brain Adult Photon Absorbed Dose (cGy) [ICRU46]
f664:p 76 77 t
c Photon Fluence-to-Absorbed Dose Factors (cGy cm^2) for Brain Adult [ICRU 46]
de664 1.00E-02 1.50E-02 2.00E-02 3.00E-02 4.00E-02 5.00E-02 6.00E-02 8.00E-02
1.00E-01 1.50E-01 2.00E-01 3.00E-01 4.00E-01 5.00E-01 6.00E-01 8.00E-01
1.00E+00 1.50E+00 2.00E+00 3.00E+00 4.00E+00 5.00E+00 6.00E+00 8.00E+00
1.00E+01 1.50E+01 2.00E+01 3.00E+01 4.00E+01 5.00E+01 6.00E+01 8.00E+01
1.00E+02
df664 7.87E-10 3.32E-10 1.78E-10 7.64E-11 4.57E-11 3.47E-11 3.12E-11 3.36E-11
4.09E-11 6.63E-11 9.45E-11 1.53E-10 2.09E-10 2.63E-10 3.14E-10 4.09E-10
4.95E-10 6.78E-10 8.30E-10 1.09E-09 1.31E-09 1.52E-09 1.72E-09 2.10E-09
2.48E-09 3.41E-09 4.39E-09 6.25E-09 8.20E-09 1.01E-08 1.19E-08 1.55E-08
1.91E-08

```

.....

---

ovo osigurava svaki zapis odredjenih broja cestica, čisto da se može pratiti rezultat tokom izvođenja simulacija  
prtmp 10000000 10000000 -1 j j

---

broj čestica koje želim:  
nps 1e9

---

broj čestica koje se smeju „izgubiti”, obično ih bude manje od 100, ali ako nema ovog, računica stalno puca...  
LOST 1000000

---

trik koji ubrzava simulaciju za par dana po simulaciji, korisno za vokselizirane fantome kao što je ovaj  
DBCN 48j 1 \$ skip lattice input checkin

Pomoću Monte Karlo simulacija intraoralnog snimanja u dentalnoj medicini na matematičkom fantomu izračunata je apsorbovana doze organa tokom snimanja. Iz toga je izračunata efektivna doza pacijenta i povezana s parametrima snimanja. Očekuje se da postoji korelacija parametara

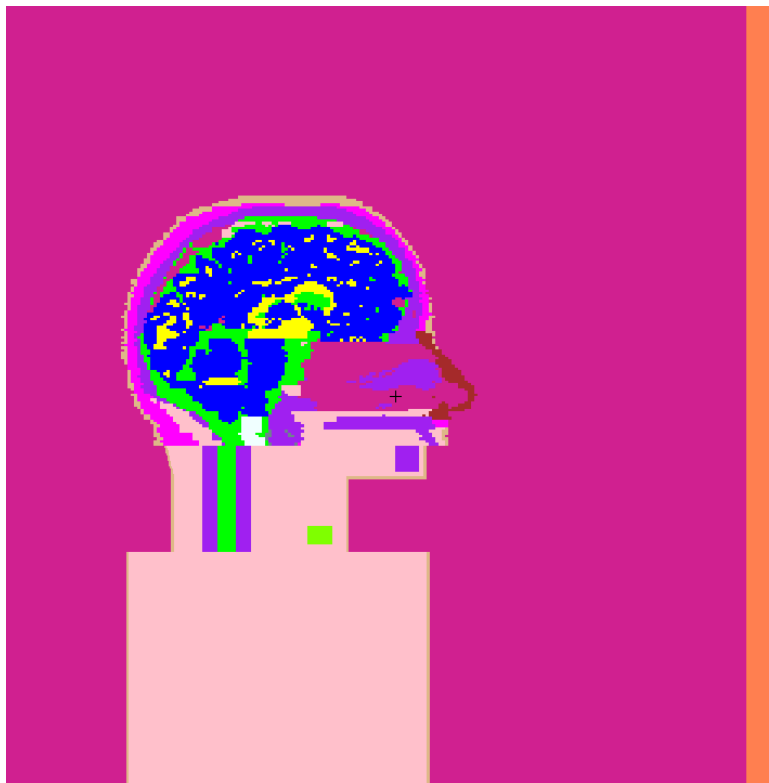
snimanja i efektivne doze. Iz te korelacije se može naći procena efektivne doze koristećenjem parametara snimanja što bi olakšalo procjenu rizika pacijenta u intraoralnoj radiologiji.

Simuliran je fotonski snop koja upada na matematički antropomorfni fantom Slika 8. i Slika 9., a sam fantom i tekst objašnjenja o njegovom sastavu, koje sledi, preuzet je iz doktorske disertacije kolegice Ivane Kralik (37) koja se, u svom radu, bavila sličnom problematikom. Na slici 8. i slici 9. su prikazani simulirani snopovi intraoralnog rendgen aparata sa pozicijama  $0^\circ$  što bi odgovaralo poziciji snopa prilikom oslikavanja sekutića i  $60^\circ$ , što bi odgovaralo pozicijama rendgenskog uređaja prilikom oslikavanja molara. Pozicija od  $60^\circ$  je pozicija upadnog snopa na molare pod pravim uglom. Prilikom oslikavanja rendgenskim intraoralnim uređajem, zaposlenima u stomatološkim ordinacijama se dešava da ne postave tubus intraoralnog rendgen aparata pravilno, pa dolazi do odstupanja od pomenute pozicije i pri tome se dobija odgovarajuća dijagnostička informacija, što uslovljava ponavljanje oslikavanja sa nepotrebnim dodatim dozama za pacijenta. I pomenuti slučajevi su simulirani sa odstupanjima od pozicije  $60^\circ$  za po deset stepeni levo, desno, gore i dole da bi se videle i komentarisale razlike u dozama za organe u svim slučajevima. Broj događaja prilikom Monte Karlo simulacije je  $10^9$ .

Pri poziciji od  $0^\circ$  simulirani naponi rendgenske cevi su bili od 50 kV, 60 kV i 70 kV. Dužina i otvor tubusa varira u slučaju napona od 50 kV. Postavljene su dužine tubusa od 10 cm, 20 cm i 50 cm sa otvorom tubusa od 5 cm i dodatno sa tubusom dužine 20 cm i otvorom od 6 cm, da bi se ispratilo koji se deo energije izgubi na česticama vazduha.

Pri poziciji od  $50^\circ$ ,  $60^\circ$  i  $70^\circ$ , kao i  $10^\circ$  gore i dole (u odnosu na poziciju od  $60^\circ$ ), simulirani naponi rendgenske cevi su bili od 50 kV, 60 kV i 70 kV. Dužina tubusa je 20 cm i otvorom tubusa od 6 cm. Zubal fantom ljudske glave i vrata slika 7. (38, 39) je jedan od fantoma koji je prilagođen MCNP kodu. Razlog za korišćenje ovog fantoma umesto ICRP matematičkih fantoma koji su besplatni, je njihova nekompatibilnost sa MNCP kodom. U Zubal fantomu se mogu razlikovati 40 različitih struktura (tabela 1.). Važne strukture (submandibularne, sublingvalne žlezde i farinks (ždrelo)) koje nedostaju u ovom fantomu su dodate ručno. Pomenute strukture su postavljene na tačne položaje (kao kvadri) prilikom modeliranja na položaje (zapremine  $12 \text{ cm}^3$  za svaku submandibularnu i  $9 \text{ cm}^3$  za svaku sublingvalnu žlezdu) prema ICRP fantomu (40). Doze u svakom

organu izračunate su koristeći F4 tally detektor, modificiranim faktorima koji fotonski tok pretvaraju u apsorbovanu dozu za svaki odgovarajući organ (37, 41).



Slika 7. Zubal fantom ljudske glave i vrata

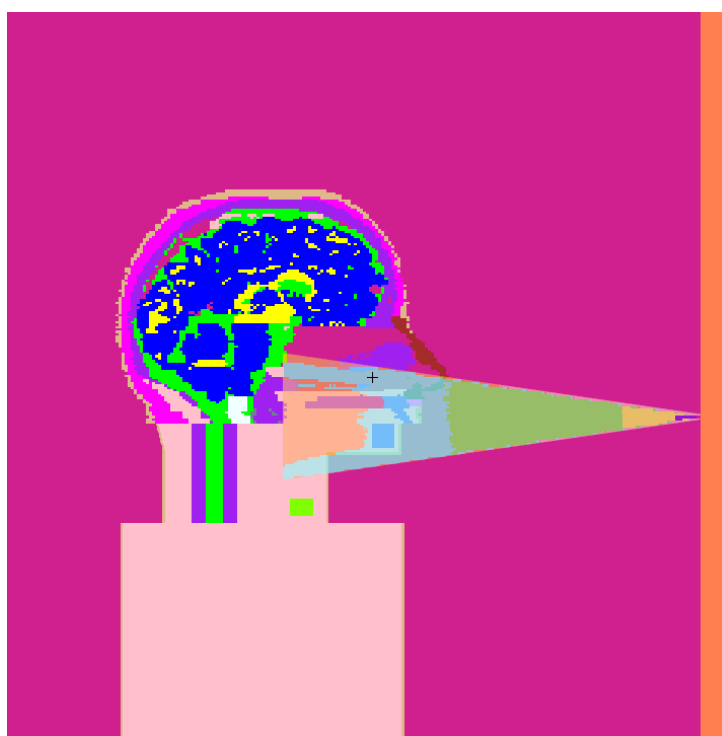
Tabela 5. Popis struktura sadržanih u korištenom matematičkom antropomorfnom fantomu (37)

Popis struktura sadržanih u korištenom matematičkom antropomorfnom fantomu od interesa		
Koštana srž (crvena)		Štitna žlezda
Koža		Kosti
Mozak	Amigdala	Pljuvačna žlezda
	Repato jezgro	
	Mali mozak	
	Kora velikog mozga	
	Čeoni režanj	
	Bledo jedro	
	Hipokampus	
	Insularni korteks	
	Kapsula interna	
	Sočivasto jedro	
	Motorna kora (velikog mozga)	
	Potiljačni režnjevi	
	Temeni režnjevi	
Prefrontalni režnjevi		
Putamen		

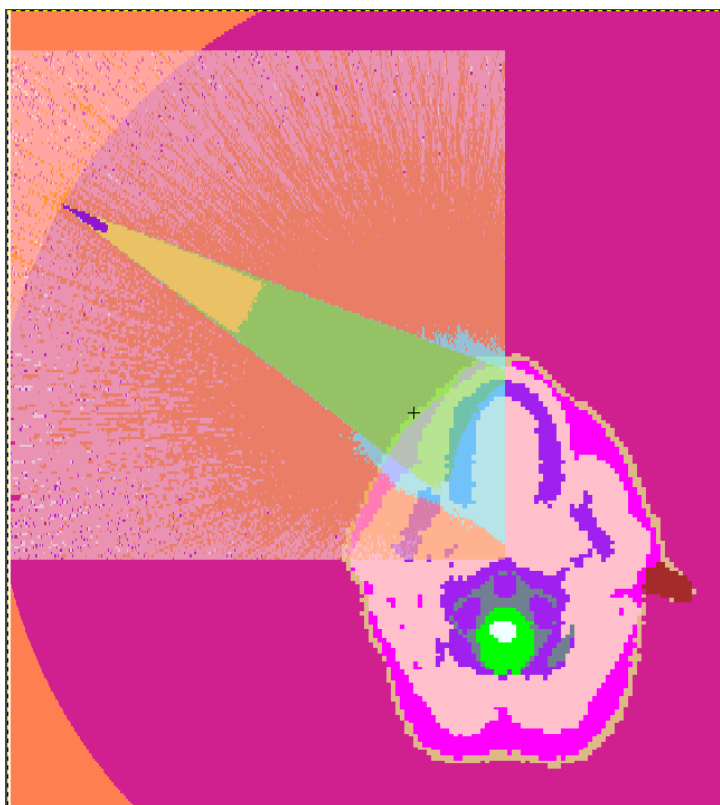
Popis struktura sadržanih u korištenom matematičkom antropomorfnom fantomu od interesa	
	Slepoočni režnjevi
	Talamus
	Unkus
	Bela materija
	žuljevito telo
	Produžena moždina
	Moždani most
	SEPTUM pellic,
	Kičmena moždina
	Hipofiza
Ekstratorakalni (ET) region *	Limfni čvorovi/mast **
Mišići	Oralna sluzokoža

\* U ovom slučaju uzima se ždrelo (42)

\*\* U ovom slučaju uzima se mast (42)



Slika 8. Zubal fantom i izvor zračenja sa pozicijom 0°



Slika 9. Zubal fantom i izvor zračenja sa pozicijom 60°

### 5.3.3. Proračun efektivne doze

Koncept efektivne doze uveden je u svrhu zaštite izloženih radnika i stanovništva od jonizujućeg zračenja i bitan je u planiranju i optimiziranju zaštite, kao i pokazatelj poštovanja načela ograničenja ozračenja (3). Ne preporučuje se efektivnu dozu koristiti u epidemiološkim studijama niti bi se trebala koristiti za retrospektivne procene ozračivanja pojedinca ili rizika vezanog uz njegovo izlaganje jonizujućem zračenju [3]. U slučaju medicinskog ozračenja, preporučuje se korišćenje efektivne doze samo za poređenje ozračenja pacijenta tokom različitih vrsta postupaka, različitih modaliteta i postupaka u različitim zdravstvenim ustanovama i/ili državama. To važi i u slučaju korišćenja različitih modaliteta za proveru istog postupka, uz uslov da se radi o referentnom pacijentu ili populaciji pacijenata sličnoj u smislu starosti i pola (3).

Prema preporukama ICRP, Efektivna doza se računala (3)

$$E = \sum_T w_T \left[ \frac{H_T^M + H_T^E}{2} \right], \quad (23)$$

gdje su:

$w_T$ - težinski faktor za tkivo ili organ vrste T,

$H_T^M$  - ekvivalentna doza u tkivu ili organu vrste T muškarca te

$H_T^F$ - ekvivalentna doza u tkivu ili organu vrste T žene.

Navedeni težinski faktori predstavljaju doprinose pojedinih organa i tkiva ukupnoj mogućoj šteti koju izlaganje jonizujućem zračenju može uzrokovati stohastičke efekte i usrednjeni su za sva godišta i oba pola (3). Težinski faktori koje preporučuje ICRP dati su u tabeli 1.

U ovom radu je korišćen muški matematički antropomorfni fantom, te je deo u jednačini (23) izjednačen sa nulom. Muški matematički antropomorfni fantom tipa koji je korišćen u ovom slučaju sadrži delove glave i vrata, pa su doprinosi tkiva koja nisu sadržana u fantomu izjednačena su sa nulom.

Težinski faktori dati u tabeli 1. podrazumijevaju izloženost svih navedenih organa jonizujućem zračenju, u celini. U slučaju provere postupaka dentalnim intraoralnim uređajem jonizujućem zračenju nisu izloženi svi organi, dok neki nisu izloženi u celini, pa je stoga bilo potrebno izračunati nove težinske faktore. Težinski faktori ostalih tkiva izračunati su na način da se odnos mase tkiva sadržanog u fantomu i ukupne mase tkiva pomnožio sa odgovarajućim težinskim faktorom tkiva iz Tabele 1. U slučaju crvene koštane srži nije bilo moguće odrediti ukupnu masu sadržanu u fantomu (podaci su preuzeti iz Izdanja 89 ICRP). To važi i za ona tkiva za koja nije poznata ukupna masa tkiva, obzirom da korišteni fantom ne predstavlja celo telo muškarca (crvena koštana srž, koža, površina kosti, limfni čvorovi i mišići) (37, 43).

Težinski faktor za oralnu sluzokožu koja čini ostatak ravnomerno je raspoređen po težinskim faktorima za ostala tkiva iz ostatka (ekstratorakalna regija, limfni čvorovi i mišići) na način da je težinskom faktoru za svako tkivo dodata trećina težinskog faktora oralne sluzokože, nakon čega je ta suma pomnožena sa udelom mase tog tkiva u masi tkiva u celom telu, a kako je to učinjeno u prethodnoj studiji (37, 42)

Ekvivalentna doza pojedinog tkiva izračunata je korištenjem jednačine (11)

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R}, \quad (24)$$

gde su:

$w_R$ - težinski faktor zračenja vrste R (3),

$D_{T,R}$ - prosečna apsorbovana doza u zapremini pojedinog tkiva ili organa vrste T kao posledica ozračenja, zračenjem vrste R.

Posebnu pažnju zahtevao je proračun  $D_{T,R}$  za crvenu koštanu srž. Nju nije bilo moguće izmeriti kao u slučaju ostalih tkiva ili organa, obzirom da nije bila označena u korišćenom fantomu. Za proračun je primenjen pristup prethodno objavljenih studija (42, 44-46), a koji se temelji na proračunu energije pohranjene u crvenoj koštanoj srži prema sledećoj jednačini

$$E_{RBM} = E_B \cdot r_{RBM} \cdot \frac{\left(\frac{\mu_{en}(E_{ph})}{\rho}\right)_{RBM}}{\left(\frac{\mu_{en}(E_{ph})}{\rho}\right)_B} \cdot S(E_{ph}), \quad (25)$$

gde su:

$E_B$  - energija pohranjena u kostima,

$r_{RBM}$  - udeo mase crvene koštane srži u ukupnoj masi kosti,

$E_{ph}$ - energija fotona pre međudelovanja,

$\left(\frac{\mu_{en}(E_{ph})}{\rho}\right)_{RBM}$  - maseni koeficijent apsorpcije energije za crvenu koštanu srž pri energiji fotona

$E_{ph}$ ,

$\left(\frac{\mu_{en}(E_{ph})}{\rho}\right)_B$  - maseni koeficijent apsorpcije energije za kost pri energiji fotona  $E_{ph}$  te

$S(E_{ph})$  – korekcionni faktor vezan uz povećanje doze u crvenoj koštanoj srži od fotoelektrona oslobođenih u trabekularnom delu kosti<sup>2</sup> po apsorpciji fotona energije  $E_{ph}$ .

---

<sup>2</sup> Trabekularni deo kosti je suđerasti deo kosti.

Maseni koeficijenti apsorpcije energije i korekcionni faktor vezan uz povećanje doze preuzeti su iz literature (47,48).

## 6. REZULTATI

### 6.1. Rezultati određivanja empirijske formule za izračunavanje incidentne Kerme u vazduhu

Rezultati testiranja performansi su statistički analizirani i prikazani u tabeli 6. (27)

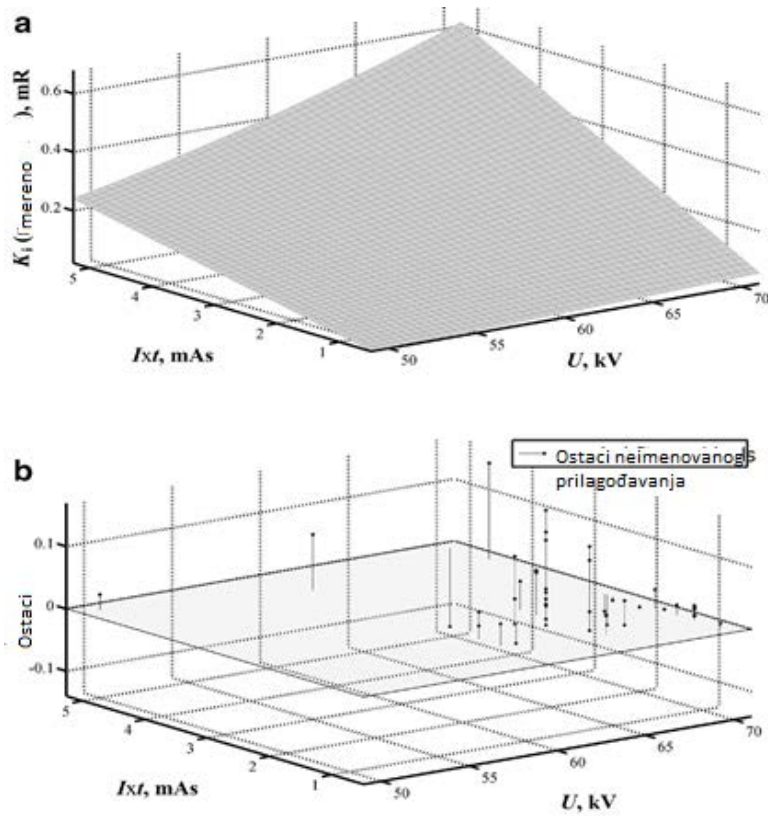
Tabela 6. Rezultati merenja napona (kV) i vremena (s) rendgenske cevi u odnosu na nominalne vrednosti i merenje i izračunati rezultati  $K_i$  (mGi i mR) od 50 intraoralnih rendgenskih jedinica u Srbiji, sa prikazanim prijemnike slike za svaki uređaj posebno (27).

Br.	Pod. napon rtg cevi (kV)	meren napon rtg cevi (kV)	Pod. It (mA s)	Podeš. t (s)	Mereno t (s)	Prijem. slike	Mereno $K_i$ (mGy)	Računato $K_i$ (mGy)	Mereno $K_i$ (mR)	Račun. $K_i$ (mR)	Sred. RPD (%)
17.	70	71.58±0.03	4.41	0.63	0.63±0.00	E film	5.70±0.01	4.49	0.65±0.01	0.50	23.67
8.	70	65.3±0.2	3.5	0.5	0.5±0.0	D film	4.39±0.02	3.42	0.50±0.02	0.39	21.10
16.	70	63.43±0.09	4	0.8	0.83	E film	4.12±0.02	3.95	0.47±0.02	0.45	3.53
10.	70	69.58±0.02	3.5	0.5	0.5±0.0	D film	4.04±0.01	3.42	0.46±0.01	0.39	15.15
10.	70	70.36±0.02	3.5	0.5	0.5±0.0	E film	3.95±0.01	3.42	0.45±0.01	0.39	12.69
21.	70	69.46±0.05	5.04	0.63	0.58±0.05	E film	3.86±0.05	5	0.44±0.05	0.57	29.00
3.	60	60.8±0.1	4.41	0.63	0.63±0.00	D film	3.77±0.02	3.6	0.43±0.02	0.41	3.62
18.	70	69.9±0.6	4	0.5	0.52±0.03	E film	3.51±0.03	3.95	0.40±0.03	0.45	13.02
10.	70	69.0±0.2	2.8	0.4	0.4±0.0	E film	3.33±0.01	2.81	0.38±0.01	0.32	17.77
11.	70	65.9±0.0	3.5	0.5	0.5±0.0	E film	3.25±0.01	3.42	0.37±0.01	0.39	5.60
21.	70	67.4±0.2	4	0.5	0.46±0.09	E film	3.16±0.05	3.95	0.36±0.05	0.45	25.83
10.	70	71.5±0.1	2.8	0.5	0.49±0.02	E film	3.16±0.05	2.81	0.36±0.05	0.32	12.68
6.	70	66.5±0.5	3.5	0.5	0.5±0.0	CCD	3.07±0.04	3.42	0.37±0.04	0.39	7.25
6.	70	68.1±0.2	3.5	0.5	0.5±0.0	CCD	3.07±0.05	3.42	0.36±0.05	0.39	10.51
10.	70	72.5±0.1	3.5	0.5	0.5±0.0	PSP	3.07±0.03	3.42	0.36±0.03	0.39	10.39
6.	70	65.1±0.5	3.5	0.5	0.5±0.0	CCD	2.81±0.05	3.42	0.32±0.05	0.39	21.41
7.	70	68.6±0.0	3.5	0.5	0.5±0.0	CCD	2.72±0.01	3.42	0.31±0.01	0.39	25.09
7.	70	66.7±0.02	3.5	0.5	0.5±0.0	CCD	2.72±0.02	3.42	0.35±0.02	0.39	14.03
6.	70	66.6±0.3	3.5	0.5	0.5±0.0	CCD	2.72±0.01	3.42	0.35±0.01	0.39	13.02
18.	65	65.1±0.4	2.5	0.48	0.48±0.00	E film	2.46±0.01	2.02	0.28±0.01	0.23	16.50
4.	65	64.5±0.6	2.24	0.32	0.32±0.00	E film	2.46±0.01	1.84	0.28±0.01	0.21	25.53
4.	65	65.1±0.0	2.24	0.32	0.32±0.00	E film	2.46±0.01	1.84	0.28±0.01	0.21	25.02
4.	65	63.8±0.2	2.24	0.32	0.32±0.00	E film	2.46±0.01	1.84	0.28±0.01	0.21	24.42
16.	70	71.1±0.1	2.8	0.35	0.32±0.01	PSP	2.46±0.01	2.81	0.28±0.01	0.32	13.15
9.	50	45.7±0.2	5	0.5	0.45±0.08	D film	2.37±0.01	2.1	0.27±0.01	0.24	9.28
3.	70	71.8±0.1	2.43	0.347	0.348±0.002	CCD	2.37±0.01	2.37	0.27±0.01	0.27	2.73
16.	70	65.6±0.3	2.56	0.32	0.32±0.00	CCD	2.28±0.03	2.54	0.26±0.03	0.29	11.07
6.	70	64.6±0.4	2.8	0.5	0.5±0.0	CCD	2.19±0.06	2.81	0.25±0.06	0.32	26.98
11.	70	66.6±0.3	2.24	0.32	0.32±0.00	PSP	2.19±0.04	2.19	0.25±0.04	0.25	0.83
15.	70	70.2±0.0	2.52	0.36	0.36±0.00	PSP	2.02±0.01	2.46	0.23±0.01	0.28	21.13
10.	70	70.3±0.0	1.75	0.25	0.25±0.00	PSP	2.02±0.01	1.75	0.23±0.01	0.20	13.27
20.	70	70.4±0.0	2	0.25	0.28±0.04	CCD	1.93±0.01	2.02	0.22±0.01	0.23	2.43
8.	70	67.6±0.1	2.24	0.64	0.62±0.04	PSP	1.84±0.02	2.19	0.21±0.02	0.25	19.59
12.	60	62.5±0.4	1.75	0.25	0.25±0.00	E film	1.56±0.03	1.35	0.18±0.03	0.13	24.90
1.	70	70.1±0.0	1.6	0.2	0.18±0.02	CCD	1.56±0.01	1.56	0.18±0.01	0.18	1.78
10.	70	70.5±0.0	1.4	0.2	0.2±0.0	PSP	1.49±0.00	1.4	0.17±0.00	0.16	9.24
5.	60	61.8±0.1	1.75	0.25	0.25±0.00	E film	1.36±0.02	1.31	0.16±0.02	0.13	14.03
14.	70	70.0±0.0	1.12	0.16	0.16±0.00	CCD	1.32±0.00	1.14	0.15±0.00	0.13	14.01
14.	70	71±0.0	1.12	0.16	0.16±0.00	CCD	1.32±0.01	1.14	0.15±0.01	0.13	15.84
10.	70	70.3±0.0	1.12	0.16	0.16±0.00	PSP	1.32±0.01	1.14	0.15±0.01	0.13	14.50
2.	60	61.6±0.2	1.4	0.2	0.2±0.0	CCD	1.25±0.02	1.13	0.14±0.02	0.11	24.90

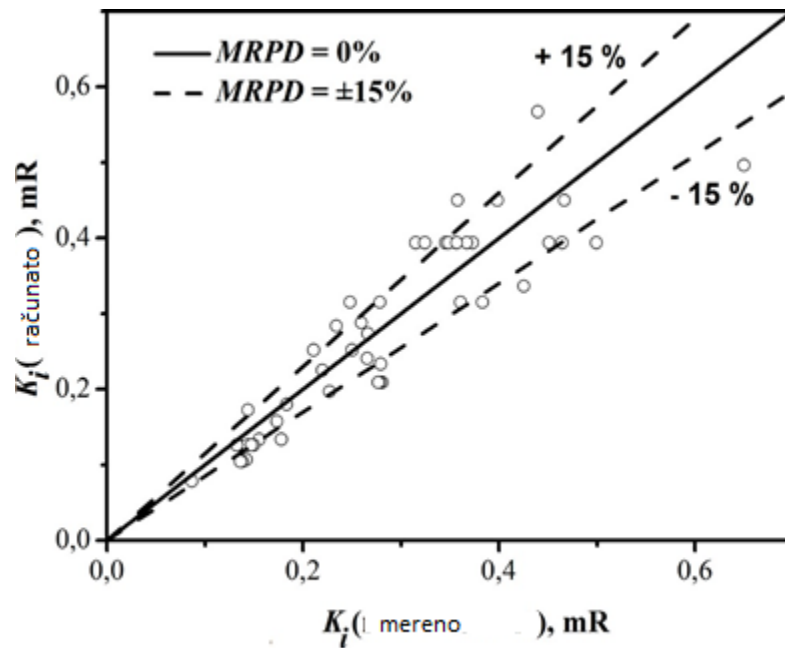
Br.	Pod. napon rtg cevi (kV)	meren napon rtg cevi (kV)	Pod. It (mA s)	Podeš. t (s)	Mereno t (s)	Prijem. slike	Mereno K <sub>i</sub> (mGy)	Računato K <sub>i</sub> (mGy)	Mereno K <sub>i</sub> (mR)	Račun. K <sub>i</sub> (mR)	Sred. RPD (%)
13.	63	60.2±0.4	2	0.25	0.25±0.00	PSP	1.23±0.04	1.5	0.14±0.04	0.23	56.45
4.	65	66.7±0.1	1.12	0.16	0.16±0.00	CCD	1.23±0.03	0.88	0.14±0.03	0.1046	23.35
4.	65	65.3±0.0	1.12	0.16	0.16±0.00	CCD	1.23±0.03	0.88	0.14±0.03	0.10	24.35
4.	65	64.1±0.0	1.12	0.16	0.16±0.00	CCD	1.23±0.01	0.88	0.14±0.01	0.10	23.31
14.	70	69.9±0.0	1.12	0.16	0.16±0.00	CCD	1.23±0.01	1.14	0.14±0.01	0.13	12.67
10.	70	70.6±0.0	1.12	0.16	0.16±0.00	CCD	1.23±0.01	1.14	0.14±0.01	0.13	12.04
8.	70	71.3±0.0	1.12	0.16	0.16±0.00	CCD	1.14±0.01	1.14	0.13±0.01	0.13	6.23
10.	70	69.8±0.0	1.12	0.16	0.16±0.00	PSP	1.14±0.01	1.14	0.13±0.01	0.13	4.87
10.	70	70.6±0.0	0.7	0.1	0.1±0.00	CCD	0.79±0.00	0.7	0.09±0.00	0.08	9.09

Rezultati QC merenja su pokazali (27):

- (1) Nominalni napon rendgenske cevi je bio tačan u granicama od 5%, osim za dve izmerene rendgenske jedinice.
- (2) Izmereno vreme je bilo tačno unutar 5%, osim za dve izmerene rendgenske jedinice.
- (3) Najveće odstupanje od srednjeg K<sub>i</sub> iznosilo je 6%.



Slika 10. 3D grafikoni za izmerene doze zračenja ( $K_i$ ) kao funkcije vršnog napona rendgenske cevi ( $U$ ) i struje ekspozicije i vremenskog proizvoda, ( $Ixt$ ), vizuelni prikaz u prilog empirijske formule (X); površinsko uklapanje (a) i rezidualna parcela (b) (27).



Slika 11. Dijagnostički grafikoni merenja i izračunatih vrednosti doza zračenja (R) (27).

## 6.2. Rezultati određivanja predloženih vrednosti za dijagnostičke referentne nivoe u intraoralnoj dentalnoj radiografiji u Srbiji

Rezultati KAP merenja za svaki od receptora slike dati su u tabelama 7-9 (30).

Posebnu grupu uređaja činili su uređaji domaće proizvodnje (proizvodnja je prestala pre 30 godina). Rezultati za ovu grupu su predstavljeni u tabeli 10.

Tabela 7. Rezultati merenja napona rendgenske cevi (kV) i vremena (s) u poređenju sa nominalnim vrednostima i merenjem, film klase E kao receptor slike, sa izračunatim vrednostima za KAP ( $\text{mGycm}^2$ ), standardnom devijacijom, medijanom i trećim kvartilom (30).

Naziv aparata	Pod. napon rtg cevi (kV)	meren napon rtg cevi (kV)	Pod. It (mAs)	Pod. t (s)	Mer. t (s)	Mere. Ka,i ( $\mu\text{Gy}$ )	HVL Mereno (mm Al)	Mereno totalna filtracija (mm Al)	Izvor-koža rastojanje (cm)	Otvor tubusa ( $\text{cm}^2$ )	KAP ( $\text{mGycm}^2$ )	Način razvija. filmova
FIAD (TROPHY)	70	70.18	2.24	0.28	0.282	845.59	2.65	1.5	20	28.26	23.9	ručno
Heliodent Plus (Sirona)	70	70	0.56	0.08	0.08	869.94	1.77	1.4	20	28.26	24.6	Autom.
Heliodent Vario (Sirona)	70	66.11	3.5	0.5	0.484	880.77	1.69	1.3	20	28.26	24.9	ručno
Heliodent Vario (Sirona)	70	67.56	3.5	0.5	0.46	880.77	1.69	1.3	20	28.26	24.9	ručno
RXDC Extend (Myray)	70	69.19	1.4	0.2	0.2	1000	1.99	1.82	20	28.26	28.3	Autom.
Xgenus (De Götzen)	70	68.25	2.56	0.32	0.304	1010.94	1.74	1.6	30	28.26	28.6	Auto.
Gnatus	70	66.6	2.24	0.32	0.32	1037.96	1.7	1.4	20	28.26	29.3	Autom.
Xgenus (De Götzen)	70	68.98	2.8	0.35	0.323	1085.39	2.01	1.9	30	28.26	30.7	ručno
EZ (Vatech)	70	68.51	1.4	0.2	0.2	1200	2.2	2.19	20	28.26	33.9	Autom.
CS 2100 (CARESTRE AM)	60	62.47	1.75	0.25	0.25	1558.97	1.57	1.4	20	28.26	44.1	Autom.
Focus (Kavo)	70	70.13	1.4	0.2	0.2	1570	2.12	2	23	28.26	44.4	Autom.
Minray (Soredex)	70	71.09	1.4	0.2	0.2	1580	1.96	1.68	23	28.26	44.7	Autom.
Heliodent Vario (Sirona)	70	69.87	3.5	0.5	0.5	1601.4	2.5	1.8	20	28.26	45.3	ručno
Xgenus (De Götzen)	70	69.84	4	0.8	0.83	1703.2	1.91	1.7	31	28.26	48.1	ručno
Leadex 70 (Ritter)	70	69.54	3.5	0.4	0.343	2057.78	2.28	1.2	20	28.26	58.2	ručno
Heliodent Vario (Sirona)	70	74	2.8	0.4	0.41	2176.16	1.58	1.3	20	28.26	61.5	Autom.
Gnatus	70	66.6	2.24	0.32	0.32	2192.51	1.72	1.6	20	28.26	62	Ručno
Heliodent Plus (Sirona)	70	72.75	1.4	0.2	0.2	2200	1.68	1.18	20	28.26	62.2	Autom.

Naziv aparata	Pod. napon rtg cevi (kV)	meren napon rtg cevi (kV)	Pod. It (mAs)	Pod. t (s)	Mer. t (s)	Mere. Ka,i (μGy)	HVL Mereno (mm Al)	Mereno totalna filtracija (mm Al)	Izvor-koža rastojanje (cm)	Otvor tubusa (cm <sup>2</sup> )	KAP (mGyc m <sup>2</sup> )	Način razvija. filmova
ELITYS (Trophy)	70	71.76	2.43	0.347	0.348	2334.4	1.9	1.6	20	28.26	66	Autom.
Vario DG (Sirona)	70	66.62	3.5	0.5	0.5	2371.39	1.82	1.8	20	28.26	67	ručno
IMAGO	70	64.17	4	0.5	0.47	2417	1.81	2.2	20	28.26	68.3	ručno
FUTUR X 2500 (New Life)	70	68.62	4	0.5	0.49	2737.18	2.23	2.23	20	28.26	77.4	ručno
Heliodent 70 (Siemens)	70	66.71	3.5	0.5	0.503	2761.36	2.07	2	20	28.26	78	Autom.
Gnatus	70	64	7	1	0.91	2786.7	2.5	1.9	20	28.26	78.8	ručno
Heliodent Vario (Sirona)	70	65.13	3.5	0.5	0.48	2845	1.59	1.3	20	28.26	80.4	ručno
Heliodent 70 (Siemens)	70	68.59	3.5	0.5	0.452	3029.2	1.88	1.8	20	28.26	85.6	Autom.
Vario DG (Sirona)	70	65.29	3.5	0.5	0.5	3056.2	1,89	1,7	20	28.26	86.4	Ručno
CCX Digital (Trophy) Trex	70	63.43	4	0.5	0.47	3077.84	1.6	1.4	20	28.26	87	Ručno
Heliodent Vario (Sirona)	70	68.07	3.5	0.5	0.5	3125.78	2,24	1,5	20	28.26	88.3	Autom.
Minray (Soredex)	70	70.22	3.5	0.5	0.5	3129	2	1.8	20	28.26	88.4	Autom.
Leadex 70 (Ritter)	70	70.54	4	0.5	0.48	3137.4	1.91	2.1	20	28.26	88.7	ručno
Gnatus	70	67.03	7	1	0.923	3143	1.73	1.8	20	28.26	88.8	ručno
Heliodent Vario (Sirona)	70	63.12	4.41	0.63	0.584	3155.8	1.54	1.3	20	28.26	89.2	ručno
Heliodent Vario (Sirona)	70	66.11	3.5	0.5	0.484	3220.56	2.51	1.2	20	28.26	91	ručno
Expert DC (Gendex)	65	66.01	2.8	0.4	0.397	3391.92	1.68	1.5	20	28.26	95.9	Autom.
Endos	70	67.56	4	0.5	0.51	3492.8	1.82	1.7	20	28.26	98.7	Autom.
Gnatus	70	67.83	7			3756	1.96	2.4	20	28.26	106.1	ručno
Leadex 70 (Ritter)	70	69.46	5.04	0.63	0.584	3855.9	1.82	1.5	20	28.26	109	ručno
Minray (Soredex)	70	69.58	3.5	0.5	0.497	3956.05	2.02	1.8	20	28.26	111.8	Autom.
Minray (Soredex)	70	70.36	3.5	0.5	0.5	4070.99	1.96	1.8	20	28.26	115	Autom.
VARIO DG (Sirona)	70		3.5			4377.94	2,56	2,56	20	28.26	123.7	Manualy
CS 2200 (Carestream)	70	71.58	4.41	0.63	0.63	5701.69	2.05	1.8	20	28.26	161.1	Autom.
Gnatus	70	63.85	7	1	0.93	5739.3	1.9	2.08	20	28.26	162.2	Ručno
Pro X (Planmeca)	70	69.16	4	0.5	0.5	5852.16	2.48	2.7	20	28.26	165.4	Ručno
St dev.											37.0	
Median											77.7	
3rd quartile											89.6	

Tabela 8. Rezultati merenja napona (kV) i vremena (s) rendgenske cevi u poređenju sa nominalnim vrednostima i merenjem, CCD (digitalni) receptor slike, sa izračunatim vrednostima za KAP (mGy $\text{cm}^2$ ), standardnom devijacijom, medijanom i trećim kvartilom (30).

Naziv aparata	Pod. Napon rtg cevi (kV)	meren napon rtg cevi (kV)	Pod. It (mAs)	Pod. t (s)	Mer. t (s)	Mere.Ka, i ( $\mu\text{Gy}$ )	HVL Mereno (mm Al)	Mereno totalna filtracija (mm Al)	Izvor-koža rastoja. (cm)	Otvor tubusa (cm $^2$ )	KAP (mGy $\text{cm}^2$ )
Pro X (Planmeca)	63	63	1	0.125	0.125	1181.00	2.26	2.7	20	28.26	33.4
Heliodent Vario (Sirona)	70	66.43	2.24	0.32	0.305	1307.71	1.81	1.7	20	28.26	37.0
Heliodent DS (Sirona)	60	61.77	1.75	0.25	0.247	1361.85	1.67	1.6	20	28.26	38.5
CCX Digital (Trophy) Trex	70	66.36	1.6	0.2	0.18	1607.65	2.1	1.7	20	28.26	45.4
XDC (Fona)	60	59.2	1.4	0.2	0.2	1670.00	1.79	1.98	20	28.26	47.2
Vario DG (Sirona)	70		2.24			1848.57	1.57	1.2	20	28.26	52.2
ANTHOS AC	70	70.43	2	0.25	0.28	1927.00	1.63	1.2	20	28.26	54.5
Minray (Soredex)	70	70	1.75	0.25	0.25	1991.39	2.02	1.8	20	28.26	56.3
EXPERT DC (Gendex)	65	66.84	1.75	0.25	0.245	2028.18	1.69	1.5	20	28.26	57.3
XDC (Fona)	70	70.2	2.52	0.36	0.361	2053.25	2.56	3	20	28.26	58.0
Heliodent Plus (Sirona)	70	70.53	1,4	0.2	0.2	2400.00	1.82	1.49	20	28.26	67.8
Heliodent DS (Sirona)	60	61.98	2.8	0.4	0.4	2609.99	1.9	2	20	28.26	73.8
Intra (Planmeca)	70	69.67	1.6	0.2	0.2	2927.85	2.19	2.1	20	28.26	82.7
SRL (Fona)	70	67.16	2	0.285	0.283	3093.80	2.1	2.06	20	28.26	87.4
Intra Prostyle (Planmeca)	63	63	2	0.25	0.25	3137.00	1.71	1.7	20	28.26	88.7
Minray (Soredex)	70	71.5	2.8	0.4	0.4	3164.56	2.11	1.9	20	28.26	89.4
Intra promax (Planmeca)	70	69.18	1.4	0.2	0.2	3180.00	1.78	1.47	20	28.26	89.9
Gnatus	70		3.5			3271.10	1.6	1.78	20	28.26	92.4
Minray (Soredex)	70	71.05	2.8	0.4	0.4	3360.67	2	1.7	20	28.26	95.0
St dev.											21.0
Median											58.0
3rd quartile											88.0

Tabela 9. Rezultati merenja napona (kV) i vremena (s) rendgenske cevi u poređenju sa nominalnim vrednostima i merenjem, PSP (digitalni) receptor slike, sa izračunatim vrednostima za KAP (mGy $\text{cm}^2$ ), standardnom devijacijom, medijanom i trećim kvartilom (30).

Naziv aparata	Pod. Napon rtg cevi (kV)	meren napon rtg cevi (kV)	Pod. It (mAs)	Pod. t (s)	Mer. t (s)	Mere.Ka, i ( $\mu\text{Gy}$ )	HVL Mereno (mm Al)	Mereno totalna filtracija (mm Al)	Izvor-koža rastojnje (cm)	Otvor tubusa (cm $^2$ )	KAP (mGy $\text{cm}^2$ )
RXDC (Myray)	60	61.58	1.4	0.2	0.2	1247.18	1.71	1.7	20	28.26	35.2
RXDC (Myray)	60	62.45	0.7	0.1	0.1	238.80	1.54	1.4	20	28.26	6.7

Naziv aparata	Pod. Napon rtg cevi (kV)	meren napon rtg cevi (kV)	Pod. It (mAs)	Pod. t (s)	Mer. t (s)	Mere.Ka,i (μGy)	HVL Mereno (mm Al)	Mereno totalna filtracija (mm Al)	Izvor-koža rastojnje (cm)	Otvor tubusa (cm <sup>2</sup> )	KAP (mGycm <sup>2</sup> )
Pro x (Planmeca)	60	58.61	1			17.40	2.22	3	20	28.26	0.5
Elitys (Trophy)	60	60.76	4.41	0.63	0.633	3730.81	1.69	1.7	20	28.26	105.4
Intra (Planmeca)	63	60.25	2	0.25	0.25	1261.60	1.86	1.8	20	28.26	35.7
Expert DC (Gendex)	65	65.31	1.12	0.16	0.16	1196.25	1.78	1.5	20	28.26	33.8
Expert DC (Gendex)	65	65	1.12	0.16	0.16	1212.00	1.83	1.7	20	28.26	34.3
Expert DC (Gendex)	65	64.1	1.12	0.16	0.16	1195.64	1.75	1.6	20	28.26	33.8
Expert DC (Gendex)	65	65	1.12	0.16	0.16	1213.21	1.64	1.5	20	28.26	34.3
RXDC (Myray)	65	61.19	3.5	0.5	0.5	1780.52	1.77	1.8	20	28.26	50.3
Expert DC (Gendex)	65	65.12	2.24	0.32	0.316	2462.41	2	1.94	20	28.26	69.6
Expert DC (Gendex)	65	65	2.24	0.32	0.32	2445.81	1.81	1.7	20	28.26	69.1
Expert DC (Gendex)	65	65	2.24	0.32	0.32	2426.41	1.86	1.9	20	28.26	68.6
Vatech	65	64.79	2.1	0.3	0.3	902.71	1.77	1.7	20	28.26	25.5
Satelec X Mind	70	69.79	1.6	0.2	0.2	982.98	2.01	1.8	20	28.26	27.8
Focus (Kavo)	70	69.99	0.875	0.125	0.124	958.93	2.15	2.1	23	28.26	27.1
XDG (Fona)	70	74.49	0.84	0.24	0.244	1233.40	1.81	1.3	20	28.26	34.9
Vario DG (Sirona)	70		1.12			1178.82	1.8	1.8	20	28.26	33.3
Focus (Kavo)	70	70.58	1.12	0.16	0.16	1285.40	2.07	1.9	23	28.26	36.3
Focus (Kavo)	70	70.27	1.12	0.16	0.16	1313.31	1.93	1.6	23	28.26	37.1
Focus (Kavo)	70	70	1.12	0.16	0.16	1265.73	2	1.8	23	28.26	35.8
Minray (Soredex)	70	70	1.12	0.16	0.16	1256.60	2.03	1.8	20	28.26	35.5
Minray (Soredex)	70	70	1.12	0.16	0.16	1292.79	2.5	2.5	20	28.26	36.5
Minray (Soredex)	70	70	1.12	0.16	0.16	1161.96	2.1	1.9	20	28.26	32.8
Extend (Myray)	70	68.99	1.28	0.16	0.159	826.27	2.01	1.9	20	28.26	23.4
Pro X (Planmeca)	70	70	1.4	0.2	0.2	1991.64	2.4	2.6	20	28.26	56.3
Minray (Soredex)	70	70	1.4	0.2	0.2	1522.40	2.09	1.9	20	28.26	43.0
Satelec X Mind	70	70.22	1	0.125	0.122	623.86	2.16	2.1	20	28.26	17.6
Minray (Soredex)	70	70.59	0.7	0.1	0.1	759.92	2.01	1.8	20	28.26	21.5
ELITYS (Trophy)	70	70.59	0.812	0.203	0.201	1381.42	2.16	2	20	28.26	39.0
Focus (Kavo)	70	69.34	1.4	0.2	0.2	1570.00	2.04	1.9	23	28.26	44.4
Focus (Kavo)	70	70.57	1.4	0.2	0.2	1270.00	2.04	1.83	23	28.26	35.9
Focus (Kavo)	70	71.08	0.7	0.1	0.1	790.00	2.01	1.76	23	28.26	22.3
Focus (Kavo)	70	69.74	1.4	0.2	0.2	1534.00	2.06	1.91	23	28.26	43.4
Focus (Kavo)	70	69.27	1.6	0.2	0.2	1290.00	2.07	1.96	23	28.26	36.5
XDC (Fona)	70	68.33	1.4	0.2	0.2	2355.00	2.11	2.07	20	28.26	66.6
Expert DC (Gendex)	70	70.04	1.12	0.16	0.16	1280.00	2.05	1.88	23	28.26	36.2
Focus (Kavo)	70	69.94	1.4	0.2	0.2	1620.00	2.09	1.96	23	28.26	45.8

Naziv aparata	Pod. Napon rtg cevi (kV)	meren napon rtg cevi (kV)	Pod. It (mAs)	Pod. t (s)	Mer. t (s)	Mere.Ka,i ( $\mu\text{Gy}$ )	HVL Mereno (mm Al)	Mereno totalna filtracija (mm Al)	Izvor-koža rastojnje (cm)	Otvor tubusa (cm <sup>2</sup> )	KAP (mGycm <sup>2</sup> )
Minray (Soredex)	70	71.20	1.4	0.2	0.2	1500.00	2.05	1.83	23	28.26	42.4
Pro X (Planmeca)	70	70.82	1.4	0.2	0.2	2230.00	2.60	2.84	20	28.26	63.0
Minray (Soredex)	70	69.45	1.12	0.16	0.16	1260.00	2.04	1.91	23	28.26	35.6
Minray (Soredex)	70	70.22	1.12	0.16	0.16	1280.00	2.02	1.82	23	28.26	36.2
Minray (Soredex)	70	71.09	1.4	0.2	0.2	1580.00	1.96	1.68	23	28.26	44.7
Minray (Soredex)	70	70.56	1.4	0.2	0.2	1570.00	2	1.77	23	28.26	44.4
Minray (Soredex)	70	72.53	1.4	0.2	0.2	1637.00	1.79	1.85	23	28.26	46.3
CS 2200 (Carestream)	70	70.87	1.4	0.2	0.201	1730.00	2.1	1.92	20	28.26	48.9
St dev.											17.5
Median											36.2
3rd quartile											44.6

Tabela 10. Rezultati merenja (Dent Ei Niš) napona rendgenske cevi (kV) i vremena (s) u poređenju sa nominalnim vrednostima i merenjem, film klase E receptor slike, sa izračunatim vrednostima za KAP (mGycm<sup>2</sup>), standardnom devijacijom, medijanom i trećim kvartilom (30).

Set X-ray tube Volt. (kV)	Measured X-ray tube Volt. (kV)	Set It (mAs)	Set t (s)	Meas. t (s)	Measu.Ka,i ( $\mu\text{Gy}$ )	HVL Measured (mm Al)	Measured total filtration (mm Al)	The source-skin distance (cm)	Tube opening (cm <sup>2</sup> )	KAP (mGycm <sup>2</sup> )	film development
50	48.27	5	0.5	0.48	4837.60	1.03	1	10	19.625	94.9	ručno
50	47.74	5	0.5	0.47	3047.40	1.6	1.5	10	19.625	59.8	Autom.
50	47.7	5	0.5	0.49	5426.80	1.69	1	10	19.625	106.5	ručno
50	50.84	8	0.8	0.87	5884.80	1.4	1.6	10	19.625	115.5	ručno
50	47.6	8	0.8	0.77	6365.28	1.79	3.7	10	19.625	124.9	ručno
50	47.7	8	0.8	0.82	4252.32	1.79	3.6	10	19.625	83.5	Autom.
50	42.1	8	0.8	0.8	4472.64	1.65	2.6	10	19.625	87.8	ručno
50	45.39	5	0.5	0.52	5715.60	1.54	1.6	10	19.625	112.2	ručno
50	52.12	5	1	1.13	7550.80	1.52		10	19.625	148.2	ručno
50	46.95	10	1	0.95	10380	1.68		10	19.625	203.7	ručno
St dev.										39.9	
Median										109.3	
3rd quartile										122.6	

### 6.3. Rezultati Monte Karlo simulacija

#### 6.3.1. Jednostavna geometrija

Tabela 11. Prikaz proračuna odstupanja empirijske formule i Monte Karlo simulacije pri jednostavnoj geometriji.

Napon	mAs	K <sub>racunato</sub> (mGy)	K <sub>racunatonorm</sub>	K <sub>mc</sub>	nps	K <sub>mc</sub> *mAs	Odstupanje (%)
70	4.41	4.49	1.01814059	2.61E-13	100000000	4.43E+00	1.345145229
70	3.5	3.42	0.977142857	2.61E-13	100000000	3.52E+00	2.794091228
70	4	3.95	0.9875	2.61E-13	100000000	4.02E+00	1.715961519
70	3.5	3.42	0.977142857	2.61E-13	100000000	3.52E+00	2.794091228
70	3.5	3.42	0.977142857	2.61E-13	100000000	3.52E+00	2.794091228
70	5.04	5	0.992063492	2.61E-13	100000000	5.06E+00	1.248068096
70	4	3.95	0.9875	2.61E-13	100000000	4.02E+00	1.715961519
70	2.8	2.81	1.003571429	2.61E-13	100000000	2.81E+00	0.087058221
70	3.5	3.42	0.977142857	2.61E-13	100000000	3.52E+00	2.794091228
70	4	3.95	0.9875	2.61E-13	100000000	4.02E+00	1.715961519
70	2.8	2.81	1.003571429	2.61E-13	100000000	2.81E+00	0.087058221
70	3.5	3.42	0.977142857	2.61E-13	100000000	3.52E+00	2.794091228
70	3.5	3.42	0.977142857	2.61E-13	100000000	3.52E+00	2.794091228
70	3.5	3.42	0.977142857	2.61E-13	100000000	3.52E+00	2.794091228
70	3.5	3.42	0.977142857	2.61E-13	100000000	3.52E+00	2.794091228
70	3.5	3.42	0.977142857	2.61E-13	100000000	3.52E+00	2.794091228
70	3.5	3.42	0.977142857	2.61E-13	100000000	3.52E+00	2.794091228
70	3.5	3.42	0.977142857	2.61E-13	100000000	3.52E+00	2.794091228
70	3.5	3.42	0.977142857	2.61E-13	100000000	3.52E+00	2.794091228
70	2.8	2.81	1.003571429	2.61E-13	100000000	2.81E+00	0.087058221
70	2.43	2.37	0.975308642	2.61E-13	100000000	2.44E+00	2.987411038
70	2.56	2.54	0.9921875	2.61E-13	100000000	2.57E+00	1.235413669
70	2.8	2.81	1.003571429	2.61E-13	100000000	2.81E+00	0.087058221
70	2.24	2.19	0.977678571	2.61E-13	100000000	2.25E+00	2.737765699
70	2.52	2.46	0.976190476	2.61E-13	100000000	2.53E+00	2.894378146
70	1.75	1.75	1	2.61E-13	100000000	1.76E+00	0.444512
70	2	2.02	1.01	2.61E-13	100000000	2.01E+00	0.549988119
70	2.24	2.19	0.977678571	2.61E-13	100000000	2.25E+00	2.737765699

Napon	mAs	K <sub>racunato</sub> (mGy)	K <sub>racunatonorm</sub>	K <sub>mc</sub>	nps	K <sub>mc</sub> *mAs	Odstupanje (%)
70	1.6	1.56	0.975	2.61E-13	100000000	1.61E+00	3.020012308
70	1.4	1.4	1	2.61E-13	100000000	1.41E+00	0.444512
70	1.12	1.14	1.017857143	2.61E-13	100000000	1.12E+00	1.317672421
70	1.12	1.14	1.017857143	2.61E-13	100000000	1.12E+00	1.317672421
70	1.12	1.14	1.017857143	2.61E-13	100000000	1.12E+00	1.317672421
70	1.12	1.14	1.017857143	2.61E-13	100000000	1.12E+00	1.317672421
70	1.12	1.14	1.017857143	2.61E-13	100000000	1.12E+00	1.317672421
70	1.12	1.14	1.017857143	2.61E-13	100000000	1.12E+00	1.317672421
70	1.12	1.14	1.017857143	2.61E-13	100000000	1.12E+00	1.317672421
70	1.12	1.14	1.017857143	2.61E-13	100000000	1.12E+00	1.317672421
70	0.7	0.7	1	2.61E-13	100000000	7.03E-01	0.444512
65	2.5	2.02	0.808	2.58E-13	100000000	2.48E+00	23.01600396
65	2.24	1.84	0.821428571	2.58E-13	100000000	2.23E+00	21.00495972
65	2.24	1.84	0.821428571	2.58E-13	100000000	2.23E+00	21.00495972
65	2.24	1.84	0.821428571	2.58E-13	100000000	2.23E+00	21.00495972
65	1.12	0.88	0.785714286	2.58E-13	100000000	1.11E+00	26.50518516
65	1.12	0.88	0.785714286	2.58E-13	100000000	1.11E+00	26.50518516
65	1.12	0.88	0.785714286	2.58E-13	100000000	1.11E+00	26.50518516
60	4.41	3.6	0.816326531	2.53E-13	100000000	4.30E+00	19.3645145
60	1.75	1.35	0.771428571	2.53E-13	100000000	1.71E+00	26.31165556
60	1.75	1.31	0.748571429	2.53E-13	100000000	1.71E+00	30.1685
60	1.4	1.13	0.807142857	2.53E-13	100000000	1.36E+00	20.72264425
<b>Sr. vrednost</b>							<b>6.826209684</b>
<b>Minimum</b>							<b>0.087058221</b>
<b>Maksimum</b>							<b>30.1685</b>

**K<sub>mc</sub>\*mAs** – kolona K<sub>mc</sub>\* kolona mAs\* broj događaja (nps) \* 38.514 (uključeno sa 21 na 20, uključena razlika u stepenu napona, konverzija iz zapremine simuliran u zapreminu MPD)

### 6.3.2. Matematički fantom

Tabela 12. Masa organa korišćenih u ovoj studiji i njihov udeo u odnosu na celo telo. Napravljeno je i poređenje u odnosu na prethodne studije

Tkivo ili organ	Masa organa u ovoj studiji (g)	Masa organa Zubal Zhang 2013	organ mass ICRP 110 Phantom Zhang 2013	Masa organa za celo telo (g)	Doprinos mase organa celom telu (%)	
Koštana srž (crvena) **	141.29927	-	-	1170.00000	12,0769	
Štitna žlezda	21.03150	-	-	21.03150	100	
Koža ***	339.84129	962	343	3300.00000	10,2982	
Površina kosti ****	1148.77454	1464.3	1308.4	9150.00000	12,5549	
Mozak	1662.72482	1767	1449.8	1662.72482	100	
Pljuvačna žlezda	78.70632	-	85	78.70632	100	
Ostatak	Ekstratorakalna regija	23.00214	21.9	38.9	23.00214	100
	Limfni čvorovi	523.59535	44.6	8.1	18200.00000	2,877
	Mišići	719.27205	1487	1217.7	29000.00000	2,480
	Oralna sluzokoža *	Bez mase	0	35.8	Bez mase	Nema doprinosa

\* ravnomerno raspodeljena po ostatku (reminder) na način da je u  $w_T$  za svako tkivo ostatka dodana trećina  $w_T$  od oral mucosa i onda je taj zbir pomnožen sa delom tog tkiva u celom tkivu.

\*\* Računato prema postotku iz ICRP 89, tablica 9.4. (37, 42)

\*\*\* Računato prema postotku iz ICRP 89, tablica 2.8. (37, 42)

\*\*\*\* Računato prema postotku iz ICRP 89, tablica 2.8. (37, 42)

Tabela 13. Težinski faktori za pojedina tkiva ili organe izračunati u ovoj studiji u poređenju sa faktorima iz Izdanja 103 Međunarodne komisije za zaštitu od zračenja (3) i iz prethodno objavljene studije (37, 42)

Tkivo ili organ	$w_T$ ICRP103 [8]	$w_T$ ovo istraživanje	$w_T$ Zubal [40]	$w_T$ ICRP110 fantom [40]	
Koštana srž (crvena)	0,12000	0,01449	0,01476	0,01385	
Štitna žlezda	0,04000	0,04000	-	-	
Koža	0,01000	0,00542	0,00418	0,00088	
Površina kosti	0,01000	0,00126	0,00130	0,00127	
Mozak	0,01000	0,01000	0,01000	0,01000	
Pljuvačna žlezda	0,01000	0,01000	0,01000	0,01000	
Ostatak	Ekstratorakalna regija	0,00923	0,01231	0,01000	0,00911
	Limfni čvorovi	0,00923	0,00035	0,00050	0,00054
	Mišići	0,00923	0,00031	0,00051	0,00039
	Oralna sluznica	0,00923	0,00000	0,00000	0,00923
<b>Ukupno:</b>	<b>0,23692</b>	<b>0,09413</b>	<b>0,05125</b>	<b>0,05527</b>	

Tabela 14. Doze organa dobijene MC simulacijom, pravac 0°.

Energija	50 kv	50 kv	50 kv	50 kv	60 kv	70 kv	
SSD	10 cm	20 cm	50 cm	20 cm	20 cm	20 cm	
promer snopa	5 cm	5 cm	5 cm	6 cm	6 cm	6 cm	
nps	1.00E+09	1.00E+09	1.00E+09	1.00E+09	1.00E+09	1.00E+09	
							<b>jedinice</b>
Aps.doza ulaz	1.05E-04	1.01E-04	9.79E-05	7.11E-05	5.79E-05	5.16E-05	MeV/cm <sup>3</sup> /SP
	8.15E-02	7.82E-02	7.57E-02	5.50E-02	4.48E-02	3.99E-02	MeV/g/SP
	1.30379E-08	1.25141E-08	1.21179E-08	8.80239E-09	7.16168E-09	6.38248E-09	mGy/SP
Aps. Doza iza zuba	3.23E-05	3.81E-05	4.28E-05	2.70E-05	3.36E-05	3.72E-05	MeV/cm <sup>3</sup> /SP
Na mestu detektora	3.04364E-05	3.59411E-05	4.03675E-05	2.54395E-05	3.16845E-05	3.5069E-05	MeV/g/SP
Ova doza određuje kvalitet snimka	4.86983E-12	5.75058E-12	6.4588E-12	4.07032E-12	5.06952E-12	5.61104E-12	mGy/SP
<b>nor. na 1 mGy doza</b>							
Koštana srž (c)	0.0040	0.0057	0.0070	0.0079	0.0178	0.0295	μGy
Štitna žlezda	0.0411	0.0131	0.0073	0.0606	0.0083	0.0099	μGy
Koža	0.0416	0.0407	0.0399	0.0530	0.0553	0.0570	μGy
Pov. kosti	0.0969	0.1142	0.1320	0.1350	0.1989	0.2444	μGy
Mozak	0.2250	0.2067	0.1240	0.3520	0.5606	0.7345	μGy
Pljuv. žlezda	0.0183	0.0131	0.0104	0.0247	0.0373	0.0470	μGy
Ždrela	0.3565	0.4111	0.4100	0.5120	0.6264	0.6964	μGy
Mast	0.0496	0.0466	0.0450	0.0710	0.0781	0.0828	μGy
Mišići	0.0736	0.0744	0.0644	0.1150	0.1483	0.1722	μGy

Tabela 15. Doze organa dobijene MC simulacijom, pravac 50°.

Energija	50 kv	60 kv	70 kv	
SSD	20 cm	20 cm	20 cm	
promer snopa	6 cm	6 cm	6 cm	
nps	1.00E+09	1.00E+09	1.00E+09	
				<b>jedinice</b>
Aps.doza ulaz	4.26E-06	3.45E-06	3.09E-06	MeV/cm <sup>3</sup> /SP
	3.29E-03	2.67E-03	2.39E-03	MeV/g/SP
	5.271E-10	4.27056E-10	3.82529E-10	mGy/SP
Aps. Doza iza zuba	9.62E-06	1.39E-05	1.69E-05	MeV/cm <sup>3</sup> /SP
Na mestu detektora	9.07534E-06	1.31217E-05	1.5962E-05	MeV/g/SP
Ova doza određuje kvalitet snimka	1.45205E-12	2.09947E-12	2.55391E-12	mGy/SP
<b>nor. na 1 mGy doza</b>				
Koštana srž (c)	0.1170	0.2600	0.4220	μGy
Štitna žlezda	0.5760	0.8540	1.0600	μGy
Koža	0.8250	0.8620	0.8870	μGy
Pov. kosti	2.4800	3.5900	4.3300	μGy
Mozak	3.4600	5.6700	7.5600	μGy
Pljuv. žlezda	0.3430	0.5200	0.6570	μGy
Ždrela	5.7945	7.4278	8.4485	μGy
Mast	2.0452	2.2104	2.2931	μGy
Mišići	2.1144	2.7198	3.1273	μGy

Tabela 16. Doze organa dobijene MC simulacijom, pravac 60°.

Energija	50 kV	60 kV	70 kV	
SSD	20 cm	20 cm	20 cm	
promer snopa	6 cm	6 cm	6 cm	
nps	1.00E+09	1.00E+09	1.00E+09	
				<b>jedinice</b>
Aps.doza ulaz	4.24E-06	3.42E-06	3.07E-06	MeV/cm <sup>3</sup> /SP
	3.28E-03	2.64E-03	2.37E-03	MeV/g/SP
	5.24866E-10	4.22907E-10	3.79548E-10	mGy/SP
Aps. Doza iza zuba	9.29E-06	1.34E-05	1.63E-05	MeV/cm <sup>3</sup> /SP
Na mestu detektora	8.76842E-06	1.26207E-05	1.54014E-05	MeV/g/SP
Ova doza određuje kvalitet snimka	1.40295E-12	2.01931E-12	2.46423E-12	mGy/SP
<b>nor. na 1 mGy doza</b>				
Koššana srž (c)	0.0279	0.0677	0.1150	μGy
Štitna žlezda	0.1550	0.2740	0.3810	μGy
Koža	0.8480	0.9020	0.9320	μGy
Pov. kosti	2.4300	3.4800	4.1300	μGy
Mozak	2.3000	3.9700	5.2700	μGy
Pljuv. žlezda	0.2670	0.4010	0.5070	μGy
Ždrelo	6.1069	7.8105	8.8063	μGy
Mast	2.0813	2.2959	2.3965	μGy
Mišići	1.8360	2.3465	2.6766	μGy

Tabela 17. Doze organa dobijene MC simulacijom, pravac 70°.

Energija	50 kV	60 kV	70 kV	
SSD	20 cm	20 cm	20 cm	
promer snopa	6 cm	6 cm	6 cm	
nps	1.00E+09	1.00E+09	1.00E+09	
				<b>jedinice</b>
Aps.doza ulaz	4.24E-06	3.42E-06	3.03E-06	MeV/cm <sup>3</sup> /SP
	3.28E-03	2.64E-03	2.34E-03	MeV/g/SP
	5.24449E-10	4.22937E-10	3.74799E-10	mGy/SP
Aps. Doza iza zuba	8.50E-06	1.24E-05	1.51E-05	MeV/cm <sup>3</sup> /SP
Na mestu detektora	8.02208E-06	1.16966E-05	1.42217E-05	MeV/g/SP
Ova doza određuje kvalitet snimka	1.28353E-12	1.87145E-12	2.27547E-12	mGy/SP
<b>nor. na 1 mGy doza</b>				
Koššana srž (c)	0.0166	0.0416	0.0744	μGy
Štitna žlezda	0.0949	0.1780	0.2610	μGy
Koža	0.9702	1.0400	1.0800	μGy
Pov. kosti	2.1958	3.1300	3.7600	μGy
Mozak	1.8950	3.2000	4.3800	μGy
Pljuv. žlezda	0.2248	0.3370	0.4300	μGy
Ždrelo	5.6118	7.1195	8.0851	μGy
Mast	2.1974	2.4285	2.5659	μGy
Mišići	1.6947	2.1410	2.4544	μGy

Tabela 18. Doze organa dobijene MC simulacijom, pravac 60°, 10° gore.

Energija	50 kV	60 kV	70 kV	
SSD	20 cm	20 cm	20 cm	
promer snopa	6 cm	6 cm	6 cm	
nps	1.00E+09	1.00E+09	1.00E+09	
				<b>jedinice</b>
Aps.doza ulaz	4.18E-06	3.37E-06	3.01E-06	MeV/cm <sup>3</sup> /SP
	3.23E-03	2.61E-03	2.33E-03	MeV/g/SP
	5.16777E-10	4.17442E-10	3.72562E-10	mGy/SP
Aps. Doza iza zuba	8.96E-06	1.29E-05	1.57E-05	MeV/cm <sup>3</sup> /SP
Na mestu detektora	8.45252E-06	1.21492E-05	1.48577E-05	MeV/g/SP
Ova doza određuje kvalitet snimka	1.3524E-12	1.94387E-12	2.37724E-12	mGy/SP
<b>nor. na 1 mGy doza</b>				
Koštana srž (c)	0.0386	0.0890	0.1480	μGy
Štitna žlezda	0.7890	1.1700	1.4500	μGy
Koža	0.8370	0.8760	0.9010	μGy
Pov. kosti	2.2500	3.2000	3.8200	μGy
Mozak	1.6100	2.8000	3.9000	μGy
Pljuv. žlezda	0.2070	0.3160	0.4080	μGy
Ždrelo	6.3192	8.0378	9.0882	μGy
Mast	1.9180	2.0742	2.1548	μGy
Mišići	1.6687	2.1268	2.4409	μGy

Tabela 19. Doze organa dobijene MC simulacijom, pravac 60°, 10° dole.

Energija	50 kV	60 kV	70 kV	
SSD	20 cm	20 cm	20 cm	
promer snopa	6 cm	6 cm	6 cm	
nps	1.00E+09	1.00E+09	1.00E+09	
				<b>jedinice</b>
Aps.doza ulaz	4.15E-06	3.36E-06	3.00E-06	MeV/cm <sup>3</sup> /SP
	3.21E-03	2.60E-03	2.32E-03	MeV/g/SP
	5.14075E-10	4.1578E-10	3.71003E-10	mGy/SP
Aps. Doza iza zuba	8.27E-06	1.23E-05	1.52E-05	MeV/cm <sup>3</sup> /SP
Na mestu detektora	7.80299E-06	1.16083E-05	1.43451E-05	MeV/g/SP
Ova doza određuje kvalitet snimka	1.24848E-12	1.85734E-12	2.29521E-12	mGy/SP
<b>nor. na 1 mGy doza</b>				
Koštana srž (c)	0.0316	0.0768	0.1330	μGy
Štitna žlezda	0.1210	0.2210	0.3160	μGy
Koža	0.8910	0.9500	0.9930	μGy
Pov. kosti	2.7100	3.8800	4.6500	μGy
Mozak	6.9800	10.7000	13.6000	μGy
Pljuv. žlezda	0.4450	0.6650	0.8330	μGy
Ždrelo	5.5581	7.2064	8.2816	μGy
Mast	2.3656	2.6230	2.7698	μGy
Mišići	1.9130	2.4823	2.8843	μGy

U tabelama 20. do 40. u delu ostatka (reminder) za vangrudni (Extrathoracic (ET)) region se uzima ždrelo, a za limfni čvorovi/masno tkivo (Lymphatic nodes/Fat), samo mast (fat).

Tabela 20. Doze organa dobijene MC simulacijom pomnožene sa  $w_T$  iz ovog istraživanja i konverzioni koeficijent Energija 50 kV, SSD 10 cm, širina snopa 5 cm, pravac 0°.

Tkivo ili organ		$H_T w_T$
Koštana srž (crvena)		5.86E-08
Štitna žlezda		1.64E-05
Koža		4.29E-08
Površina kosti		1.22E-07
Mozak		2.25E-06
Pljuvačna žlezda		1.83E-07
Ostatak	Ekstratorakalna regija	4.39E-06
	Limfni čvorovi	1.76E-08
	Mišići	2.25E-08
	Oralna sluznica	0
Ukupno: Konverzioni koeficijent		0.0000235

Tabela 21. Doze organa dobijene MC simulacijom pomnožene sa  $w_T$  iz ovog istraživanja i konverzioni koeficijent u ovom slučaju: Energija 50 kV, SSD 20 cm, širina snopa 5 cm, pravac 0°.

Tkivo ili organ		$H_T w_T$
Koštana srž (crvena)		8.26E-08
Štitna žlezda		5.25E-07
Koža		4.19E-08
Površina kosti		1.43E-07
Mozak		2.07E-06
Pljuvačna žlezda		1.31E-07
Ostatak	Ekstratorakalna regija	5.06E-06
	Limfni čvorovi	1.65E-08
	Mišići	2.27E-08
	Oralna sluznica	0
Ukupno: Konverzioni koeficijent		8.091E-06

Tabela 22. Doze organa dobijene MC simulacijom pomnožene sa  $w_T$  iz ovog istraživanja i konverzioni koeficijent u ovom slučaju: Energija 50 kV, SSD 50 cm, širina snopa 5 cm, pravac 0°.

Tkivo ili organ		$H_T w_T$
Koštana srž (crvena)		1.01E-07
Štitna žlezda		2.92E-07
Koža		4.11E-08
Površina kosti		1.66E-07
Mozak		1.24E-06
Pljuvačna žlezda		1.04E-07
Ostatak	Ekstratorakalna regija	5.05E-06
	Limfni čvorovi	1.59E-08
	Mišići	1.97E-08
	Oralna sluznica	0
Ukupno: Konverzioni koeficijent		7.02626E-06

Tabela 23. Doze organa dobijene MC simulacijom pomnožene sa  $w_T$  iz ovog istraživanja i konverzioni koeficijent u ovom slučaju: Energija 50 kV, SSD 20 cm, širina snopa 6 cm, pravac 0°.

Tkivo ili organ		$H_T w_T$
Koštana srž (crvena)		1.15E-07
Štitna žlezda		2.42E-06
Koža		5.46E-08
Površina kosti		1.70E-07
Mozak		3.52E-06
Pljuvačna žlezda		2.47E-07
Ostatak	Ekstratorakalna regija	6.31E-06
	Limfni čvorovi	2.51E-08
	Mišići	3.51E-08
	Oralna sluznica	0
Ukupno: Konverzioni koeficijent		0,0000129

Tabela 24. Doze organa dobijene MC simulacijom pomnožene sa  $w_T$  iz ovog istraživanja i konverzioni koeficijent u ovom slučaju: Energija 60 kV, SSD 20 cm, širina snopa 6 cm, pravac 0°.

Tkivo ili organ		$H_T w_T$
Koštana srž (crvena)		2.59E-07
Štitna žlezda		3.32E-05
Koža		5.69E-08
Površina kosti		2.50E-07
Mozak		5.61E-06
Pljuvačna žlezda		3.73E-07
Ostatak	Ekstratorakalna regija	7.71E-06
	Limfni čvorovi	2.77E-08
	Mišići	4.53E-08
	Oralna sluznica	0
Ukupno: Konverzioni koeficijent		0,0000476

Tabela 25. Doze organa dobijene MC simulacijom pomnožene sa  $w_T$  iz ovog istraživanja i konverzioni koeficijent u ovom slučaju: Energija 70 kV, SSD 20 cm, širina snopa 6 cm, pravac 0°.

Tkivo ili organ		$H_T w_T$
Koštana srž (crvena)		4.27E-07
Štitna žlezda		3.97E-06
Koža		5.87E-08
Površina kosti		3.07E-07
Mozak		7.34E-06
Pljuvačna žlezda		4.70E-07
Ostatak	Ekstratorakalna regija	8.57E-06
	Limfni čvorovi	2.93E-08
	Mišići	5.26E-08
	Oralna sluznica	0
Ukupno: Konverzioni koeficijent		0,0000212

Tabela 26. Doze organa dobijene MC simulacijom pomnožene sa  $w_T$  iz ovog istraživanja i konverzioni koeficijent u ovom slučaju: Energija 50 kV, SSD 20 cm, širina snopa 6 cm, pravac 60°.

Tkivo ili organ		$H_T w_T$
Koštana srž (crvena)		4.05E-07
Štitna žlezda		6.20E-06
Koža		8.74E-07
Površina kosti		3.05E-06
Mozak		2.30E-05
Pljuvačna žlezda		2.67E-06
Ostatak	Ekstratorakalna regija	7.52E-05
	Limfni čvorovi	7.37E-07
	Mišići	5.60E-07
	Oralna sluznica	0
Ukupno: Konverzioni koeficijent		0.0001126

Tabela 27. Doze organa dobijene MC simulacijom pomnožene sa  $w_T$  iz ovog istraživanja i konverzioni koeficijent u ovom slučaju: Energija 60 kV, SSD 20 cm, širina snopa 6 cm, pravac 60°.

Tkivo ili organ		$H_T w_T$
Koštana srž (crvena)		9.80E-07
Štitna žlezda		1.10E-05
Koža		9.29E-07
Površina kosti		4.36E-06
Mozak		3.97E-05
Pljuvačna žlezda		4.01E-06
Ostatak	Ekstratorakalna regija	9.61E-05
	Limfni čvorovi	8.13E-07
	Mišići	7.16E-07
	Oralna sluznica	0
Ukupno: Konverzioni koeficijent		0.0001586

Tabela 28. Doze organa dobijene MC simulacijom pomnožene sa  $w_T$  iz ovog istraživanja i konverzioni koeficijent u ovom slučaju: Energija 70 kV, SSD 20 cm, širina snopa 6 cm, pravac 60°.

Tkivo ili organ		$H_T w_T$
Koštana srž (crvena)		1.67E-06
Štitna žlezda		1.53E-05
Koža		9.60E-07
Površina kosti		5.18E-06
Mozak		5.27E-05
Pljuvačna žlezda		5.07E-06
Ostatak	Ekstratorakalna regija	1.08E-04
	Limfni čvorovi	8.49E-07
	Mišići	8.17E-07
	Oralna sluznica	0
Ukupno: Konverzioni koeficijent		0.0001909

Tabela 29. Doze organa dobijene MC simulacijom pomnožene sa  $w_T$  iz ovog istraživanja i konverzioni koeficijent u ovom slučaju: Energija 50 kV, SSD 20 cm, širina snopa 6 cm, pravac 50°.

Tkivo ili organ		$H_T w_T$
Koštana srž (crvena)		1.69E-06
Štitna žlezda		2.30E-05
Koža		8.49E-07
Površina kosti		3.11E-06
Mozak		3.46E-05
Pljuvačna žlezda		3.43E-06
Ostatak	Ekstratorakalna regija	7.13E-05
	Limfni čvorovi	7.24E-07
	Mišići	6.45E-07
	Oralna sluznica	0
Ukupno: Konverzioni koeficijent		0.00013942

Tabela 30. Doze organa dobijene MC simulacijom pomnožene sa  $w_T$  iz ovog istraživanja i konverzioni koeficijent u ovom slučaju: Energija 60 kV, SSD 20 cm, širina snopa 6 cm, pravac 50°.

Tkivo ili organ		$H_T w_T$
Koštana srž (crvena)		3.77E-06
Štitna žlezda		3.42E-05
Koža		8.88E-07
Površina kosti		4.51E-06
Mozak		5.67E-05
Pljuvačna žlezda		5.20E-06
Ostatak	Ekstratorakalna regija	9.14E-05
	Limfni čvorovi	7.83E-07
	Mišići	8.30E-07
	Oralna sluznica	0
Ukupno: Konverzioni koeficijent		0.0001983

Tabela 31. Doze organa dobijene MC simulacijom pomnožene sa  $w_T$  iz ovog istraživanja i konverzioni koeficijent u ovom slučaju: Energija 70 kV, SSD 20 cm, širina snopa 6 cm, pravac 50°.

Tkivo ili organ		$H_T w_T$
Koštana srž (crvena)		6.12E-06
Štitna žlezda		4.25E-05
Koža		9.13E-07
Površina kosti		5.44E-06
Mozak		7.56E-05
Pljuvačna žlezda		6.57E-06
Ostatak	Ekstratorakalna regija	1.04E-04
	Limfni čvorovi	8.12E-07
	Mišići	9.55E-07
	Oralna sluznica	0
Ukupno: Konverzioni koeficijent		0.0002429

Tabela 32. Doze organa dobijene MC simulacijom pomnožene sa  $w_T$  iz ovog istraživanja i konverzioni koeficijent u ovom slučaju: Energija 50 kV, SSD 20 cm, širina snopa 6 cm, pravac 70°.

Tkivo ili organ		$H_T w_T$
Koštana srž (crvena)		2.41E-07
Štitna žlezda		3.80E-06
Koža		9.99E-07
Površina kosti		2.76E-06
Mozak		1.90E-05
Pljuvačna žlezda		2.25E-06
Ostatak	Ekstratorakalna regija	6.91E-05
	Limfni čvorovi	7.78E-07
	Mišići	5.17E-07
	Oralna sluznica	0
Ukupno: Konverzioni koeficijent		0.0000994

Tabela 33. Doze organa dobijene MC simulacijom pomnožene sa  $w_T$  iz ovog istraživanja i konverzioni koeficijent u ovom slučaju: Energija 60 kV, SSD 20 cm, širina snopa 6 cm, pravac 70°.

Tkivo ili organ		$H_T w_T$
Koštana srž (crvena)		6.03E-07
Štitna žlezda		7.12E-06
Koža		1.07E-06
Površina kosti		3.94E-06
Mozak		3.20E-05
Pljuvačna žlezda		3.37E-06
Ostatak	Ekstratorakalna regija	8.76E-05
	Limfni čvorovi	8.60E-07
	Mišići	6.54E-07
	Oralna sluznica	0
Ukupno: Konverzioni koeficijent		0.000137

Tabela 34. Doze organa dobijene MC simulacijom pomnožene sa  $w_T$  iz ovog istraživanja i konverzioni koeficijent u ovom slučaju: Energija 70 kV, SSD 20 cm, širina snopa 6 cm, pravac 70°.

Tkivo ili organ		$H_T w_T$
Koštana srž (crvena)		1.08E-06
Štitna žlezda		1.04E-05
Koža		1.11E-06
Površina kosti		4.72E-06
Mozak		4.38E-05
Pljuvačna žlezda		4.30E-06
Ostatak	Ekstratorakalna regija	9.95E-05
	Limfni čvorovi	9.09E-07
	Mišići	7.49E-07
	Oralna sluznica	0
Ukupno: Konverzioni koeficijent		0.0001666

Tabela 35. Doze organa dobijene MC simulacijom pomnožene sa  $w_T$  iz ovog istraživanja i konverzioni koeficijent u ovom slučaju: Energija 50 kV, SSD 20 cm, širina snopa 6 cm, pravac 60°, 10° gore.

Tkivo ili organ		$H_T w_T$
Koštana srž (crvena)		5.59E-07
Štitna žlezda		3.16E-05
Koža		8.62E-07
Površina kosti		2.82E-06
Mozak		1.61E-05
Pljuvačna žlezda		2.07E-06
Ostatak	Ekstratorakalna regija	7.78E-05
	Limfni čvorovi	6.79E-07
	Mišići	5.09E-07
	Oralna sluznica	0
Ukupno: Konverzioni koeficijent		0.000133

Tabela 36. Doze organa dobijene MC simulacijom pomnožene sa  $w_T$  iz ovog istraživanja i konverzioni koeficijent u ovom slučaju: Energija 60 kV, SSD 20 cm, širina snopa 6 cm, pravac 60°, 10° gore.

Tkivo ili organ		$H_T w_T$
Koštana srž (crvena)		1.29E-06
Štitna žlezda		4.68E-05
Koža		9.02E-07
Površina kosti		4.02E-06
Mozak		2.80E-05
Pljuvačna žlezda		3.16E-06
Ostatak	Ekstratorakalna regija	9.89E-05
	Limfni čvorovi	7.34E-07
	Mišići	6.49E-07
	Oralna sluznica	0
Ukupno: Konverzioni koeficijent		0.0001845

Tabela 37. Doze organa dobijene MC simulacijom pomnožene sa  $w_T$  iz ovog istraživanja i konverzioni koeficijent u ovom slučaju: Energija 70 kV, SSD 20 cm, širina snopa 6 cm, pravac 60°, 10° gore.

Tkivo ili organ		$H_T w_T$
Koštana srž (crvena)		2.15E-06
Štitna žlezda		5.80E-05
Koža		9.28E-07
Površina kosti		4.80E-06
Mozak		3.90E-05
Pljuvačna žlezda		4.08E-06
Ostatak	Ekstratorakalna regija	1.12E-04
	Limfni čvorovi	7.63E-07
	Mišići	7.45E-07
	Oralna sluznica	0
Ukupno: Konverzioni koeficijent		0.0002223

Tabela 38. Doze organa dobijene MC simulacijom pomnožene sa  $w_T$  iz ovog istraživanja i konverzioni koeficijent u ovom slučaju: Energija 50 kV, SSD 20 cm, širina snopa 6 cm, pravac 60°, 10° dole.

Tkivo ili organ		$H_T w_T$
Koštana srž (crvena)		4.59E-07
Štitna žlezda		4.83E-06
Koža		9.17E-07
Površina kosti		3.41E-06
Mozak		6.98E-05
Pljuvačna žlezda		4.45E-06
Ostatak	Ekstratorakalna regija	6.84E-05
	Limfni čvorovi	8.38E-07
	Mišići	5.84E-07
	Oralna sluznica	0
Ukupno: Konverzioni koeficijent		0.000154

Tabela 39. Doze organa dobijene MC simulacijom pomnožene sa  $w_T$  iz ovog istraživanja i konverzioni koeficijent u ovom slučaju: Energija 60 kV, SSD 20 cm, širina snopa 6 cm, pravac 60°, 10° dole.

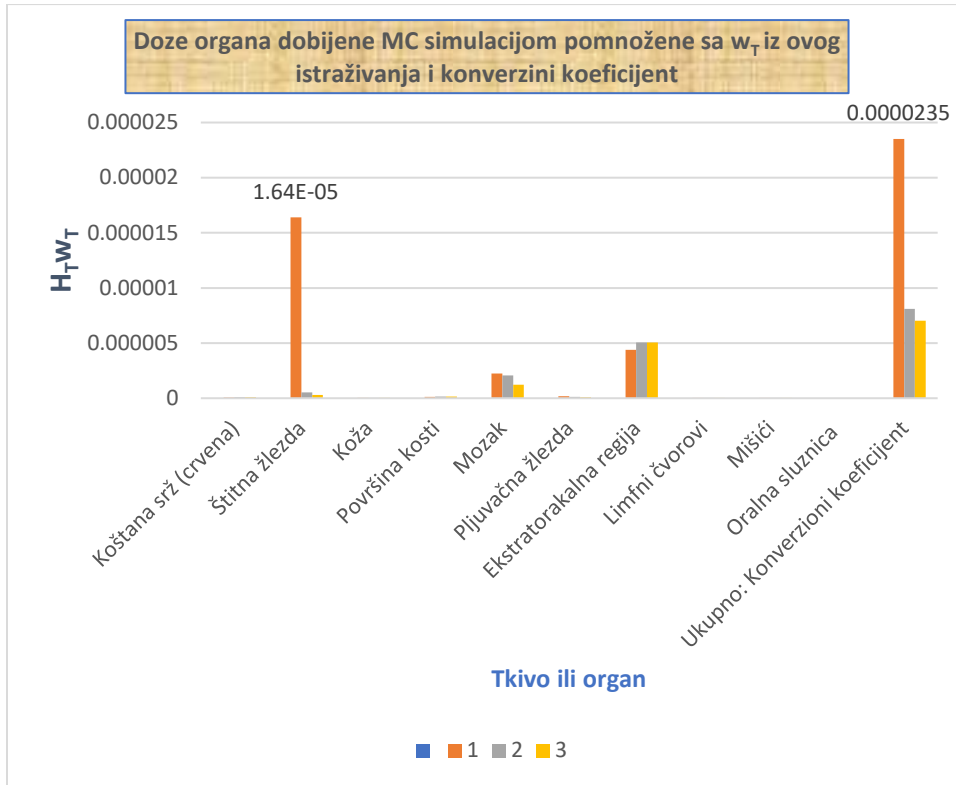
Tkivo ili organ		$H_T w_T$
Koštana srž (crvena)		1.11E-06
Štitna žlezda		8.83E-06
Koža		9.78E-07
Površina kosti		4.87E-06
Mozak		1.07E-04
Pljuvačna žlezda		6.65E-06
Ostatak	Ekstratorakalna regija	8.87E-05
	Limfni čvorovi	9.29E-07
	Mišići	7.58E-07
	Oralna sluznica	0
Ukupno: Konverzioni koeficijent		0.0002199

Tabela 40. Doze organa dobijene MC simulacijom pomnožene sa  $w_T$  iz ovog istraživanja i konverzioni koeficijent u ovom slučaju: Energija 70 kV, SSD 20 cm, širina snopa 6 cm, pravac 60°, 10° dole.

Tkivo ili organ		$H_T w_T$
Koštana srž (crvena)		1.92E-06
Štitna žlezda		1.26E-05
Koža		1.02E-06
Površina kosti		5.84E-06
Mozak		1.36E-04
Pljuvačna žlezda		8.33E-06
Ostatak	Ekstratorakalna regija	1.02E-04
	Limfni čvorovi	9.81E-07
	Mišići	8.80E-07
	Oralna sluznica	0
Ukupno: Konverzioni koeficijent		0.000269

Tabela 41. Protokoli oslikavanja za simuliranu energiju 50 kV, rastojanja od izvora do kože (source to skin distance SDD), prečnik otvora tubusa i pozicija rtg cevi.

Protokol oslikavanja	Energija (kV)	SSD (cm)	Širina snopa (cm)	Pozicija rtg cevi (°)
1	50	10	5	0
2	50	20	5	0
3	50	50	5	0

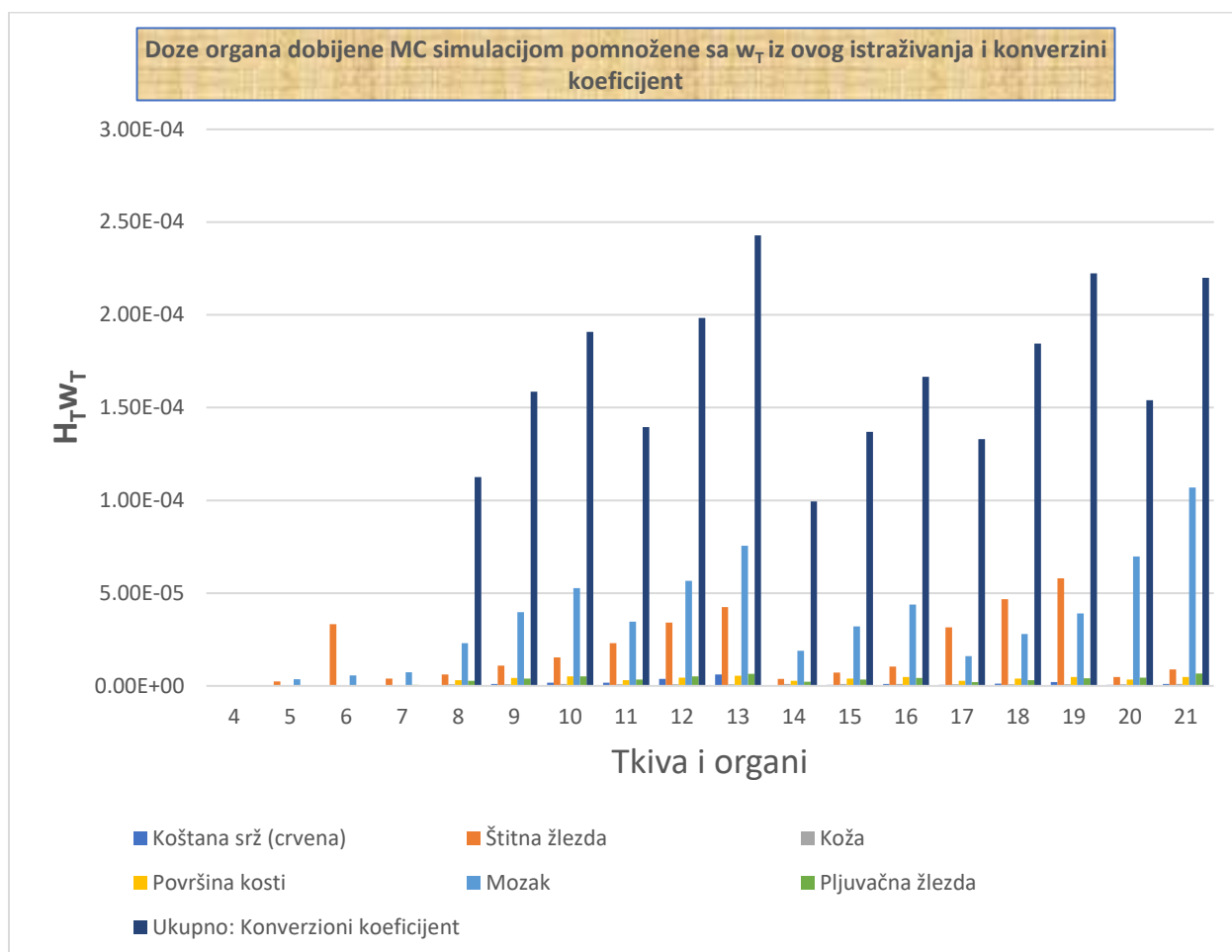


Slika 12. Poređenje simuliranih podataka za tkiva ili organe uz ukupni konv. koef. za različite protokole oslikavanja datim u tabeli xx (Doze organa dobijene MC simulacijom pomnožene sa  $w_T$  iz ovog istraživanja i konverzioni koeficijent, podaci tabela 20-22).

Tabela 42. Protokoli oslikavanja za simulirane energije (kV), rastojanja od izvora do kože (source to skin distance SDD), prečnik otvora tubusa i različitim pozicija rtg cevi.

Protokol oslikavanja	Energija (kV)	SSD (cm)	Širina snopa (cm)	Pozicija (pravac) rtg cevi (°)
4	50	20	6	0
5	60	20	6	0
6	70	20	6	0
7	50	20	6	60
8	60	20	6	60
9	70	20	6	60

Protokol oslikavanja	Energija (kV)	SSD (cm)	Širina snopa (cm)	Pozicija (pravac) rtg cevi (°)
10	50	20	6	50
11	60	20	6	50
12	70	20	6	50
13	50	20	6	70
14	60	20	6	70
15	70	20	6	70
16	50	20	6	60, 10° gore
17	60	20	6	60, 10° gore
18	70	20	6	60, 10° gore
19	50	20	6	60, 10° dole
20	60	20	6	60, 10° dole
21	70	20	6	60, 10° dole



Slika 13. Poređenje simuliranih podataka za tkiva ili organe uz ukupni konv. koef. za različite protokole oslikavanja datim u tabeli xx (Doze organa dobijene MC simulacijom pomnožene sa  $w_T$  iz ovog istraživanja i konverzioni koeficijent, podaci tabela 23-40)

Tabela 43. Efektivne doze proračunate za 70 kV, za pravac 60°, 50° i 70°. Kolona No odgovara istoj koloni u Tabeli 3.

Br.	Pod. It (mAs)	Prijemnik slike	Računato $K_i$ (mGy)	Konv. Koef pravac 60°	Ef doza pravac 60° ( $\mu$ Sv)	Konv. Koef pravac 50°	Ef doza pravac 50° ( $\mu$ Sv)	Konv. Koef pravac 70°	Ef doza pravac 70° ( $\mu$ Sv)
17	4.41	E film	4.49	0.000190932	0.857285	0.000242915	1.090688	0.000166571	0.747904
8	3.5	D film	3.42	0.000190932	0.652987	0.000242915	0.830769	0.000166571	0.569673
16	4	E film	3.95	0.000190932	0.754181	0.000242915	0.959514	0.000166571	0.657955
10	3.5	D film	3.42	0.000190932	0.652987	0.000242915	0.830769	0.000166571	0.569673
10	3.5	E film	3.42	0.000190932	0.652987	0.000242915	0.830769	0.000166571	0.569673
21	5.04	E film	5	0.000190932	0.95466	0.000242915	1.214575	0.000166571	0.832855
18	4	E film	3.95	0.000190932	0.754181	0.000242915	0.959514	0.000166571	0.657955
10	2.8	E film	2.81	0.000190932	0.536519	0.000242915	0.682591	0.000166571	0.468065
11	3.5	E film	3.42	0.000190932	0.652987	0.000242915	0.830769	0.000166571	0.569673
21	4	E film	3.95	0.000190932	0.754181	0.000242915	0.959514	0.000166571	0.657955
10	2.8	E film	2.81	0.000190932	0.536519	0.000242915	0.682591	0.000166571	0.468065
6	3.5	CCD	3.42	0.000190932	0.652987	0.000242915	0.830769	0.000166571	0.569673
6	3.5	CCD	3.42	0.000190932	0.652987	0.000242915	0.830769	0.000166571	0.569673
10	3.5	PSP	3.42	0.000190932	0.652987	0.000242915	0.830769	0.000166571	0.569673
6	3.5	CCD	3.42	0.000190932	0.652987	0.000242915	0.830769	0.000166571	0.569673
7	3.5	CCD	3.42	0.000190932	0.652987	0.000242915	0.830769	0.000166571	0.569673
7	3.5	CCD	3.42	0.000190932	0.652987	0.000242915	0.830769	0.000166571	0.569673
6	3.5	CCD	3.42	0.000190932	0.652987	0.000242915	0.830769	0.000166571	0.569673
16	2.8	PSP	2.81	0.000190932	0.536519	0.000242915	0.682591	0.000166571	0.468065
3	2.43	CCD	2.37	0.000190932	0.452509	0.000242915	0.575709	0.000166571	0.394773
16	2.56	CCD	2.54	0.000190932	0.484967	0.000242915	0.617004	0.000166571	0.42309
6	2.8	CCD	2.81	0.000190932	0.536519	0.000242915	0.682591	0.000166571	0.468065
11	2.24	PSP	2.19	0.000190932	0.418141	0.000242915	0.531984	0.000166571	0.36479
15	2.52	PSP	2.46	0.000190932	0.469693	0.000242915	0.597571	0.000166571	0.409765
10	1.75	PSP	1.75	0.000190932	0.334131	0.000242915	0.425101	0.000166571	0.291499
20	2	CCD	2.02	0.000190932	0.385683	0.000242915	0.490688	0.000166571	0.336473

Br.	Pod. It (mAs)	Prijemnik slike	Računato $K_i$ (mGy)	Konv. Koef pravac 60°	Ef doza pravac 60° ( $\mu$ Sv)	Konv. Koef pravac 50°	Ef doza pravac 50° ( $\mu$ Sv)	Konv. Koef pravac 70°	Ef doza pravac 70° ( $\mu$ Sv)
8	2.24	PSP	2.19	0.000190932	0.418141	0.000242915	0.531984	0.000166571	0.36479
1	1.6	CCD	1.56	0.000190932	0.297854	0.000242915	0.378947	0.000166571	0.259851
10	1.4	PSP	1.4	0.000190932	0.267305	0.000242915	0.340081	0.000166571	0.233199
14	1.12	CCD	1.14	0.000190932	0.217662	0.000242915	0.276923	0.000166571	0.189891
14	1.12	CCD	1.14	0.000190932	0.217662	0.000242915	0.276923	0.000166571	0.189891
10	1.12	PSP	1.14	0.000190932	0.217662	0.000242915	0.276923	0.000166571	0.189891
14	1.12	CCD	1.14	0.000190932	0.217662	0.000242915	0.276923	0.000166571	0.189891
10	1.12	CCD	1.14	0.000190932	0.217662	0.000242915	0.276923	0.000166571	0.189891
8	1.12	CCD	1.14	0.000190932	0.217662	0.000242915	0.276923	0.000166571	0.189891
10	1.12	PSP	1.14	0.000190932	0.217662	0.000242915	0.276923	0.000166571	0.189891
10	0.7	CCD	0.7	0.000190932	0.133652	0.000242915	0.170041	0.000166571	0.1166
				<b>min</b>	<b>0.133652</b>		<b>0.170041</b>		<b>0.1166</b>
				<b>max</b>	<b>0.95466</b>		<b>1.214575</b>		<b>0.832855</b>
				<b>Average</b>	<b>0.502409</b>		<b>0.639195</b>		<b>0.429841</b>

Tabela 44. Efektivne doze proračunate za 60 kV, za pravac 60°, 50° i 70°. Kolona No odgovara istoj koloni u Tabeli 3.

Br.	Pod. It (mAs)	receptor slike	Računato $K_i$ (mGy)	Konv koef.	Ef doza pravac 60° ( $\mu$ Sv)	konv koef	Ef doza pravac 50° ( $\mu$ Sv)	konv k.	Ef doza pravac 70° ( $\mu$ Sv)
3	4.41	D film	3.6	0.000158644	0.5711184	0.0001983	0.713844	0.000137	0.493981
12	1.75	E film	1.35	0.000158644	0.2141694	0.0001983	0.2676915	0.000137	0.185243
5	1.75	E film	1.31	0.000158644	0.20782364	0.0001983	0.2597599	0.000137	0.179754
2	1.4	CCD	1.13	0.000158644	0.17926772	0.0001983	0.2240677	0.000137	0.155055
				<b>minimum</b>	<b>0.17926772</b>		<b>0.2240677</b>		<b>0.155055</b>
				<b>maksimum</b>	<b>0.5711184</b>		<b>0.713844</b>		<b>0.493981</b>
				<b>Average</b>	<b>0.29309479</b>		<b>0.366340775</b>		<b>0.253508</b>

Tabela 45. Efektivne doze proračunate za 70 kV, za pravac 60°, gore 10° i dole 10°. Kolona No odgovara istoj koloni u Tabeli 3.

No	Pod. It (mAs)	Prijem. Slike	Račun. K <sub>i</sub> (mGy)	Konv. Koef pravac 60°	Ef doza pravac 60° (μSv)	Konv. Koef gore 10°	Ef doza gore 10° (μSv)	Konv. Koef dole 10°	Ef doza Dole 10° (μSv)
17	4.41	E film	4.49	0.000191	0.857285	0.000222267	0.997979	0.000269	1.209009
8	3.5	D film	3.42	0.000191	0.652987	0.000222267	0.760153	0.000269	0.920893
16	4	E film	3.95	0.000191	0.754181	0.000222267	0.877955	0.000269	1.063605
10	3.5	D film	3.42	0.000191	0.652987	0.000222267	0.760153	0.000269	0.920893
10	3.5	E film	3.42	0.000191	0.652987	0.000222267	0.760153	0.000269	0.920893
21	5.04	E film	5	0.000191	0.95466	0.000222267	1.111335	0.000269	1.346335
18	4	E film	3.95	0.000191	0.754181	0.000222267	0.877955	0.000269	1.063605
10	2.8	E film	2.81	0.000191	0.536519	0.000222267	0.62457	0.000269	0.75664
11	3.5	E film	3.42	0.000191	0.652987	0.000222267	0.760153	0.000269	0.920893
21	4	E film	3.95	0.000191	0.754181	0.000222267	0.877955	0.000269	1.063605
10	2.8	E film	2.81	0.000191	0.536519	0.000222267	0.62457	0.0002693	0.75664
6	3.5	CCD	3.42	0.000191	0.652987	0.000222267	0.760153	0.0002693	0.920893
6	3.5	CCD	3.42	0.000191	0.652987	0.000222267	0.760153	0.0002693	0.920893
10	3.5	PSP	3.42	0.000191	0.652987	0.000222267	0.760153	0.0002693	0.920893
6	3.5	CCD	3.42	0.000191	0.652987	0.000222267	0.760153	0.0002693	0.920893
7	3.5	CCD	3.42	0.000191	0.652987	0.000222267	0.760153	0.0002693	0.920893
7	3.5	CCD	3.42	0.000191	0.652987	0.000222267	0.760153	0.0002693	0.920893
6	3.5	CCD	3.42	0.000191	0.652987	0.000222267	0.760153	0.0002693	0.920893
16	2.8	PSP	2.81	0.000191	0.536519	0.000222267	0.62457	0.0002693	0.75664
3	2.43	CCD	2.37	0.000191	0.452509	0.000222267	0.526773	0.0002693	0.638163
16	2.56	CCD	2.54	0.000191	0.484967	0.000222267	0.564558	0.0002693	0.683938
6	2.8	CCD	2.81	0.000191	0.536519	0.000222267	0.62457	0.0002693	0.75664
11	2.24	PSP	2.19	0.000191	0.418141	0.000222267	0.486765	0.0002693	0.589695
15	2.52	PSP	2.46	0.000191	0.469693	0.000222267	0.546777	0.0002693	0.662397
10	1.75	PSP	1.75	0.000191	0.334131	0.000222267	0.388967	0.0002693	0.471217

No	Pod. It (mAs)	Prijem. Slike	Račun. $K_i$ (mGy)	Konv. Koef pravac 60°	Ef doza pravac 60° ( $\mu$ Sv)	Konv. Koef gore 10°	Ef doza gore 10° ( $\mu$ Sv)	Konv. Koef dole 10°	Ef doza Dole 10° ( $\mu$ Sv)
20	2	CCD	2.02	0.000191	0.385683	0.000222267	0.448979	0.0002693	0.543919
8	2.24	PSP	2.19	0.000191	0.418141	0.000222267	0.486765	0.0002693	0.589695
1	1.6	CCD	1.56	0.000191	0.297854	0.000222267	0.346737	0.0002693	0.420057
10	1.4	PSP	1.4	0.000191	0.267305	0.000222267	0.311174	0.0002693	0.376974
14	1.12	CCD	1.14	0.000191	0.217662	0.000222267	0.253384	0.0002693	0.306964
14	1.12	CCD	1.14	0.000191	0.217662	0.000222267	0.253384	0.0002693	0.306964
10	1.12	PSP	1.14	0.000191	0.217662	0.000222267	0.253384	0.0002693	0.306964
14	1.12	CCD	1.14	0.000191	0.217662	0.000222267	0.253384	0.0002693	0.306964
10	1.12	CCD	1.14	0.000191	0.217662	0.000222267	0.253384	0.0002693	0.306964
8	1.12	CCD	1.14	0.000191	0.217662	0.000222267	0.253384	0.0002693	0.306964
10	1.12	PSP	1.14	0.000191	0.217662	0.000222267	0.253384	0.0002693	0.306964
10	0.7	CCD	0.7	0.000191	0.133652	0.000222267	0.155587	0.0002693	0.188487
				<b>min</b>	<b>0.133652</b>		<b>0.155587</b>		<b>0.188487</b>
				<b>max</b>	<b>0.95466</b>		<b>1.111335</b>		<b>1.346335</b>
				<b>Average</b>	<b>0.502409</b>		<b>0.584863</b>		<b>0.694851</b>

Tabela 46. Efektivne doze proračunate za 60 kV, za pravac 60°, gore 10° i dole 10°. Kolona No odgovara istoj koloni u Tabeli 3.

No	Pod. It (mAs)	receptor slike	Račun. $K_i$ (mGy)	Konv koef 60°	Efektivna doza 60°	konv koef gore 10°	efektivna doza gore 10°	konv koef dole 10°	ef doza dole 10°
3	4.41	D film	3.6	0.000158644	0.5711184	0.0001845	0.6642	0.000219934	0.7917624
12	1.75	E film	1.35	0.000158644	0.2141694	0.0001845	0.249075	0.000219934	0.2969109
5	1.75	E film	1.31	0.000158644	0.20782364	0.0001845	0.241695	0.000219934	0.28811354
2	1.4	CCD	1.13	0.000158644	0.17926772	0.0001845	0.208485	0.000219934	0.24852542
				<b>minimum</b>	<b>0.17926772</b>		<b>0.208485</b>		<b>0.24852542</b>
				<b>maksimum</b>	<b>0.5711184</b>		<b>0.6642</b>		<b>0.7917624</b>
				<b>Average</b>	<b>0.29309479</b>		<b>0.34086375</b>		<b>0.406328065</b>

Tabela 47. Efektivne doze proračunate za 50 kV, za pravac 0°. Kolona No odgovara istoj koloni u Tabeli 3.

No	Pod. It (mAs)	recep. slike	Račun. K <sub>i</sub> (mGy)	konv koef	Ef doza, pravac 0° (μSv)
9	5	D film	2.1	2.35E-05	0.0494

U Tabeli 47. Izračunata je Efektivna doza za 50 kV (Dent Ei Niš), za pravac 0°, pri tome je uzeta sloboda da se koriste izračunate vrednosti za pravac 0°, jer je poznato da je tehničar koji je obavljao oslikavanje, za sve zube (položaje) koristio iste kondicije, a za različite zube je koristio različito vreme prilikom ručnog razvijanja.

Tabela 48. Efektivne doze proračunate za 60 kV i 70 kV, za pravac 0°. Model Heliodent 70 (Sirona)

Set X-ray tube Volt. (kV)	Pod. It (mAs)	recep. slike	Račun. K <sub>i</sub> (mGy)	konv koef	Ef doza, pravac 0° (μSv)
70	0.56	E film	0.5527	2.12E-05	0.012
70	1.12	D film	1.105	2.12E-05	0.029
70	0.42	CCD ili PSP	0.4145	2.12E-05	0.009
60	1.12	E film	0.7493	4.76E-05	0.036
60	2.24	D film	1.499	4.76E-05	0.089
60	0.84	CCD ili PSP	0.562	4.76E-05	0.027

U tabeli 48. za proračun Efektivne doze za 60 kV i 70 kV, za pravac 0°, uzet je jedan od češćih intraoralnih rendgen aparata u zemlji, Heliodent 70 (Sirona). Kondicije koje su korišćene za proračun su uzete iz uputstva za upotrebu za odgovarajuće napone i odgovarajuće receptore slike (51).

Tabela 49. Efektivne doze proračunate za 60 kV i 70 kV, za pravac 60°. Model Heliodent 70 (Sirona)

Set X-ray tube Volt. (kV)	Pod. It (mAs)	recep. slike	Račun. K <sub>i</sub> (mGy)	konv koef	Ef doza, pravac 60° (μSv)
70	0.84	E film	0.829	1.91E-04	0.158
70	2.24	D film	2.211	1.91E-04	0.422
70	0.35	CCD ili PSP	0.3947	1.91E-04	0.075
60	1.75	E film	1.727	1.59E-04	0.274
60	4.48	D film	4.421	1.59E-04	0.701
60	0.7	CCD ili PSP	0.6908	1.59E-04	0.110

U tabeli 49. za proračun Efektivne doze za 60 kV i 70 kV, za pravac 60°, uzet je jedan od češćih intraoralnih rendgen aparata u zemlji, Heliodent 70 (Sirona). Kondicije koje su korišćene za proračun su uzete iz uputstva za upotrebu za odgovarajuće napone i odgovarajuće receptore slike (51).

## 7. DISKUSIJA

### 7.1. Empirijska formula za izračunavanje incidentne Kerme u vazduhu u intraoralnom radiografskom oslikavanju

Eksperimentalni podaci dobijeni merenjem (Tabela 6.) i podaci iz reference (23, 52- 56) pokazuju da na konačnu izmerenu dozu svakako utiču starost i arhitektura stomatološkog uređaja, izbor receptora za sliku i obučenosť i znanje operatera o aparatu. Tabela 6. takođe pokazuje razlike u dozama do četiri puta u slučaju uređaja koji koriste iste receptore za sliku i sličnu arhitekturu uređaja (CCD, 70 kV, cev od 20 cm). Na razliku u dozi utiče starost uređaja i nedovoljna obuka operatera kao i neredovno održavanje. U ovom radu ne govori se o uticaju razlike u obliku kolimatora na dozu, ali sve ispitivane jedinice su imale cilindrični kolimator (54).

Eksperimentalni podaci o  $K_i$  analizirani su modelom višestruke nelinearne regresije na osnovu stvarnih nivoa uslova ekspozicije ( $U$  i  $Ixt$ ), dok je jednačina (17) korišćena za fitovanje podataka o dozi zračenja. Cilj modela višestruke nelinearne regresije je modeliranje nelinearne veze (jednačina 17) između nezavisnih ( $K_i$ ) i zavisnih ( $U$  i  $Ixt$ ) varijabli. Na Slici 10. prikazano je površinsko uklapanje jednačine (17) i ostatka prikaza. Jednačina (17) opisuje zavisnost  $K_i$  od  $U$ ,  $Ixt$  i  $d$ , ali ne i zavisnost od arhitekture jedinice. Na osnovu rezultata izmerenog  $K_i$  za uređaje različite arhitekture, koeficijent  $n$  u jednačini (17) je utvrđen fitovanjem. Ovo je dalo univerzalnu formulu  $K_i$  za uređaje različite arhitekture.

Matematički model koji opisuje odnos između doze zračenja, vršnog napona rendgenske cevi ( $U$ ) i proizvoda struja/vreme ekspozicije ( $Ixt$ ) predstavljen je jednačinom (25). Vrednost koeficijenta  $n$  data je u jednačini (25). Vrednosti  $R = 0,897$  i  $SE = 0,003$  pokazuju da se model jednačine (25) veoma dobro uklopio u podatke merenja. Uticaj vršnog napona rendgenske cevi i struje i vremenskog proizvoda ekspozicije na dozu zračenja prikazan je na slici 10. Sa povećanjem strujnog/vremenskog proizvoda ekspozicije, doza zračenja raste linearno (slika 10). Doze zračenja se povećavaju u zavisnosti od  $U^{2.5}$ .

$$K(mR) = k \times \frac{U^{2.5} \times I \times t}{d^2} \quad (26)$$

Radi lakšeg uvida i poređenja dobijenih rezultata, u tabeli 6. su prikazane izračunate vrednosti  $K_i$  (mGy, mR) (kolone 9 i 11) i izmerene vrednosti  $K_i$  (mGy, mR).

Tačnost modela jednačine (25) je procenjena izračunavanjem MRPD. Merne vrednosti doza zračenja i izračunate vrednosti dobijene primenom jednačine (25) je pokazao dobro slaganje, kao

što je ilustrovano na slici 28. MRPD između izračunatih i izmerenih vrednosti bio je manji od 15% što ukazuje na validnost jednačine. (25).

Dobijena formula za empirijski proračun upadne kerme u vazduhu pokazuje dobro poklapanje sa izmerenim vrednostima u svim rendgenskim jedinicama, čija odstupanja izmerenog nazivnog napona ne prelaze vrednost više od 10%. Sa druge strane, ako su odstupanja veća od 10% izračunate doze ne odgovaraju izmerenim.

## 7.2. Predložene vrednosti za dijagnostičke referentne nivoe u intraoralnoj dentalnoj radiografiji u Srbiji

Ovaj rad preporučuje nacionalne DRL (3. kvartil) za intraoralnu stomatološku radiologiju kada se izlažu molari gornje vilice za odrasle. Utvrđeno je da su DRL 88,6 mGycm<sup>2</sup>, 89,0 mGycm<sup>2</sup> i 44,6 mGycm<sup>2</sup> za receptore film E klase, CCD i PSP digitalne receptore. Tabele 7-9 pokazuju da su različite doze za pacijente dostižne i da ih treba koristiti za različite tehnologije receptora slike. Ovo je u skladu sa nedavnim smernicama [21].

Ipak, DRL predloženi u ovom radu ne pokazuju nikakvu prednost u pogledu doza pacijenata kada se koriste CCD digitalni receptori. Dalje analize, korišćenjem dostižnih doza datih kao srednje vrednosti, dovode do drugačijih zaključaka. Utvrđeno je da su dostižne doze 77,7 mGycm<sup>2</sup>, 58,0 mGycm<sup>2</sup> i 36,2 mGycm<sup>2</sup> za receptore film E klase, CCD i PSP digitalne receptore. To otkriva da se jedinice sa CCD digitalnim receptorima slike ne koriste uvek na optimizovan način i pacijenti bi imali koristi od edukacije osoblja i optimizacije snimanja u stomatološkoj radiologiji.

Treba napomenuti da rezultati merenja uređaja domaće proizvodnje (Dent EI Niš) pokazuju skoro 3 puta veće vrednosti KAP u poređenju sa uređajima koji koriste PSP kao prijemnik slike (tabela 8). Ove jedinice su zastarele i u bliskoj budućnosti se predviđa njihovo uklanjanje i zamena novijim. To je bio razlog da rezultati domaćih uređaja (Dent EI Niš) nisu uvršteni u gore utvrđene DRL.

Utvrđeno je da se receptori film klase D više ne koriste (tabela 5.), kao što je ranije preporučeno [25]. Iz tabele 5. se takođe vidi da su u intraoralnoj stomatološkoj radiologiji u upotrebi samo cilindrični kolimatori u Republici Srbiji. Ovo doprinosi smanjenju doze za pacijente jer je doza za pacijente niža u slučaju pravougaonih kolimatora jer je polje ekspozicije manje i dijagnostičke informacije se ne gube kao što je već prikazano (57 – 60).

Tabela. 22 predstavlja poređenje DRL pronađenih ranije sa rezultatima ovog rada (bez rezultata EI Niš dent).

Poređenje u tabeli 22. otkriva da je većina DRL vrednosti veća od onih utvrđenih u nekoliko drugih sličnih studija. Ovo posebno važi za CCD digitalne receptore slike, jer ova tehnologija omogućava

niže doze za pacijente kao što je ranije objavljeno [61 - 63]. Sličan zaključak se može izvesti iz merenja upadne kerme u vazduhu.

Tokom merenja prikupili smo informacije o mišljenjima korisnika o njihovoj obuci. Prikupljeni podaci su pokazali da 60% korisnika smatra da nisu adekvatno ili dovoljno obučeni za rad sa intraoralnim dentalnim rendgen aparatima i uređajima za obradu slike. Ovo može biti jedan od razloga za veće vrednosti doze pacijenata pronađenih u ovoj studiji. Pozitivan ishod mernih kampanja i istraživanja radijacione bezbednosti pacijenata u radiologiji je izgradnja kulture radijacione bezbednosti (64) To se može videti i u ovoj studiji, jer su rezultati o obuci, QC i održavanju kvaliteta slike poboljšani u poređenju sa prethodnom studijom (7).

Tabela 50. Usporedni rezultati istraživanja intraoralne dentalne radiologije sa rezultatima ove studije bez rezultata EI Niš dent.

Istraživač (zemlja i godina)	Zubi (gornja i donja vilica)	Vrednosti (KAP u mGycm <sup>2</sup> ili Ki in mGy)		
Looe et al. (Nemačka 2005) [69]	Gornja vilica, molari	48,8 mGy cm <sup>2</sup>		
Poppe et al. (Nemačka 2007) [23]	Gornja vilica, molari	61,5 mGy cm <sup>2</sup>		
KFDA izveštaj (Koreja, 2009) [70]	Donja vilica, molari	59,4 mGy cm <sup>2</sup>		
<u>Han S.</u> et al. (Koreja, 2011) [71]	Gornja vilica, molari Gornja vilica, premolari Gornja vilica, očnjaci	55,5 mGy cm <sup>2</sup> 46 mGy cm <sup>2</sup> 36,5 mGy cm <sup>2</sup>		
G. Manousaridis et al (Grčka 2013) [72]	Gornja vilica, molari	2,9 mGy		
Praskalo et al. (Bosna i Hercegovina 2020) [61]	Gornja vilica, molari	DRLs za the film-screen sistem (3.5 mGy) i za digitalin receptor (1.2 mGy)		
Izawa et al. (Japan 2017) [73]	Gornja vilica, molari	Localni DRL Film-screen 1.59 ± 0.20 mGy		
Suliman, Abdelgadir (Sudan 2018) [74]	Gornja vilica, molari	1.45 mGy (DR), 4.45 mGy (film-screen) i 3.01 mGy (kombinovano).		
Christofides et al. (Kipar 2016) [75]	Gornja vilica, molari	7.23 mGy		
C. Storm et al. (Australija 2023) [76]	Gornja vilica, molari	2 mGy, 57 mGycm <sup>2</sup>		
Z. Mirkov (2023)(ovaj rad)	Gornja vilica, molari	film E	3.17 mGy	89.6 mGycm <sup>2</sup>
		CCD	3.11 mGy	88.0 mGycm <sup>2</sup>
		PSP	1.58 mGy	44.6 mGycm <sup>2</sup>

### 7.3. Diskusija vezana za Monte Karlo simulacija

#### 7.3.1. Jednostavna geometrija

U Tabeli 11. je prikazan proračun odstupanja empirijske formule i Monte Karlo simulacije pri jednostavnoj geometriji. Proračun odstupanja pokazuje dobre rezultate koje potvrđuju samu empirijsku formulu. Srednje odstupanje iznosi oko 7%, dok minimalno i maksimalno odstupanje iznosi 0,1% i 30,2%, respektivno.

#### 7.3.2. Matematički fantom

U tabeli 14. su prikazane doze za navedene organe kao i ulazna energija na mestu detektora, odnosno doza koja određuje kvalitet dobijene dijagnostičke informacije (slike). Pored pravog snopa od 50 kV, tubus 10 cm i otvora 5 cm, simulirane su i situacije sa istim naponom ali različitim tubusima da bi se videlo koji deo energije se gubi na česticama vazduha u različitim situacijama. Prilikom promene dužine tubusa sa 10 cm na 20 cm, samo se deo energije gubi na česticama vazduha, dok je to značajnije u slučaju tubusa od 50 cm. U slučaju tubusa od 50 cm, dužine i širine od 6 cm, gubitak energije je zančajan i iznosi 25/36 početne energije (u odnosu na prvi slučaj). Treba napomenuti da je prilikom svih simulacija greška bila manja od 1%.

U svim tabelama u kojima su prikazane doze za organe (Tabela 14. do 19.), doze za organe rastu sa povećanjem energije (napona), što je bilo očekivano.

Tabela 51. U tabeli 14. Za pravac 0°, doze za organe (min i max vrednosti)

Organ	Min (μGy)	Max (μGy)
Koštana srž (c)	0,004	0,0295
Štitna žlezda	0,004	0,0295
Koža	0.0416	0.057
Pov. kosti	0.0969	0.2444
Mozak	0.225	0,7345
Pljuv. žlezda	0,0183	0,047
Ždrelo	0,3565	0,6964
Mast	0,0496	0,0828
Mišići	0,0736	0,1722

Najveće doze za organe za pravac 0° primaju mozak, ždrelo i površina kosti.

Tabela 52. U tabeli 16. Za pravac 60°, doze za organe (min i max vrednosti)

Organ	Min (μGy)	Max (μGy)
Koštana srž (c)	0,0279	0,115
Štitna žlezda	0,155	0,381
Koža	0,848	0,932
Pov. kosti	2,43	4,13
Mozak	2,3	5,27
Pljuv. žlezda	0,267	0,507
Ždrelo	6,1069	8,8063
Mast	2,0813	2,3965
Mišići	1,836	2,6766

Najveće doze za organe za pravac 60° primaju ždrelo, mozak i površina kosti.

Pomenuti rezultati se odnose na pravce od 0° i 60°, odnosno na pravilne pozicije rendgen aparata prilikom snimanja sekutića i molara, respektivno.

Doze za organe za pravac 60° su očekivano veće.

Prilikom poređenja doza za organe u slučaju pravca od 60° i pravca od 50°, u nekim slučajevima dolazi do značajne razlike. U slučaju koštane srži (c), prilikom izmeštanja aparata na pravac 50°, umesto na 60°, doza za ovaj organ je veća i do 4 puta.

Za iste uslove, u slučaju štitne žlezde doza za ovaj organ je veća i do 3,7 puta, dok je za mozak 1,5, a za pljuvačnu žlezdu 1,3 puta veća.

U slučaju organa: Koža, mast, mišići, površina kosti i ždrelo nisu primećene značajne razlike.

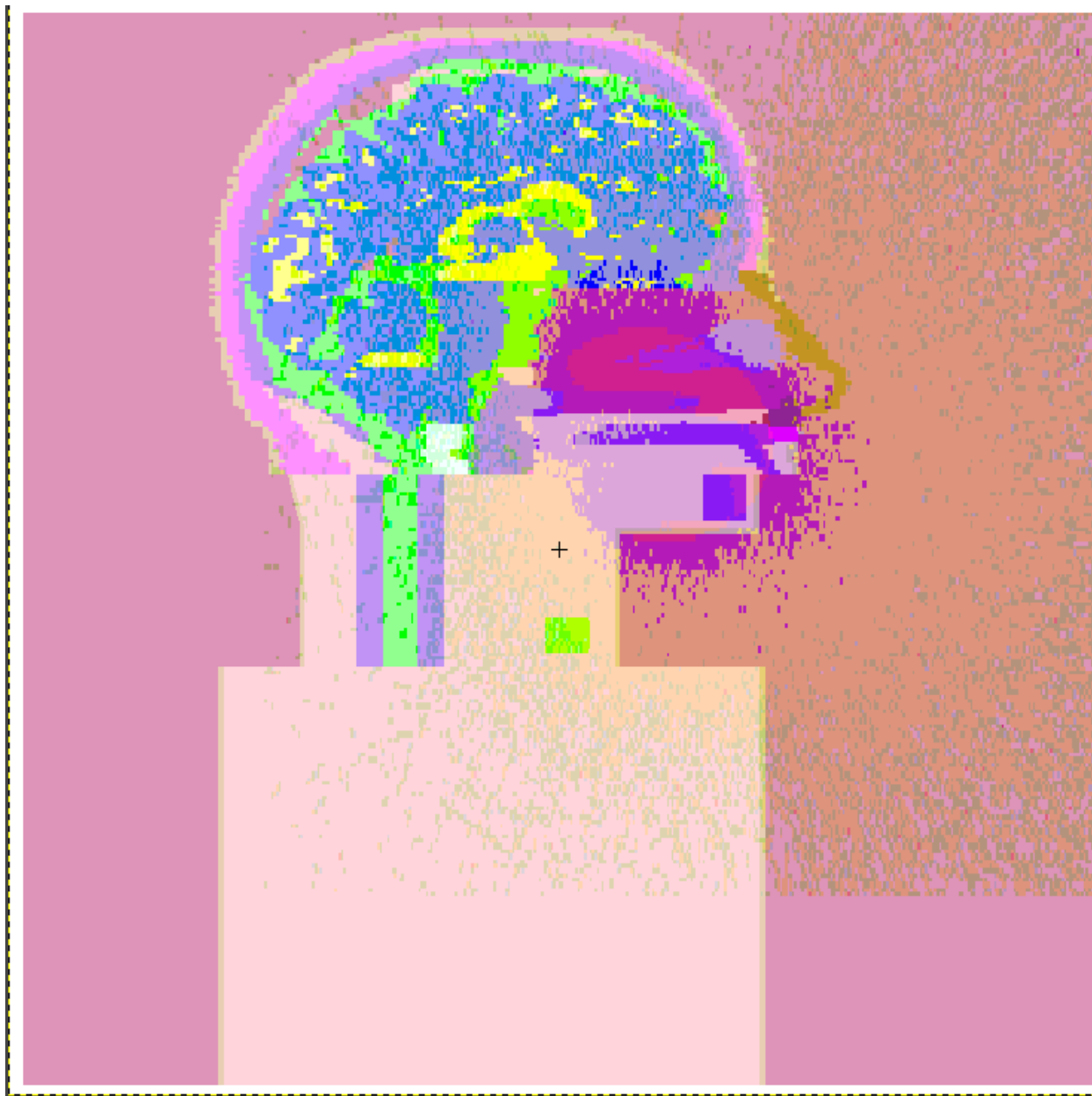
Prilikom poređenja doza za organe u slučaju pravca od 60° i pravca od 70°, u prvom slučaju su sve doze za organe uglavnom veće, ali naravno neželjena stvar i u ovom slučaju je ponavljanje snimanja usled ne dobijanja dobre dijagnostičke informacije.

Poređene su i vrednosti doza za organe kada je glava rendgenske cevi pomerena 10° na gore i 10° na dole u odnosu na pravac od 60°.

Dobijene vrednosti doza za organe su očekivane.

U prvom slučaju, kada je cev pomerena 10° na gore, organi: koža, mast, mišići i površina kosti ne pokazuju rezultate koji su značajno odstupali jedni od drugih, dok je najveće povećanje doza kod štitne žlezde i do 5 puta, a kod mozga je doza manja i do 1,4 puta (slika 14.).





Slika 15. Prikaz slučaja pravac 60°, cev pomerená 10° na dole.

Tabela 53. Poređenje rezultata za doze za organe iz literature i ovog rada ( $\mu\text{Gy}$ )

Organi	Autori	Whaites (Engleska 2006)	Looe et al. (Nemačka 2008)(69)	Granlund et al (Švedska 2016)(68)	Qiang et al (Kina 2018)(67)	Kadesjö et al (Švedska 2018)(66)	Li et al. (Kina 2020)(65)	Z. Mirkov (2024)(ova teza)
Koštana srž (c)		0.63	19,3	0,33	1,5	1.7	0.55	0.115
Štitna žlezda		7.97	1,4	2,94	3,7	/	24,47	0.381
Koža		/	2,4	/	0,28	/	/	0.932
Pov. Kostii		/	/	1,94	17,7	/	/	4.13
Mozak		2.36	2,1	0	0,78	0.2	6,12	5.27
Pljuv. Žlezda		22.79	18,5	25,11	44,6	6	45,25	0.507
Ždrelo		/	/	/	/	/	/	8.8063
Mast		/	/	/	/	/	/	2.3965
Mišići		/	/	/	/	/	/	2.6766

Ove razlike u dozama za mogu se objasniti različitim tumačenju rezultata, raznovrsnošću tehničke opreme i proizvođača, razlikama u tehničkim podešavanjima i nesigurnošću metodologije merenja (79).

Za proračun efektivne doze korišćeni su isti uređaji kao i pri određivanju empirijske formule za incidentnu kermu u vazduhu. Efektivna doza je dobijena množenjem rezultata pomenute formule i konverzionih koeficijenata dobijenih Monte Karlo simulacijum sa matematičkim antropomorfim fantomom.

Srednje vrednosti efektivnih doza za uređaje koji koriste napon od 70 kV (prilikom oslikavanja molara gornje vilice, u našem slučaju, prilikom simulacije položaj tubusa na  $60^\circ$ ) iznosile su:

- za uređaje koji koriste napon od 70 kV - **0.5  $\mu\text{Sv}$**  (min: 0.13  $\mu\text{Sv}$ ; max: 0,95  $\mu\text{Sv}$ ),
- za uređaje koji koriste napon od 60 kV - **0.3  $\mu\text{Sv}$**  (min: 0.18  $\mu\text{Sv}$ ; max: 0,57  $\mu\text{Sv}$ ),

što je očekivano i u skladu sa podacima koji se mogu pronaći u literaturi koja se bavi ovom tematikom što je i sumirano u tabeli Tabeli 51.

Tabela 54. Poređenje vrednosti efektivne doze izračunate u ovoj tezi sa podacima iz literature.

Autor (zemlja i godina)	Tehnika snimanja	Vrednosti		
Liu, Y.-C., et al. (Tajvan 2015)(77)	Snimci svih zuba	prosečna efektivna doza od <b>0.0237 <math>\mu</math>Sv</b> i <b>0.0362 <math>\mu</math>Sv</b>		
Looe et al. (Nemačka 2008)(69)	Odrasli Intraoralno snimanje	E(ICRP60) ( $\mu$ Sv)	E(S) ( $\mu$ Sv)	E(ICRP103) ( $\mu$ Sv)
		0.3–6.5	0.5–10.3	0.3–5.5
Granlund et al (Švedska 2016)(68)	Snimci svih zuba	<b>prosečna efektivna doza od 0.8 <math>\mu</math>Sv</b> u rasponu od 0.1 do 2.6 $\mu$ Sv za intraoralnu dentalnu radiografiju		
Lee, H., & Badal, A. (SAD 2021) (78)		Raspon između 0.60 $\mu$ Sv i 2.56 $\mu$ Sv		
Qiang et al (Kina 2018)(67)	Snimci cele vilice	5 $\mu$ Sv		
Kadesjö et al (Švedska 2018)(66)	Retroalveolarni gornje vilice (film)	0,6 $\mu$ Sv		
	Retroalveolarni centralnih sekutića (film)	0.7 $\mu$ Sv		
Li et al. (Kina 2020)(65)	Gornja vilica (male) premolari levo	2,56 $\mu$ Sv		
	Gornja vilica (female) premolari levo	2,39 $\mu$ Sv		
Schüler et al (Nemačka, 2023)(79)	Pojedinačna teh	0,77 $\mu$ Sv		
	Zagrižajna teh	0,77 $\mu$ Sv		
	Okluzalna teh	2,22 $\mu$ Sv		
Z. Mirkov (2024) (ova teza)	Sekutići	<b>0,3 <math>\mu</math>Sv</b>		
	Molari gornje vilice	<b>0.5 <math>\mu</math>Sv</b>		

Ove razlike u efektivnim dozama mogu se objasniti raznovrsnošću tehničke opreme i proizvođača, razlikama u tehničkim podešavanjima i nesigurnošću metodologije merenja (79).

U Tabeli 47. Izračunata je Efektivna doza za 50 kV (Dent Ei Niš), za pravac 0°, pri tome je uzeta sloboda da se koriste izračunate vrednosti za pravac 0°, jer je poznato da je tehničar koji je obavljao oslikavanje, za sve zube (položaje) koristio iste kondicije, a za različite zube je koristio različito vreme prilikom ručnog razvijanja.

Efektivna doza je iznosila 0,05  $\mu$ Sv, što je takođe očekivana vrednost, obzirom na pomenutu situaciju i uređaj koji koristi napon od 50 kV.

U tabeli 48. za proračun Efektivne doze za 60 kV i 70 kV, za pravac 0°, uzet je jedan od češćih intraoralnih rendgen aparata u zemlji, Heliodent 70 (Sirona). Kondicije koje su korišćene za

proračun su uzete iz uputstva za upotrebu za odgovarajuće napone i odgovarajuće receptore slike (51).

Efektivna doza, 70 kV (za pravac 0°):

- receptor slike (analogni), film klase D : 0.029 $\mu$ Sv
- receptor slike (analogni), film klase E: 0.012  $\mu$ Sv
- receptor slike (digitalin), CCD ili PSP: 0.009  $\mu$ Sv

Efektivna doza, 60 kV (za pravac 0°):

- receptor slike (analogni), film klase D : 0.089  $\mu$ Sv
- receptor slike (analogni), film klase E: 0.036  $\mu$ Sv
- receptor slike (digitalin), CCD ili PSP: 0.027  $\mu$ Sv

U tabeli 49. za proračun Efektivne doze za 60 kV i 70 kV, za pravac 60°, uzet je jedan od češćih intraoralnih rendgen aparata u zemlji, Heliodent 70 (Sirona). Kondicije koje su korišćene za proračun su uzete iz uputstva za upotrebu za odgovarajuće napone i odgovarajuće receptore slike (51).

Efektivna doza, 70 kV (za pravac 60°):

- receptor slike (analogni), film klase D : 0.422 $\mu$ Sv
- receptor slike (analogni), film klase E: 0.158  $\mu$ Sv
- receptor slike (digitalin), CCD ili PSP: 0.075  $\mu$ Sv

Efektivna doza, 60 kV (za pravac 60°):

- receptor slike (analogni), film klase D : 0.701  $\mu$ Sv
- receptor slike (analogni), film klase E: 0.274  $\mu$ Sv
- receptor slike (digitalin), CCD ili PSP: 0.110  $\mu$ Sv

U tabelama 47. do 49. dati su primeri računanja efektivne doze uz postojeće konverzije koeficijente i empirijsku formulu.

Tabela 55. Efektivne doze ( $\mu$ Sv) proračunate za 70 kV, za pravac 60°, 50° i 70°

Min	<b>0.133652</b>	<b>0.170041</b>	<b>0.1166</b>
Max	<b>0.95466</b>	<b>1.214575</b>	<b>0.832855</b>
Average	<b>0.502409</b>	<b>0.639195</b>	<b>0.429841</b>

U tabeli 55. su prikazane efektivne doze proračunate za 70 kV, za pravac 60°, 50° i 70°. u odnosu na pravac 60°, efektivna doza prilikom izmeštenog nameštanja tubusa na 50°, za 27% veća, a efektivna doza prilikom izmeštenog nameštanja tubusa na 70°, za 14% manja.

Tabela 56. Efektivne doze ( $\mu\text{Sv}$ ) proračunate za 70 kV, za pravac 60°, gore 10° i dole 10°

Min	<b>0.133652</b>	<b>0.155587</b>	<b>0.188487</b>
Max	<b>0.95466</b>	<b>1.111335</b>	<b>1.346335</b>
Average	<b>0.502409</b>	<b>0.584863</b>	<b>0.694851</b>

U tabeli 56. su prikazane efektivne doze proračunate za 70 kV, za pravac 60°, gore 10° i dole 10°. u odnosu na pravac 60°, efektivna doza prilikom izmeštenog nameštanja tubusa na gore 10°, za 16,4% veća, a efektivna doza prilikom izmeštenog nameštanja tubusa na dole 10°, za 38,3% veća.

Tabela 57. Efektivne doze ( $\mu\text{Sv}$ ) proračunate za 60 kV, za pravac 60°, 50° i 70°

Min	<b>0.17926772</b>	<b>0.2240677</b>	<b>0.155055</b>
Max	<b>0.5711184</b>	<b>0.713844</b>	<b>0.493981</b>
Average	<b>0.29309479</b>	<b>0.366340775</b>	<b>0.253508</b>

U tabeli 57. su prikazane efektivne doze proračunate za 60 kV, za pravac 60°, 50° i 70°. u odnosu na pravac 60°, efektivna doza prilikom izmeštenog nameštanja tubusa na 50°, za 24% veća, a efektivna doza prilikom izmeštenog nameštanja tubusa na 70°, za 13,5% manja, što je u skladu sa rezultatima za 70 kV.

Tabela 58. Efektivne doze ( $\mu\text{Sv}$ ) proračunate za 60 kV, za pravac 60°, gore 10° i dole 10°

Min	<b>0.17926772</b>	<b>0.208485</b>	<b>0.24852542</b>
Max	<b>0.5711184</b>	<b>0.6642</b>	<b>0.7917624</b>
Average	<b>0.29309479</b>	<b>0.34086375</b>	<b>0.406328065</b>

U tabeli 58. su prikazane efektivne doze proračunate za 60 kV, za pravac 60°, gore 10° i dole 10°. u odnosu na pravac 60°, efektivna doza prilikom izmeštenog nameštanja tubusa na gore 10°, za 16,3% veća, a efektivna doza prilikom izmeštenog nameštanja tubusa na dole 10°, za 38,6% veća, što je u skladu sa rezultatima za 70 kV.

## 8. ZAKLJUČAK

Multidisciplinarnost teme se ogleda u primeni više naučnih disciplina za razvoj saznanja o pacijentnim dozama u intraoralnoj radiologiji. U svojoj suštini, izrada teze zahteva razumevanje principa fizike, medicine i biologije. Pored teorijskih aspekata, podrazumevaju se i praktične veštine. Korišćenje opreme za merenje i kontrolu kvaliteta intraoralnih rendgen aparata, na koji način pravilno postaviti opremu da bi se dobili ispravni rezultati merenja i na kraju poznavanje softverske opreme koja služi da izmereni podaci budu na pravilan način obrađeni i tumačeni. Uticaj rendgenskog zračenja pored fizičkih aspekata ima dodira i sa medicinom (stomatologijom) i biološkim posledicama koje se ogledaju u stohastičkim i determinističkim efektima na ljudski organizam u zavisnosti od energije jonizujućeg zračenja kojima su izloženi, pre svega, pacijenti, a zatim i profesionalno izložena lica i stanovništvo.

Na osnovu postavljenih ciljeva i hipoteza uspostavljena je Empirijska formula za izračunavanje  $K_i$ , koja pokazuje dobro poklapanje sa izmerenim vrednostima i može se koristiti u praksi. Može pomoći stomatolozima da odrede  $K_i$  procedure, ako uređaji to ne procene.  $K_i$  devijacija može značiti pogrešan način rada, odnosno loše podešen parametar. Takođe, ako je  $K_i$  poznat, tipična vrednost bi se mogla postaviti da bi se uporedila sa DRL i optimizovala praksa. Može se koristiti i u drugim aspektima radiološke zaštite, odnosno proračunu doze profesionalno izloženih osoba koje su u blizini pacijenta tokom snimanja. Ovo može olakšati proračun zaštitnih barijera.

Na osnovu postavljenih ciljeva i hipoteza, predlažemo sledeće vrednosti za nacionalne DRL u intraoralnoj stomatološkoj radiologiji, kada se izlažu molari gornje vilice, za odrasle:

Film klase E – 89,6 mGicm<sup>2</sup>,

CCD uređaji – 88,0 mGicm<sup>2</sup>,

PSP uređaji – 44,6 mGicm<sup>2</sup>.

Sve vrednosti su veće od onih utvrđenih u nekoliko drugih sličnih studija. Ovo se posebno odnosi na CCD receptore slike jer ova tehnologija omogućava niže doze za pacijente kao što je ranije objavljeno [17, 19, 21]. Sličan zaključak se može izvesti iz merenja incidentne kerme u vazduhu. Rezultati pokazuju da postoji prostor za poboljšanja u optimizaciji, ali i u obuci osoblja za poboljšanje svesti o bezbednosti pacijenata od zračenja u stomatološkoj radiologiji. Ovo se može postići bližim uključivanjem medicinskih fizičara ili tehničkih licenciranih institucija u kliničku praksu stomatološke radiologije. Takođe, dodatna edukacija i obuka iz medicinskog izlaganja posebno osmišljena za ovu grupu radnika profesionalno izloženih jonizujućem zračenju.

Sadašnji rezultati se odnose na odrasle pacijente, dok podaci za pedijatrijske pacijente nedostaju. Pošto su pedijatrijski pacijenti osetljivija grupa pacijenata, važno je uspostaviti i pedijatrijske DRL. Štaviše, intraoralna radiografija je procedura niske doze u poređenju sa panoramskim i posebno CBCT uređajima. Uspostavljanje DRL-ova u ovim procedurama je od najveće važnosti za pomoć u daljoj optimizaciji i ovih procedura.

Na osnovu postavljenih ciljeva i hipoteza određene su efektivne doze korišćenjem koverzionih faktora, dobijenih Monte Karlo simulacijom, i empirijske formule za incidentnu Kermu u vazduhu.

## 9. REFERENCE

1. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. (2022). UNSCEAR 2020/2021 Report, Annex D—Evaluation of occupational exposure to ionizing radiation. New York: United Nations.
2. Aubert, B., Biau, A., Derreumaux, S., Etard, C., Rannou, A., & Rehel, J. L. (2011). ICRP Publication 105. Radiological Protection in Medicine.
3. Protection, R. (2007). ICRP publication 103. Ann ICRP, 37(2.4), 2.
4. Harrison, J. D., Balonov, M., Bochud, F., Martin, C., Menzel, H. G., Ortiz-Lopez, P., ... & Wakeford, R. (2021). ICRP publication 147: use of dose quantities in radiological protection. Annals of the ICRP, 50(1), 9-82.
5. International Commission on Radiation Units And Measurements, Patient Dosimetry for X Rays Used in Medical Imaging, ICRU Rep. 74, ICRU, Bethesda, MD, 2006.
6. Otake, M., & Schull, W. J. (1990). Radiation-related posterior lenticular opacities in Hiroshima and Nagasaki atomic bomb survivors based on the DS86 dosimetry system. Radiation research, 121(1), 3-13.
7. MIRKOV, Zoran: Određivanje doze za pacijente u intraoralnoj stomatološkoj radiologiji u Republici Srbiji, Novi Sad: [s. n.], 2016 MD-937.( Mirkov, Z., Determination of Dose for Patients in Intraoral Dental Radiology in the Republic of Serbia, M. Sc., University of Novi Sad, Association of Centers for Interdisciplinary and Multidisciplinary Studies and Research, Novi Sad, Serbia, 2016)
8. ICRP, 2000. Pregnancy and Medical Radiation. ICRP Publication 84. Ann. ICRP 30 (1).
9. Olivera Ciraj Bjelac, Pacijentne doze i kvalitet slike u dijagnostičkoj radiologiji. Zadužbina Andrejević, Beograd 2007.
10. Petkau, A. (1972). Effect of  $^{22}\text{Na}^+$  on a phospholipid membrane. Health Physics, 22(3), 239-244.
11. Pernicka, F., & McLean, I. D. (2007). Dosimetry in diagnostic radiology: an international code of practice. Vienna, Austria: International Atomic Energy Agency.
12. Thomas, D. J. (2012). ICRU report 85: fundamental quantities and units for ionizing radiation.
13. Petoussi-Hens, N., Bolch, W. E., Eckerman, K. F., Endo, A., Hertel, N., Hunt, J., ... & Zankl, M. (2014). ICRP Publication 116—the first ICRP/ICRU application of the male and female adult reference computational phantoms. Physics in Medicine & Biology, 59(18), 5209.
14. ICRU. International Commission on Radiation Units and Measurements. Stopping Powers for Electrons and Positrons. ICRU Report 37, Bethesda, MD, 1984
15. Stewart, F. A., Akleyev, A. V., Hauer-Jensen, M., Hendry, J. H., Kleiman, N. J., Macvittie, T. J., ... & Wallace, W. H. (2012). ICRP publication 118: ICRP statement on tissue reactions and early and late effects of radiation in normal tissues and organs—threshold doses for tissue reactions in a radiation protection context. Annals of the ICRP, 41(1-2), 1-322.

16. Harold Elford Johns, John Robert Cunningham. *Physics of Radiology, Fourth Edition* 4th Edition. Publisher: Charls C Thomas. Springfield, Illinois, USA; 1983.
17. James E. Martin *Physics for Radiation Protection: A Handbook*. Copyright WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim; 2006
18. Gallagher, A., Dowling, A., Devine, M., Bosmans, H., Kaplanis, P., Zdesar, U., ... & Malone, J. F. (2008). European survey of dental X-ray equipment. *Radiation protection dosimetry*, 129(1-3), 284-287.
19. Bushberg, J. T., & Boone, J. M. (2011). *The essential physics of medical imaging*. Lippincott Williams & Wilkins.
20. Rulebook on Application of the Radiation Sources in Medicine (Official Gazette RS 1/12 from 11.01.2012) (Rulebook on application of the radiation sources in medicine (Official Gazette RS 1/12 from 11.01.2012), Belgrade, Serbia, 2012. 2012. Available from: <http://www.srbatom.gov.rs/srbatommm/wp-content/uploads/2019/11/RULEBOOK-ON-APPLICA-TION-OF-IONIZING-RADIATION-SOURCES-IN-MEDI-CINE.pdf>.)
21. ICRP, 2017. Diagnostic reference levels in medical imaging. ICRP Publication 135. *Ann. ICRP* 46(1).
22. Gulson, A. D., Knapp, T. A., & Ramsden, P. G. (2007). Doses to patients arising from dental X-ray examinations in the UK, 2002-2004: a review of dental X-ray protection service data. Health Protection Agency, Radiation Protection Division.
23. Poppe, B., Looe, H. K., Pfaffenberger, A., Eenboom, F., Chofor, N., Sering, M., ... & Willborn, K. (2007). Radiation exposure and dose evaluation in intraoral dental radiology. *Radiation protection dosimetry*, 123(2), 262-267.
24. *Diagnostic radiology physics : a handbook for teachers and students*. — Vienna : International Atomic Energy Agency, 2014.
25. European Commission. *European guidelines on radiation protection in dental radiography: the safe use of radiographs in dental radiology*. *Radiat. Prot.* 136, 41–42 (2004).
26. Institute of Physics and Engineering in Medicine. *Guidance on the establishment and use of diagnostic reference levels for medical X-ray examinations*. IPEM Report 88. York: Institute of Physics and Engineering in Medicine; 2004.
27. International Commission on Radiological Protection, ICRP. *Radiation Protection and Safety in Medicine*. ICRP Publication 73. Oxford: Elsevier Science, 1996.
28. Mirkov, Z., Rajković, K. M., Stanković, J. B., & Faj, D. (2021). The empirical formula for calculating the incident air Kerma in intraoral radiographic imaging. *Dentomaxillofacial Radiology*, 50(8), 20210117.
29. Kothan, S., & Tungjai, M. (2011). An estimation of x-radiation output using mathematic model. *American Journal of Applied Sciences*, 8(9), 923.
30. Mirkov, Z. M., Milošević, N. T., & Faj, D. (2024). Proposed values for diagnostic reference levels in intraoral dental radiography in Serbia. *Nuclear Technology and Radiation Protection*, 39(1), 66-73.

31. Helmrot, E., & Alm Carlsson, G. (2005). Measurement of radiation dose in dental radiology. *Radiation protection dosimetry*, 114(1-3), 168-171.
32. Sobol, I. M. (1973). *Computational Methods of Monte Karlo*. Nauka, Moscow, 312.
33. Tehnike Monte Karlo u transportu čestica, Naučna knjiga, Beograd.; *Primena Monte Karlo programa i fantoma u dozimetriji [Elektronski izvor] : monografija / Dragana Krstić, Vladimir Marković, Milena Živković*. - Kragujevac : Univerzitet, Prirodno-matematički fakultet, 2023 (Kragujevac : Grafostil). - 1 elektronski optički disk (CD-ROM) ; 12 cm
34. Denise, B. P. (2008). *MCNPX User's Manual, Version 2.6*. O. Los Alamos National Laboratory, Los Alamos.
35. Božović, P. M. (2020). *Procena doze za očno sočivo u interventnim procedurama na osnovu dozimetra za celo telo primenom metoda eksperimentalne i računarske dozimetrije* (Doctoral dissertation, Univerzitet u Beogradu-Elektrotehnički fakultet).
36. Cranley, K. (1997). *Catalogue of diagnostic X-ray spectra and data*. IPEM report, 78.
37. Kralik, I. (2018). *Učinak optimizacijskih postupaka na ozračenje pacijenta računalnom tomografijom stožastim rendgenskim snopom u dentalnoj medicini* (Doctoral dissertation, University of Zagreb. Faculty of Science. Department of Physics).
38. Zubal IG, Harrell C, Smith E. *Zubal phantom data. Voxel-based anthropomorphic phantoms*. 2003;
39. Zubal, I. G., Harrell, C. R., Smith, E. O., Smith, A. L., & Krischlunas, P. (1995, July). Two dedicated software, voxel-based, anthropomorphic (torso and head) phantoms. In *Proceedings of an International Workshop on Voxel Phantom Development held at the National Radiological Protection Board, Chilton, UK* (pp. 6-7).
40. ICRP. *Realistic reference phantoms: an ICRP/ICRU joint effort. A report of adult reference computational phantoms*. *Annals of the ICRP*. 2009;39(2):1–164.
41. ICRU. *Neutron Interaction Data for Body Tissues*. ICRU Report. 1992;46:1–8.
42. Zhang, G., Marshall, N., Bogaerts, R., Jacobs, R., & Bosmans, H. (2013). Monte Karlo modeling for dose assessment in cone beam CT for oral and maxillofacial applications. *Medical physics*, 40(7), 072103.
43. ICRP. *Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection Reference Values*. ICRP Publication 89. 2002;ICRP 32(3–4).
44. Kramer, R., Houry, H. J., Vieira, J. W., & Kawrakow, I. (2006). Skeletal dosimetry in the MAX06 and the FAX06 phantoms for external exposure to photons based on vertebral 3D-microCT images. *Physics in Medicine & Biology*, 51(24), 6265.
45. Lee C, Lee C, Shah AP, Bolch WE. *An assessment of bone marrow and bone endosteum dosimetry methods for photon sources*. *Physics in Medicine & Biology*. 2006;51:5391–407.
46. Zankl, M., Fill, U., Petoussi-Henss, N., & Regulla, D. (2002). Organ dose conversion coefficients for external photon irradiation of male and female voxel models. *Physics in Medicine & Biology*, 47(14), 2367.
47. Hubbell J, Seltzer S. *Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-Absorption Coefficients 1 keV to 20 MeV for Elements Z = 1 to 92 and 48 Additional*

- Substances of Dosimetric Interest. 1995.
48. King, S. D., & Spiers, F. W. (1985). Photoelectron enhancement of the absorbed dose from X rays to human bone marrow: experimental and theoretical studies. *The british journal of radiology*, 58(688), 345-356.
  49. Mirkov Z. Quality control in dental radiology in Serbia: preliminary results. *Rad Conference Proceedings 2017*; 2: 95–8
  50. Tsapaki, V., Tsalafoutas, I. A., Chinofoti, I., Karageorgi, A., Carinou, E., Kamenopoulou, V., ... & Koulentianos, E. D. (2007). Radiation doses to patients undergoing standard radiographic examinations: a comparison between two methods. *The British Journal of Radiology*, 80(950), 107-112.
  51. Sirona Dental Systems GmbH Operating Instructions HELIODENT. 08.2015.
  52. Gail FW. Digital radiography in dentistry: moving from film-based to digital imaging. Chicago: American Dental Assistants Association; 2014. pp. 7–13.
  53. Mirkov Z, Nikolov J, Ciraj-Bjelac O, Rafajlovic S. Preliminary test level of dose for patients for various types of image receiver of intraoral dental radiology in Serbia. In: Symposium of the Croatian Radiation Protection Association; Osijek (Croatia); 2017. pp. 134–9. [http://www.hdzz.hr/wp-content/uploads/2017/04/11HDZZ\\_zbornik.pdf](http://www.hdzz.hr/wp-content/uploads/2017/04/11HDZZ_zbornik.pdf).
  54. Svenson, B., Söderfeldt, B., & Gröndahl, H. G. (1996). Attitudes of Swedish dentists to the choice of dental X-ray film and collimator for oral radiology. *Dentomaxillofacial radiology*, 25(3), 157-161.
  55. Anas, A., Asaad, J. M., & Tarboush, K. A. (2010). A comparison of intra-oral digital imaging modalities: charged couple device versus storage phosphor plate. *International journal of health sciences*, 4(2), 156.
  56. Van Der Stelt, P. F. (2005). Filmless imaging: the uses of digital radiography in dental practice. *The Journal of the American Dental Association*, 136(10), 1379-1387.
  57. Horton, P. S., Sippy, F. H., Nelson, J. F., Kohout, F. J., & Kienzle, G. C. (1983). A comparison of rectangular and cylindrical collimation for intraoral radiographs. *Journal of Dental Education*, 47(12), 771-773.
  58. Campbell, R. E., Anderson, D., Strauss, K., Brown, C., Fenchel, M., Wilson, S., & Scarfe, W. (2022). Comparison of technical errors in pediatric bitewing radiographs acquired with round vs rectangular collimation. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*, 133(3), 333-342.
  59. Parrott, L. A., & Ng, S. Y. (2011). A comparison between bitewing radiographs taken with rectangular and circular collimators in UK military dental practices: a retrospective study. *Dentomaxillofacial radiology*, 40(2), 102-109.
  60. Svenson, B., & Petersson, A. (1995). Questionnaire survey on the use of dental X-ray film and equipment among general practitioners in the Swedish Public Dental Health Service. *Acta Odontologica Scandinavica*, 53(4), 230-235.
  61. Praskalo, J., Beganović, A., Milanović, J., & Stanković, K. (2020). Intraoral dental x-ray radiography in Bosnia and Herzegovina: Study for revising diagnostic reference level value. *Radiation protection dosimetry*, 190(1), 90-99.

62. Suliman, I. I., & Abdelgadir, A. H. (2018). Patient radiation doses in intraoral and panoramic X-ray examinations in Sudan. *Physica Medica*, 46, 148-152.
63. Storm, C., & Nezich, R. (2023). Establishment of a local diagnostic reference level for dental intraoral bitewing X-rays. *Physical and Engineering Sciences in Medicine*, 46(2), 747-751.
64. Faj, D., Edyvean, S., Lajunen, A., Katukhov, A., & Vassileva, J. (2023). Establishment and utilization of diagnostic reference levels in medical imaging: Results from a survey and consultation under the IAEA technical cooperation programme in Europe and Central Asia. *Physica medica*, 108, 102565.
65. Li, Y., Huang, B., Cao, J., Fang, T., Liu, G., Li, X., & Wu, J. (2020). Estimating radiation dose to major organs in dental X-ray examinations: a phantom study. *Radiation Protection Dosimetry*, 192(3), 328-334.
66. Kadesjö, N., Lynds, R., Nilsson, M., & Shi, X. Q. (2018). Radiation dose from X-ray examinations of impacted canines: cone beam CT vs two-dimensional imaging. *Dentomaxillofacial Radiology*, 47(3), 20170305.
67. Qiang, W., Qiang, F., & Lin, L. (2019). Estimation of effective dose of dental X-ray devices. *Radiation protection dosimetry*, 183(4), 418-422.
68. Granlund, C., Thilander-Klang, A., Ylhan, B., Lofthag-Hansen, S. and Ekestubbe, A., 2016. Absorbed organ and effective doses from digital intra-oral and panoramic radiography applying the ICRP 103 recommendations for effective dose estimations. *The British journal of radiology*, 89(1066), p.20151052.
69. Looe, H. K., et al. "Conversion coefficients for the estimation of effective doses in intraoral and panoramic dental radiology from dose-area product values." *Radiation Protection Dosimetry* 131.3 (2008): 365-373.
70. Korea Food and Drug Administration report. Development of diagnostic reference level in dental x-ray examination in Korea (2009). Available on <http://rnd.kfda.go.kr>.
71. Han, S., Lee, B., Shin, G., Choi, J., Kim, J., Park, C., Park, H., Lee, K., Kim, Y.. Dose area product measurement for diagnostic reference levels and analysis of patient dose in dental radiography. *Radiat Prot Dosimetry*. 2012 Jul;150(4):523-31.
72. Manousaridis, G., Koukorava, C., Hourdakos, C. J., Kamenopoulou, V., Yakoumakis E. and Tsiklakis, K. Establishment of diagnostic reference levels for dental intraoral radiography. *Radiation Protection Dosimetry* (2013), Vol. 156, No. 4, pp. 455–457
73. Izawa, M., Harata, Y., Shiba, N., Koizumi, N., Ozawa, T., Takahashi, N., et al. Establishment of local diagnostic reference levels for quality control in intraoral radiography. *Oral Radiol*. 2017;33(1):38–44.
74. Suliman, I.I., Abdelgadir, A.H. Patient radiation doses in intraoral and panoramic X-ray examinations in Sudan. *Phys Medica* [Internet]. 2018;46(February):148–52. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2018.01.017>
75. Christofides, S., Pitri, E., Lampaskis, M., Papaefstathiou, C. Local diagnostic reference levels for intraoral dental radiography in the public hospitals of Cyprus. *Phys Medica*

[Internet]. 2016;32(11):1437–43. Available from:  
<http://dx.doi.org/10.1016/j.ejmp.2016.10.014>

76. Storm, C., Nezich, R. Establishment of a local diagnostic reference level for dental intraoral bitewing X-rays. *Phys Eng Sci Med*. 2023;46(2):747-751. doi:10.1007/s13246-023-01247-2
77. Liu, Y. C., Chuang, K. S., Yu, C. C., Chao, J. H., & Hsu, F. Y. (2015). Evaluation of the medical exposure doses regarding dental examinations with different X-ray instruments. *Radiation Physics and Chemistry*, 116, 386-392.
78. Lee, H., & Badal, A. (2021). A review of doses for dental imaging in 2010–2020 and development of a web dose calculator. *Radiology Research and Practice*, 2021(1), 6924314.
79. Schüler, I. M., Hennig, C. L., Buschek, R., Scherbaum, R., Jacobs, C., Scheithauer, M., & Mentzel, H. J. (2023). Radiation exposure and frequency of dental, bitewing and occlusal radiographs in children and adolescents. *Journal of Personalized Medicine*, 13(4), 692.

## Biografija autora

Zoran Mikrov je rođen 21.12.1972. u Reutlingen-u, SR Nemačka. Osnovnu školu završava u Beogradu.

- **1987 – 1991**

IV Prirodno-matematička gimnazija u Beogradu

- **1992 – 2000**

Osnovne studije na Fizičkom fakultetu Univerziteta u Beogradu; Studijska grupa: Fizika; izborna oblast: Profesor fizike. Diplomirao sa prosečnom ocenom 8.04 (osam i 4/100) i ocenom 10 na diplomskom ispitu; diplomski rad pod nazivom: „Artefakti magnetne supcesibilnosti prilikom oslikavanja magnetnom rezonancijom“ urađen pod mentorstvom prof. dr Gorana Bačića i prof. dr Ivana Aničina;

- **2005-2016**

Magistarske studije na ASOCIJACIJA CENTARA ZA INTERDISCIPLINARNE I MULTIDISCIPLINARNE STUDIJE I ISTRAŽIVANJA - ACIMSI Univerziteta u Novom Sadu; Centar za medicinsku fiziku. Prosečna ocena: 9.22 (devet i 22/100). Magistarski rad pod nazivom: „*Određivanje doze za pacijente u intraoralnoj stomatološkoj radiologiji*“ odbranjen sa ocenom 10. Eksperimentalni deo rada urađen je u Laboratoriji za kontrolu izvora zračenja i ličnu dozimetriju Instituta za medicinu rada Srbije i u stomatološkim odinacijama u državnoj i privatnoj praksi.

- **2019-2023**

Specijalističke studije na Medicinskom fakultetu Univerziteta u Beogradu; studijski program: Medicinska fizika. Specijalistički rad pod nazivom: „*Kontrola kvaliteta stomatoloških rendgen-aparata*“ odbranjen je 19.01.2023. na Medicinskom fakultetu, pod mentorstvom prof. dr Nebojše Miloševića.

2020. godine upisuje doktorske studije Biofizike pri Univerzitetu u Beogradu.

Autor je više radova objavljenim u međunarodnim časopisima i na međunarodnim skupovima. Zaposlen u Institutu za medicinu rada Srbije „Dr Dragomir Karajović“ u Beogradu od 2001. godine. Šef Odeljenja za dozimetriju i Tehnički rukovodilac Laboratorije za Ličnu dozimetriju i kontrolu izvora zračenja, Centra za radiološku zaštitu od 2010. godine.