

Učinak optimizacijskih postupaka na ozračenje pacijenta računalnom tomografijom stožastim rendgenskim snopom u dentalnoj medicini

Kralik, Ivana

Doctoral thesis / Disertacija

2018

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **University of Zagreb, Faculty of Science / Sveučilište u Zagrebu, Prirodoslovno-matematički fakultet**

Permanent link / Trajna poveznica: <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:217:850893>

Rights / Prava: [In copyright](#) / [Zaštićeno autorskim pravom.](#)

Download date / Datum preuzimanja: **2024-04-20**



Repository / Repozitorij:

[Repository of the Faculty of Science - University of Zagreb](#)





Sveučilište u Zagrebu

Prirodoslovno - matematički fakultet

Fizički odsjek

Ivana Kralik

**UČINAK OPTIMIZACIJSKIH
POSTUPAKA NA OZRAČENJE
PACIJENTA RAČUNALNOM
TOMOGRAFIJOM STOŽASTIM
RENDGENSKIM SNOPOM U
DENTALNOJ MEDICINI**

DOKTORSKI RAD

Mentori:

Prof. dr. sc. Dario Faj

Doc. dr. sc. Tomislav Lauc

Zagreb, 2018.



Sveučilište u Zagrebu

Faculty of Science
Department of Physics

Ivana Kralik

IMPACT OF DENTAL CONE BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY OPTIMISATION PROCEDURES ON PATIENT EXPOSURE

DOCTORAL DISSERTATION

Supervisors:

Dario Faj, PhD, Professor

Tomislav Lauc, PhD, Assistant Professor

Zagreb, 2018.

INFORMACIJE O MENTORIMA

Prof. dr. sc. Dario Faj diplomirao je 1996. godine na Filozofskom fakultetu u Osijeku. Magistrirao je 2001. godine na Prirodoslovno-matematičkom fakultetu Sveučilišta u Zagrebu gdje je 2004. godine i doktorirao. Od 1996. do 2011. godine radio je kao medicinski fizičar u Kliničkom bolničkom centru Osijek gdje je osnovao ustrojstvenu jedinicu za medicinsku fiziku. Od 2011. godine zaposlen je na Medicinskom fakultetu u Osijeku gdje je voditelj Katedre za biofiziku i radiologiju te od 2017. godine i na Fakultetu za dentalnu medicinu i zdravstvo u Osijeku gdje je voditelj Katedre za biofiziku i radiologiju. U redovitog profesora, polje fizika, grana biofizika i medicinska fizika izabran je 2017. godine. Voditelj je i suradnik na nizu tehnoloških i znanstvenih projekata. Mentor je tri uspješno obranjene doktorske disertacije i dvije doktorske disertacije u završnoj fazi izrade na Prirodoslovno-matematičkom fakultetu Sveučilišta u Zagrebu. Član je nekoliko stručnih društava te neovisnog tijela zaduženog za certificiranje i akreditaciju osnovanog od strane Europskog udruženja nacionalnih organizacija medicinskih fizičara (European Board for Accreditation in Medical Physics). Područje znanstvenog rada su mu medicinska fizika, fizika okoliša i fiziologija te je iz tih područja objavio više desetaka znanstvenih i stručnih radova. Neovisni je recenzent niza znanstvenih časopisa.

Doc. dr. sc. Tomislav Lauc diplomirao je 1997. godine na Stomatološkom fakultetu u Zagrebu. Magistrirao je 2000. godine i doktorirao 2003. godine iz područja antropologije i ortodoncije, a specijalistički ispit iz ortodoncije položio je 2006. godine. Na Institutu za antropologiju u Zagrebu radio je od 1998. do 2006. godine nakon čega se zapošljava u Stomatološkoj poliklinici Apolonija u Zagrebu gdje i danas radi. Osnivač je i direktor tvrtke Zubni rendgen dr. Lauc. U znanstvenom je zvanju višeg znanstvenog suradnika u području biomedicine, znanstvenog suradnika u humanizmu te u nastavnom zvanju docenta u oba područja. Voditelj je predmeta Dentalna antropologija na Studiju antropologije na Filozofskom fakultetu u Zagrebu. Na Medicinskom fakultetu u Osijeku je naslovni docent, a gost profesor na Stomatološkom fakultetu u Sarajevu te nositelj kolegija 3D dijagnostika u implantologiji na specijalističkom studiju na Stomatološkom fakultetu u Zagrebu. Područje rada su dentalna i kraniofacijalna antropologija, 3D dijagnostika, primjena CBCT tehnologije u dentalnoj medicini, kraniofacijalni rast i razvoj, interdisciplinarni i multidisciplinarni pristup u dentalnoj medicini,

rendgenska kefalometrija, dijagnostika i terapija TMZ. Član je više domaćih i međunarodnih znanstvenih i stručnih društava. Predsjednik je Hrvatskog društva ortodonata Hrvatskog liječničkog zbora i član Središnjeg odbora European Academy of Dento-Maxillo-Facial-Radiology. Glavni je urednik međunarodnog znanstvenog časopisa *South European Journal of Orthodontics and Dentofacial Research*. Recenzent je i član uređivačkih odbora nekoliko znanstvenih časopisa. Autor je 28 originalnih znanstvenih i preglednih radova u međunarodnim znanstvenim časopisima i 48 kongresnih priopćenja. Predsjednik je ili član 43 organizacijskih ili znanstvenih odbora međunarodnih znanstvenih ili stručnih skupova. Koautor je 6 znanstvenih knjiga među kojima su «Rendgenska kefalometrija» i «Suvremene elektrodijagnostičke metode i njihova primjena u osoba s temporomandibularnim poremećajima». Dobitnik je 3 međunarodne i 1 domaće znanstvene, odnosno kliničke nagrade. Stalni je sudski vještak za područje stomatologije.

Svojim mentorima prof. dr. sc. Dariju Faju i doc. dr. sc. Tomislavu Laucu zahvaljujem na nesebičnoj pomoći i savjetima danim tijekom provedbe istraživanja u okviru kojeg je nastao ovaj rad te tijekom izrade ovoga rada.

Na pomoći u provedbi istraživanja zahvaljujem i doc. dr. sc. Hrvoju Brkiću, Dariju Posedelu, dipl. ing. fizike te Dini Maloševcu.

Obitelji zahvaljujem na strpljenju, razumijevanju i podršci.

**UČINAK OPTIMIZACIJSKIH POSTUPAKA NA OZRAČENJE PACIJENTA
RAČUNALNOM TOMOGRAFIJOM STOŽASTIM RENDGENSKIM SNOPOM U
DENTALNOJ MEDICINI**

Ivana Kralik

Klinički zavod za dijagnostičku i intervencijsku radiologiju

Klinička bolnica Dubrava

Avenija Gojka Šuška 6, Zagreb

U ovom doktorskom radu ispitana je primjerenost do sada predloženih dozimetrijskih veličina za procjenu efektivne doze pacijenta pri provedbi postupaka računalnom tomografijom stožastim rendgenskim snopom (CBCT, od engl. *cone-beam computed tomography*) u dentalnoj medicini i ispitan je utjecaj pojedinih parametara kojima je definiran postupak na ozračenje pacijenta. Ispitivanje je provedeno modeliranjem CBCT uređaja Monte Carlo simulacijom i korištenjem računalnog antropomorfnog fantoma te eksperimentalnim mjerenjima. Simulirane doze organa kreću se od 35 μGy (mozak) do 4136 μGy (površina kosti), a efektivne doze od 21 μSv do 218 μSv , ovisno o kliničkom protokolu. Prosječno efektivnoj dozi najviše doprinose štitna žlijezda (31 %), žlijezde slinovnice (25 %) i ekstratorakalna regija (21 %). Temeljem rezultata istraživanja predlaže se prilikom optimizacije CBCT postupka u dentalnoj medicini koristiti što je moguće manji FOV i umnožak struje i vremena ozračivanja te kut rotacije rendgenske cijevi od 180°, a prilikom odabira položaja FOV-a voditi računa o stohastičkim efektima vezanim uz štitnu žlijezdu, imajući na umu potrebnu kvalitetu snimke. Kao najprimjereniju dozimetrijsku veličinu za CBCT postupke predlaže se DAP (od eng. *dose-area product*) s obzirom na to da predstavlja dozu i veličinu FOV-a. Iako ovo istraživanje pokazuje ograničenja DAP-a kada se FOV nalazi u blizini štitne žlijezde zbog kojeg ga je potrebno modificirati tako da uzima u obzir i udaljenost od štitne žlijezde, zbog jednostavnosti mjerenja se predlaže koristiti DAP, ali definiran za dva položaja (maksilarni i mandibularni). U radu su dani i konverzijski faktori za procjenu efektivne doze i doze organa iz DAP-a.

Ključne riječi: CBCT, dentalna medicina, računalna tomografija, stožasti rendgenski snop, Monte Carlo simulacija, efektivna doza, doza organa, dozni indeks, konverzijski faktor, DAP

IMPACT OF DENTAL CONE BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY OPTIMISATION PROCEDURES ON PATIENT EXPOSURE

Ivana Kralik

Department of diagnostic and interventional radiology

University Hospital Dubrava

Avenija Gojka Šuška 6, Zagreb

Cone beam computed tomography (CBCT) used in dental medicine results in complex dose distributions owing to different performance of devices and examination procedures. Consensus within scientific and professional community regarding dosimetric quantity has not been reached yet and conversion factors by which effective dose of the patient could be estimated are not given. The aim of this study is to examine the appropriateness of the suggested dose indices (CT dose index, CBCT dose indices and dose-area product (DAP)) and to show their advantages and disadvantages as well as to examine the influence of scanning parameters defining the CBCT procedure to dose indices, organ doses and effective dose of the patient.

Investigation was performed by the use of Monte Carlo simulation and experimental measurements. CBCT dental unit was simulated using Monte Carlo N-Particle transport code (MCNP® 6.1.1beta). For the model verification purposes, PMMA head CTDI phantom and radiochromic films were used. For calculation of organ doses and for the assessment of effective doses computational anthropomorphic phantom was used („Zubal“). Most often clinical protocols involving different exposure geometries including sizes and positions of fields of view (FOV), 180° and 360° X-ray tube rotation angles, different tube current-exposure time products (mAs) and photon energies were simulated. Measured (CTDI and DAP) and simulated dose indices (CBCT dose indices) were compared to effective doses for every exposure geometry and analysed.

Organ doses in all simulated CBCT protocols ranged from 35 μGy (brain) to 4119 μGy (bone surface) and effective doses from 22 μSv to 218 μSv , depending on scanning parameters. In

average, thyroid gland has the highest contribution to the effective dose (31%) followed by salivary glands (25 %) and extra thoracic region (21%).

Results of this study indicate importance of careful choice of FOV's size and its position in optimisation of CBCT procedures considering clinical question and anthropometric features of the patient since size and position of FOV have great impact on organ doses and effective dose, especially on thyroid gland and salivary glands. Choosing 180° for the X-ray tube rotation angle instead of 360° would not decrease image quality but may significantly decrease doses of the organs contributing the most to the effective dose. Due to linear dependence of organ doses and effective dose on mAs, whenever possible lowest mAs should be used, considering level of the image quality required. According to the results of this study, change of tube voltage by ± 10 kV does not result in significant change neither of organ doses nor effective dose so further investigation employing greater range of tube potentials while considering image quality is needed.

Although DAP introduces a large uncertainty in the risk measure in dental CBCT, after thorough investigation of the relationship of the effective dose and aforementioned dose indices, it is suggested as the most appropriate dose index for the optimisation purposes and estimation of effective dose of the patient since it represents the dose and FOV which are the most important scanning parameters affecting the dose. To decrease uncertainty on the risk measure, the effective dose has to be estimated for FOV position and sizes, considering both, tube rotation angle and tube voltage.

Key words: CBCT, dental medicine, computed tomography, cone-beam, Monte Carlo simulation, effective dose, organ dose, dose index, conversion factor, DAP

SADRŽAJ

1. UVOD.....	1
2. MATERIJALI I METODE.....	4
2.1. Rendgenski uređaj za računalnu tomografiju stožastim rendgenskim snopom	4
2.2. MC simulacija CBCT uređaja	6
2.3. Računalni antropomorfni fantom	12
2.4. Simulirani klinički protokoli	14
2.5. Izračun efektivne doze	15
2.6. Utvrđivanje dozimetrijskih veličina predloženih za CBCT dijagnostiku	18
2.6.1. CTDI.....	18
2.6.2. CBCTDI	19
2.6.3. DAP.....	21
2.7. Konverzijski faktori.....	21
2.7.1. Konverzijski faktori pomoću kojih se iz dozimetrijske veličine procjenjuje efektivna doza	22
2.7.2. Konverzijski faktori pomoću kojih se iz dozimetrijske veličine procjenjuju doze organa	23
2.8. Eksperimentalna mjerenja dozimetrima na pacijentima	24
3. REZULTATI.....	29
3.1. Težinski faktori za pojedina tkiva ili organe.....	29
3.2. Doze organa i efektivna doza dobivene Monte Carlo simulacijom te utjecaj parametara snimanja na te doze	29
3.3. Odnos efektivne doze i dozimetrijskih veličina	54
3.3.1. Odnos efektivne doze i CTDI-a	54
3.3.2. Odnos efektivne doze i CBCTDI-a	54
3.3.3. Odnos efektivne doze i DAP-a.....	81
3.4. Konverzijski faktori pomoću kojih se iz DAP-a procjenjuju doze organa	98
3.5. Eksperimentalna mjerenja dozimetrima.....	99
4. DISKUSIJA	101
4.1. Težinski faktori tkiva ili organa	101
4.2. Doze organa i efektivna doza dobivene Monte Carlo simulacijom te utjecaj parametara snimanja na te doze	101
4.3. Odnos efektivne doze i dozimetrijskih veličina	104

4.3.1. Odnos efektivne doze i CTDI-a	104
4.3.2. Odnos efektivne doze i CBCTDI-a	105
4.3.3. Odnos efektivne doze i DAP-a.....	106
4.4. Konverzijski faktori pomoću kojih se iz DAP-a procjenjuju doze organa	106
4.5. Eksperimentalna mjerenja dozimetrima na pacijentima	107
5. ZAKLJUČAK	109
6. LITERATURA.....	111
7. ŽIVOTOPIS	116
8. POPIS RADOVA	117

1. UVOD

Broj dijagnostičkih i intervencijskih postupaka u medicini i dentalnoj medicini (u daljnjem tekstu: postupci) raste vrlo brzo ponajviše zbog veće dostupnosti uređaja i velike dijagnostičke vrijednosti, a posebno se to odnosi na postupke računalne tomografije (CT, engl. *computed tomography*) koji pripadaju visokodoznim postupcima i koji zbog dijagnostičke vrijednosti imaju sve širu primjenu [1–3]. Upravo iz tog razloga važno je posebnu pažnju posvetiti poštivanju načela opravdanosti provedbe postupka i njegove optimizacije kojom se osigurava adekvatna dijagnostička informacija uz najmanje moguće ozračenje pacijenta. Zadnjih petnaestak godina pojavljuju se uređaji koji proširuju uporabu CT-a na područja u kojima se nije koristila. To su uređaji računalne tomografije stožastim rendgenskim snopom (CBCT, engl. *cone beam computed tomography*). Ovime se dodatno povećava broj postupaka te se javlja dodatni problem jer se tim uređajima uglavnom koriste zdravstveni radnici koji u pravilu nemaju odgovarajuću edukaciju iz područja zaštite od ionizirajućeg zračenja [4]. Uz to, prethodno navedeni nedostaci u optimizaciji CT postupaka ovdje posebno dolaze do izražaja s obzirom na kratko iskustvo u korištenju ovih uređaja i nedovoljno utvrđenih metoda za određivanje ozračenja pacijenta [4]. Dosadašnja istraživanja pokazala su značajne nedostatke u optimizaciji postupaka, uključivo postupaka u dentalnoj medicini, a posebice u slučaju djece [1,2,5,6].

Optimizacija postupka podrazumijeva uzimanje u obzir čitavog niza čimbenika koji utječu na ozračenje pacijenta kao što su odabir odgovarajućeg rendgenskog uređaja, načina na koji će se postupak provoditi (protokol), pozicioniranje pacijenta, način uporabe odgovarajućih zaštitnih sredstava itd. Mjerenja i procjene ozračenja pacijenata se u slučaju medicinskog ozračenja provode radi optimizacije postupka te utvrđivanja potencijalne štete koju bi to zračenje pacijentu moglo uzrokovati [7,8]. Zato su definirane dozimetrijske veličine; u slučaju CT postupaka to je dozni indeks računalne tomografije (CTDI, engl. *computed tomography dose index*) [9]. Za radiografiju i dijaskopiju u medicini te sve vrste postupaka u dentalnoj medicini osim CBCT postupaka to je umnožak površine i doze (DAP, engl. *dose-area product*). Dozimetrijske veličine definirane su tako da pokazuju ozračenje pacijenta za svaki protokol, omogućuju usporedbu tipičnog ozračenja pacijenta pri nekom postupku, kao i usporedbu s preporučenim vrijednostima doza [7], mjerljive su na jednostavan način te predstavljene jednoznačnom i lako razumljivom brojčanom vrijednošću, a pri njihovu se definiranju zanemaruju neki aspekti. Primjerice, DAP vrijednost pri dijaskopiji zanemaruje promjenu područja ozračenog tijekom postupka te podcjenjuje mogućnost determinističkih učinaka na

koži [10]. U slučaju dentalnih CBCT uređaja, u znanstvenoj i stručnoj zajednici nije postignut dogovor u smislu dozimetrijske veličine [4]. Međunarodna agencija za atomsku energiju predlaže uporabu CTDI-a [11] dok Europska komisija i drugi autori predlažu CBCT dozne indekse (CBCTDI) i/ili DAP [12,13]. Nedostaci sve četiri predložene veličine vezani su uz geometrijske parametre kao što su veličina snopa, pomak izocentra te kut rotacije rendgenske cijevi [4,13,14]. Naime, CTDI je definiran za simetričnu raspodjelu doze i širinu rendgenskog snopa do 6 cm uz kut rotacije rendgenske cijevi od 360° što u slučaju CBCT postupaka najčešće nije slučaj [4,13,14]. Prethodno spomenuti CBCT dozni indeksi predloženi su u okviru SEDENTEXCT projekta kao rezultat ispitivanja raspodjele doze korištenjem antropomorfnih fantoma i različitih dozimetara te radiokromskih filmova [13,15]. Ipak u slučaju CBCT postupaka najčešće se koristi DAP [16,17] što je vjerojatno posljedica činjenice da se uobičajeno koristi u slučaju postupaka snimanja rendgenskim uređajima za panoramsko snimanje čeljusti i u slučaju rendgenske kefalometrije¹. Osnovni nedostatak vezano uz DAP kao dozimetrijske veličine u slučaju CBCT postupaka jest to da se ne može povezati s raspodjelom doze u pacijentu [13] te više govori o doznom izlazu rendgenske cijevi nego o ozračenju pacijenta [18].

Na temelju dozimetrijskih veličina potrebno je moći procijeniti i efektivnu dozu pacijenta potrebnu za usporedbu ozračenja pacijenta tijekom različitih vrsta postupaka, različitih modaliteta i postupaka u različitim zdravstvenim ustanovama i/ili državama, kao i u slučaju uporabe različitih modaliteta za provedbu istog postupka, uz uvjet da je referentni pacijent ili populacija pacijenata slična u smislu starosti i spola [8,19]. Efektivna doza nije predviđena za procjenu rizika vezanog uz ozračenje pojedinog pacijenta, već bi u tu svrhu trebalo koristiti doze organa, odnosno ekvivalente doze [8]. Konverzijski faktori pomoću kojih se iz dozimetrijske veličine procjenjuje efektivna doza ograničene su točnosti za pojedinog pacijenta jer predstavljaju najčešći klinički protokol i prosječnog pacijenta, kao i novi način rada i nove mogućnosti uređaja te je iz tog razloga za nove uređaje potrebno izračunati nove konverzijske faktore. Iako je za slučaj CBCT postupaka posebno naglašena potreba definiranja konverzijskih faktora koji bi u obzir uzeli sve geometrijske faktore ozračivanja [13], do sada je predloženo vrlo malo konverzijskih faktora; jedan konverzijski faktor koji ne uzima u obzir spol pacijenta,

¹ Rendgenska kefalometrija podrazumijeva postupke mjerenja na rendgenskoj snimci glave, a definirana je kao dio antropometrije, odnosno kefalometrije ili kranimetrije u užem smislu i od iznimne je važnosti u ortodontici i maksilofacijalnoj kirurgiji [60]. Temelji se na mjerenju linearnih i angularnih parametara u području glave s ciljem usporedbe individualnih vrijednosti s onima koje su utvrđene kao normativi iz čega se zaključuje o eventualnim morfološkim varijacijama i aberacijama u pojedinim segmentima kraniofacijalnog sustava [60].

veličinu ili položaj polja snimanja (FOV, od engl. *field of view*) kao ni kut rotacije rendgenske cijevi i temeljen je na Monte Carlo (MC) simulaciji [20] te konverzijski faktori za različite kliničke protokole temeljeni na eksperimentalnim mjerenjima dozimetrima i antropomorfnim fantomima [21]. Konverzijski faktori za procjenu efektivne doze iz predloženih CTDI i CBCT doznih indeksa nisu dani u literaturi, a za procjenu iz vrijednosti DAP-a su računati na osnovi dozimetrijskih mjerenja [21].

Efektivna doza pacijenta se u slučaju dentalnih CBCT uređaja do sada uglavnom procjenjivala na temelju vrijednosti DAP-a ili dozimetrijskih mjerenja u antropomorfnim fantomima za različite dentalne CBCT uređaje, protokole i geometrije uzimajući u obzir ozračenje svih ili samo nekih organa potrebnih za izračun efektivne doze [22–24]. Procjena efektivne doze provedena je i MC simulacijama uređaja i pacijenta [20,25,26]. Predložen je i model koji omogućuje procjenu efektivne doze pacijenta iz poznavanja ozračenog volumena [27], odnosno izmjerene vrijednosti doze u zraku u izocentru [25]. Ispitan je i utjecaj nekih optimizacijskih postupaka kao što su odabir veličine polja i njegovo pozicioniranje te kuta rotacije rendgenske cijevi na ozračenje pojedinih organa i efektivne doze pacijenta pomoću dozimetrijskih mjerenja [13,27] i MC simulacijom [25,28]. Točnost mjernih metoda navedenih istraživanja ograničena je zbog korištenja različitih metodologija (npr. lokacije termoluminiscentnih dozimetara, različitih uređaja i protokola) te mjernih nesigurnosti detektora pa se rezultati razlikuju i za red veličine [4].

Cilj ovog istraživanja je ispitati primjerenost dosad predloženih dozimetrijskih veličina za CBCT postupke, pokazati njihove prednosti i nedostatke te ih modificirati ili predložiti novu koja će udovoljiti traženim karakteristikama. Budući da dozimetrijska veličina mora omogućavati i jednostavnu procjenu efektivne doze, predložit će se konverzijski faktori za najčešće kliničke uvjete koji će biti dobiveni mjerenjima te MC simulacijom kako bi se umanjila netočnost koja je posljedica mjernih nesigurnosti. Uz navedeno, utvrdit će se i utjecaj pojedinih parametara kojima je definiran postupak snimanja CBCT uređajem na dozimetrijsku veličinu, dozu pojedinih organa te efektivnu dozu pacijenta.

2. MATERIJALI I METODE

2.1. Rendgenski uređaj za računalnu tomografiju stožastim rendgenskim snopom

U ovom radu koristio se CBCT uređaj proizvođača Soredex, model Cranex 3Dx (slika 1.). Uređaj je izveden tako da pacijent tijekom snimanja stoji. Anoda je stacionarnog tipa izrađena od volframa sa žarištem veličine 0,5 mm. Napon na rendgenskoj cijevi ovog uređaja koji se koristi prilikom dijagnostičkih pregleda je 90 kV bez mogućnosti promjene od strane korisnika uređaja.



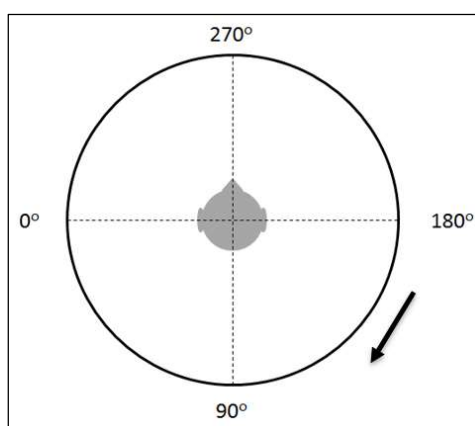
Slika 1. CBCT uređaj proizvođača Soredex, model Cranex 3Dx
(<http://cloudfront.soredex.com>)

Detektor je CMOS Flat Panel aktivne površine 124,8 x 124 mm² te veličine piksela 200 μm. Dostupne veličine FOV-a definirane su proizvođačem i pobrojane su u tablici 1. Korisnik uređaja ne može mijenjati veličinu FOV-a, već za pojedinog pacijenta odabire među ponuđenima sukladno kliničkom pitanju. Za svaki FOV moguće je odabrati više umnožaka struje i vremena ozračivanja, ovisno o željenoj razlučivosti, odnosno veličini rekonstruiranog vokselu koja se kreće od 85 μm za najmanji FOV do 420 μm za najveći FOV (tablica 1.).

Tablica 1. Proizvođačem definirani parametri snimanja za CBCT uređaj koji je korišten u ovom istraživanju

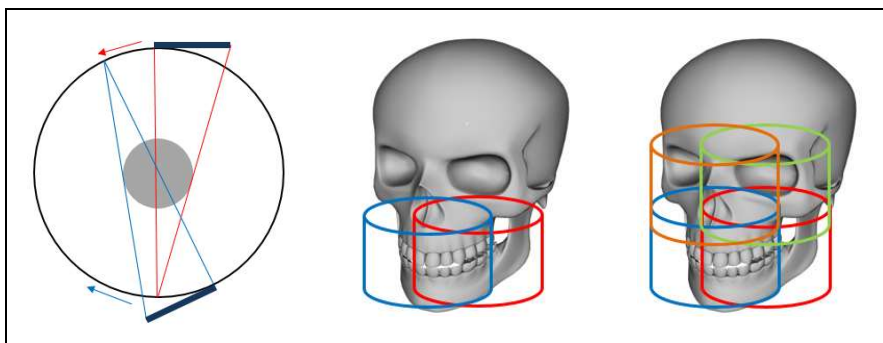
FOV, vxš (mm ²)	Oznaka razlučivosti	Voksel (μm)	Vrijeme ekspozicije (s)	Vrijeme snimanja (s)	Struja (mA)	Umnožak struje i vremena (mAs)	Kut rotacije (°)
50 x 50	Minidose	280	1,17	10,96	3,2	3,7	195
	Std Res	200	2,34	10,96	8	18,7	195
	High Res	125	6,09	17,4	6,3	38,4	195
	Endo	85	8,7	17,4	5	43,5	195
61 X 78	Minidose	320	1,17	10,96	3,2	3,7	195
	Std Res	300	2,34	10,96	8	18,7	195
	High Res	200	6,09	17,4	6,3	38,4	195
78 x 78	Minidose	320	1,17	10,96	3,2	3,7	195
	Std Res	300	2,34	10,96	8	18,7	195
	High Res	200	6,09	17,4	6,3	38,4	195
78 x 150	Minidose	400	2,25	19,5	3,2	7,2	203
	Std Res	350	4,5	19,5	6,3	28,4	204
	High Res	250	8,5	24,28	5	42,5	204
130 x 150	Minidose	420	4,5	39	3,2	14,4	204
	Std Res	380	9,0	39	4	36,0	204
	High Res	320	9,0	39	6,3	56,7	204

Proizvođačem deklariran kut rotacije rendgenske cijevi je 180° (stvarni kutovi rotacije dani su tablici 1.) i korisnik uređaja ga ne može mijenjati, a tijekom snimanja cijev rotira pacijentu iza glave (slika 2.).



Slika 2. Rendgenska cijev tijekom snimanja rotira pacijentu iza glave.

S obzirom na to da su visina i širina detektora manje od dimenzija glave pacijenta, u slučaju FOV-a širine veće od 78 mm uređaj snimanje provodi tzv. *offset* načinom rada koji podrazumijeva promjenu položaja cijevi i detektora tijekom rotacije te spajanjem horizontalno snimljenih dijelova pacijenta (slika 3.), dok u slučaju FOV-a visine veće od 78 mm i spajanjem vertikalno snimljenih dijelova pacijenta, kako je to prikazano na slici 3. i opisano u literaturi [18,29].



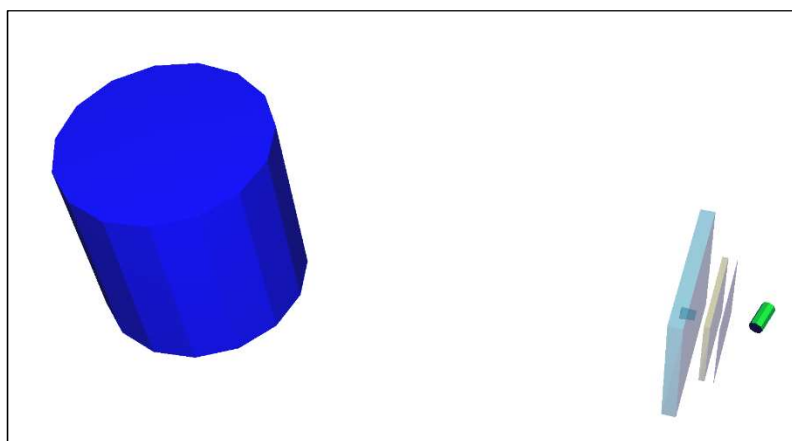
Slika 3. Prikaz *offset* načina rada (lijevo), spajanja horizontalno snimljenih dijelova pacijenta (sredina) i spajanja vertikalno snimljenih dijelova pacijenta (desno).

2.2. MC simulacija CBCT uređaja

MC simulacija koristi se za dupliciranje, odnosno simulaciju teorijskog statističkog procesa (kao što je interakcija čestica s materijalima), a posebice je korisna za složene probleme koji se ne mogu modelirati računalnim kodom koji koristi determinističke metode. Dakle, MC simulacija ne rješava eksplicitne jednadžbe, nego se odgovor dobiva simuliranjem svake pojedine čestice bilježeći pojedine aspekte (*tallies*), njihovog prosječnog ponašanja. Prosječno ponašanje čestica u fizičkom sustavu izvedeno je (koristeći središnji granični teorem, koji kaže da razdioba slučajne varijable s n mjerenja teži normalnoj distribuciji ako n teži beskonačnom) preko prosječnog ponašanja simuliranih čestica. Pojedinačni slučajni događaji koji čine proces, simuliraju se u sekvenci koju čini nekoliko događaja. Raspodjela vjerojatnosti koja stoji u pozadini tih događaja statistički je uzorkovana u cilju opisa cijelog procesa. MC simulacija vrši se uporabom računala jer je broj događaja potrebnih za opis cijelog procesa vrlo velik. Statističko uzorkovanje temelji se na odabiru slučajnih brojeva (analogno bacanju kocke u kasinu te od tuda naziv *Monte Carlo simulacija*). Iako je MC simulacija teorijski eksperiment, vrlo realno prikazuje ponašanje čestica u simuliranom statističkom procesu. MC simulacija prati svaku pojedinačnu česticu iz izvora od njezina nastanka do nestanka poput apsorpcije ili bijega. Česticu prestati pratiti može svojevrijedno i korisnik programske podrške za MC simulaciju određivanjem tzv. *cutoff* vrijednosti, odnosno energije čestice nakon koje se događaji u kojima sudjeluje čestica prestaju pratiti. Raspodjele vjerojatnosti su nasumično uzorkovane korištenjem podataka o položaju čestice u cilju utvrđivanja mogućeg ishoda u svakom

međudjelovanju tijekom života čestice. MCNP radi 10 statističkih provjera [30]. Ako rezultati udovoljavaju danim kriterijima i ako je relativna pogreška manja od 10 %, rezultati se smatraju pouzdanima. U ovom radu, s obzirom na raspoloživu računalnu snagu, računica je prekidana kada je relativna pogreška bila i manja (čak i do 0.1%).

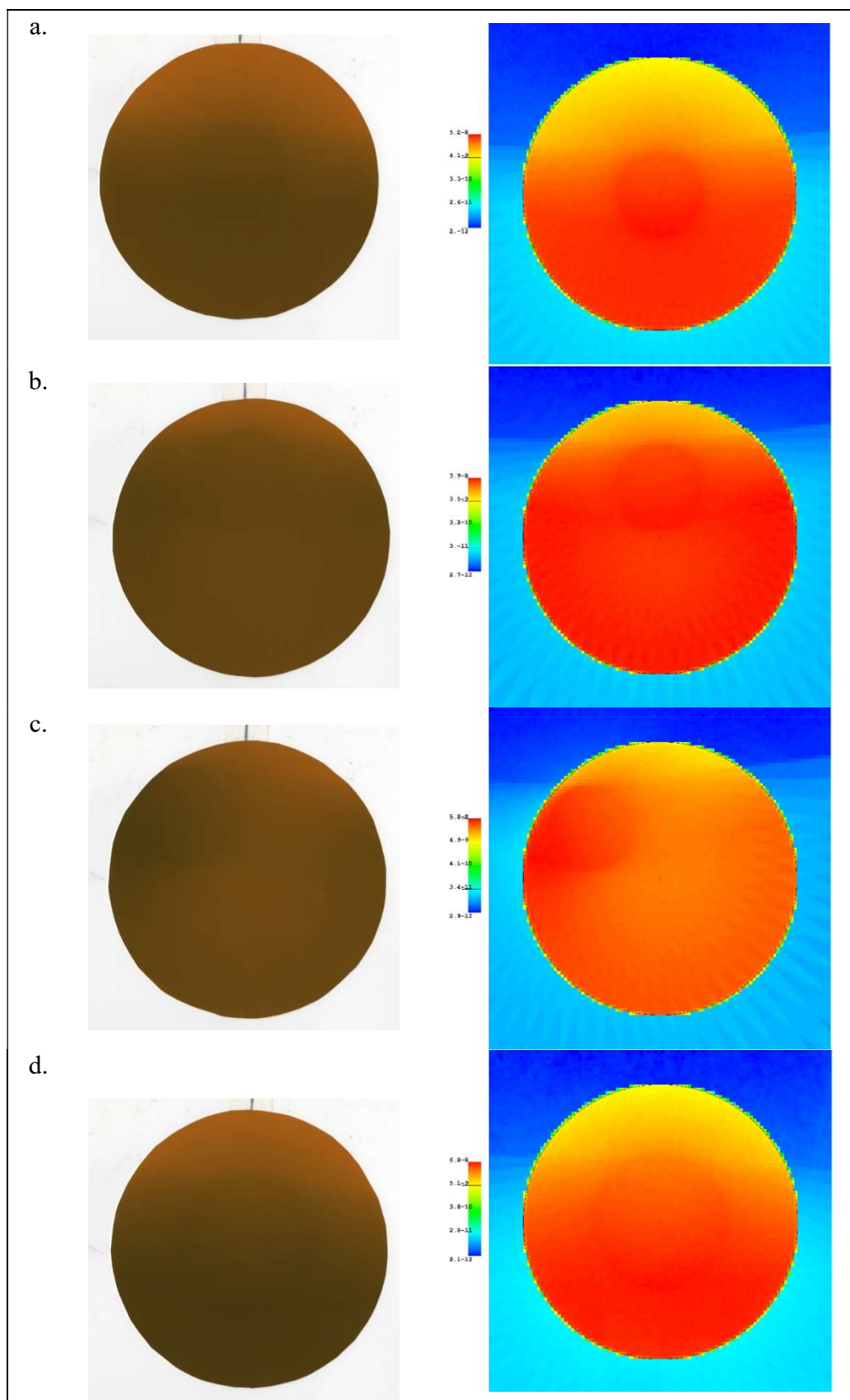
MC model Cranex 3Dx CBCT uređaja izrađen je koristeći MCNP® 6.1.1beta [31] verziju programskog paketa MCNP (*Monte Carlo N-Particle Transport Code*), proizveden u Los Alamos National Laboratory-u, New Mexico, SAD). Katodna cijev je modelirana koristeći specifikacije dane od samog proizvođača; anoda je izrađena od volframa i nagnuta je pod kutom od 5°. Izvor fotona udaljen je 42 cm od izocentra, a u simulacijama su korištene tri različite energije upadnih elektrona: 80, 90 i 100 keV. Filteri su modelirani kao bakrene i aluminijske pločice debljine 0,2 mm (bakar) i 4 mm (aluminij). Filter leptirastog oblika (u daljnjem tekstu: *bowtie* filter) podešen je prema ranije objavljenim istraživanjima te je smješten na putu fotona prije kolimatora [26]. Kolimator je modeliran kao olovna ploča debljine 1 cm i postavljen je nakon filtera na putu fotona, na udaljenosti 5 cm od anode (slika 4.). Za izradu modela korištena su makrotijela već definirana u samom MCNP kodu (poput cilindara i pravokutnika) [31]. Kemijski sastav svih materijala korištenih u simulacijama preuzet je iz literature [32]. U simulacijama su se razmatrale samo interakcije fotona i elektrona, čije su *cutoff* vrijednosti postavljene prema zadanim vrijednostima u MCNP kodu [31].



Slika 4. MCNP model CBCT uređaja. Lijevi cilindar predstavlja PMMA fantom. Desni cilindar predstavlja anodu od volframa. Ispred anode nalaze se filteri i kolimator.

Simulacije su izvedene koristeći stvarne kutove rotacije tijekom snimanja (tablica 1.). Da bi se istražio utjecaj kuta rotacije rendgenske cijevi, modelirana je ista geometrija rotirajući rendgensku cijev za kut od 360° . U oba je slučaja korišten jednak broj čestica budući da se tako postiže približno jednaka kvaliteta slike. Rotacija rendgenske cijevi ostvarena je na način da je početni fotonski spektar nakon prolaska kroz *bowtie* filter snimljen postavljanjem detektora nakon filtera. U detektoru za snimanje spektra postavljeni su energijski binovi u rasponu od 1 do 100 keV (u 99 ekvidistantnih podjeljaka) te je u svakom energijskom binu zabilježen fotonski tok. Nakon toga tok je normaliziran i postavljen u ulaz za novi set MC simulacija. Normalizirani spektar uspoređen je sa simulacijom kliničkog spektra [33] radi uočavanja grubih pogrešaka. Takav spektar reproduciran je svakih 5° koristeći točkasti izotropni izvor, a od početne geometrije uređaja ostavljen je samo kolimator kojim je bilo moguće odrediti veličinu FOV-a. Samo fotoni koji su prošli kroz otvor kolimatora mogu dati doprinos detektoru dok se ostali fotoni zanemaruju. Na taj način višestruko je skraćeno je računalno vrijeme i nije bilo potrebno koristiti dodatne metode reduciranja varijance, budući da se pogreška pojedinog detektora smanjivala vrlo brzo. No tako dobiveni rezultati se nisu mogli direktno povezati s brojem elektrona koji upadaju na anodu.

Za vrednovanje modela korišten je fantom od polimetilmetakrilata (PMMA) visine 15 cm i promjera 16 cm, koji je postavljen u izocentar rotacije te su simulirane dvije veličine FOV-a ($50 \times 50 \text{ mm}^2$ i $61 \times 78 \text{ mm}^2$) za četiri različita scenarija. U prvom scenariju korišten je FOV veličine $50 \times 50 \text{ mm}^2$ čije se središte nalazilo u izocentru fantoma (slika 5.a.). U drugom scenariju centar fantoma je pomaknut 3 cm od izocentra u smjeru nosa (dalje od centra CBCT uređaja, slika 5.b.). U trećem scenariju je, osim ranijeg pomicanja, fantom dodatno pomaknut 4 cm u stranu (slika 5.c.). U posljednjem scenariju korišten je FOV veličine $61 \times 78 \text{ mm}^2$, a fantom je ponovno postavljen u izocentar rotacije (slika 5.d.). Za dobivanje ukupne deponirane energije u PMMA fantomu, korištena je *fmesh tally* mreža detektora [34] s vokselom veličine 8 mm^3 te je modificiran na način da je fotonski tok pomnožen s volumenom, atomskom gustoćom materijala od kojeg je načinjen, ukupnim fotonskim udarnim presjekom i deponiranom energijom. Sve su simulacije izvedene s 5×10^9 čestica, a rezultati su prihvaćeni ako je zadovoljeno svih 10 statističkih provjera i ako je pogreška manja od 0,001 (0,1 %).



Slika 5. Usporedba raspodjele doze za četiri scenarija opisana u tekstu. Lijevo su dane raspodjele doze dobivene radiokromskim filmom, a desno MCNP simulacijom.

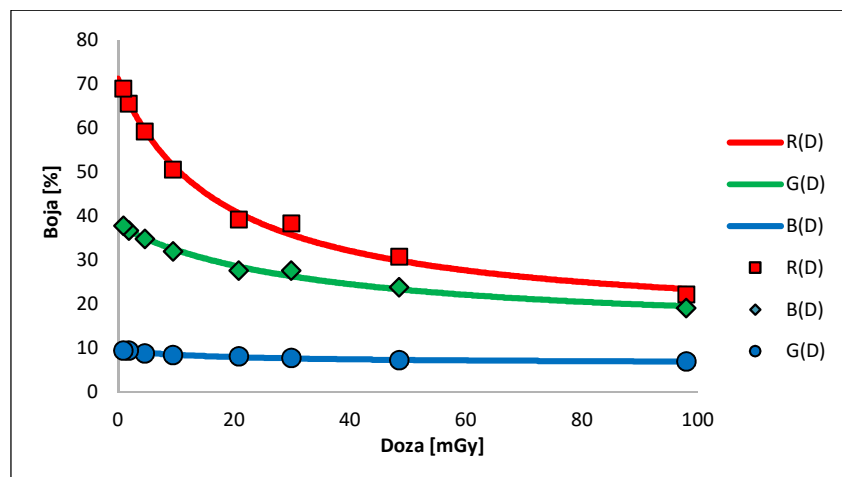
Eksperimentalno su provedena mjerenja u kojima su se ponovili isti scenariji snimanja tijekom kojih su se u PMMA fantom vlastite izrade i koji je se sastojao od slojeva visine 1 cm umetali radiokromski filmovi Kodak XRQA2 s najmanjom osjetljivošću 1 mGy i točnošću u procjeni doze boljom od 5 % (slika 6.). Za analizu filmova koristio se čitač Vidar Dosimetry Pro Advantage i programski paket za filmsku dozimetriju GaferhromicSuite 2.0. Dozna distribucija radiokromskih filmova zajedno s dozom izračunatom pomoću MC simulacija prikazana je na slici 5. Za dobivanje kalibracijskih krivulja za radiokromski film korišten je dijaskopski rendgenski uređaj pomoću kojeg su filmovi veličine 1,5 x 1,5 cm² ozračeni poznatim dozama (slika 7.). Kalibracijske krivulje za radiokromski film prikazane su na slici 8.



Slika 6. Dio fantoma korištenog za vrednovanje modela (lijevo) i radiokromski film koji se umetao među slojeve fantoma (desno).



Slika 7. Rendgenski uređaj kojim su ozračivani radiokromski filmovi (lijevo) i ozračeni radiokromski filmovi (desno).

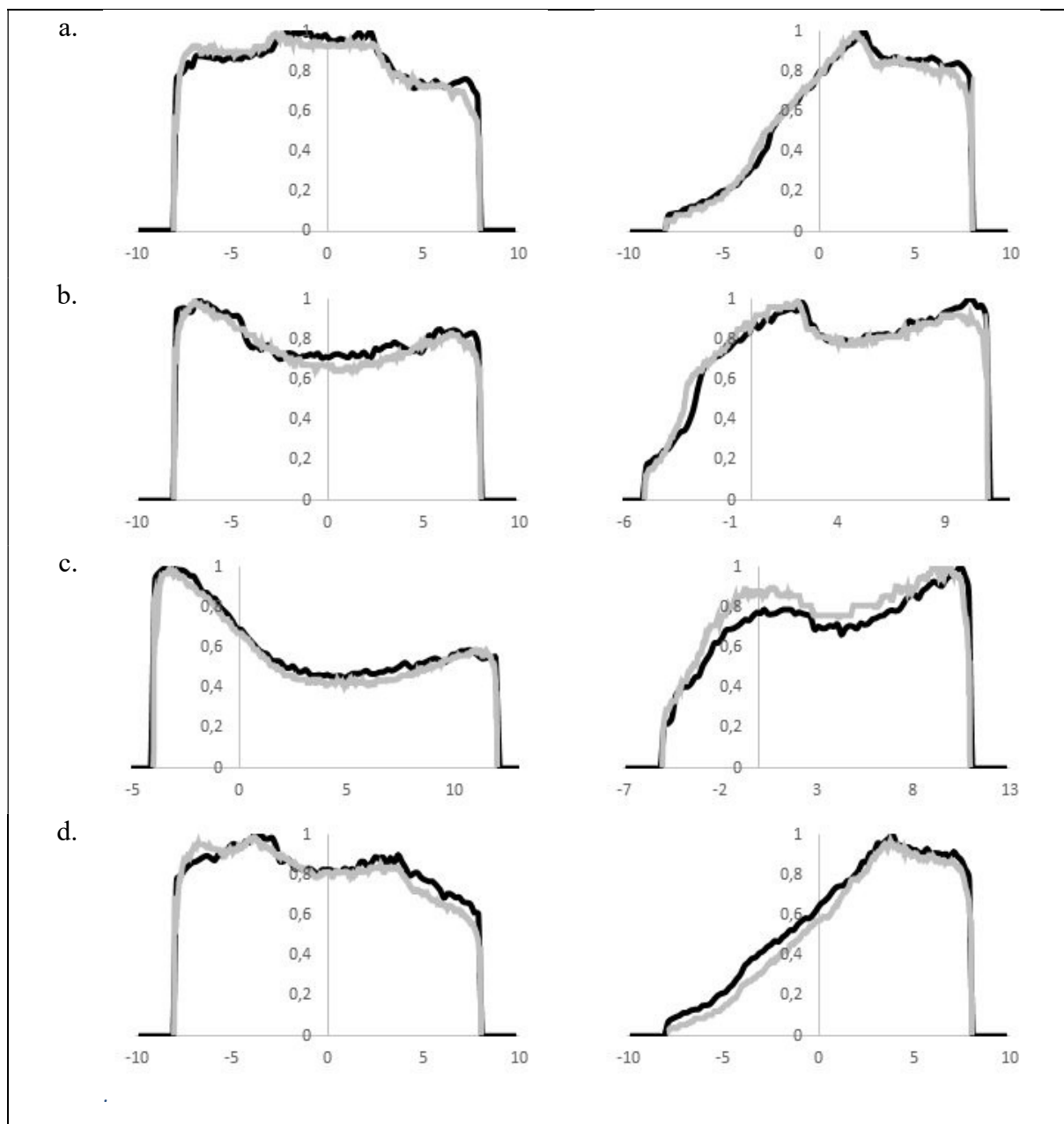


Slika 8. Kalibracijske krivulje za korištene radiokromske filmove – postotak nijanse boje u odnosu na dozu koju je primio radiokromski film. Crvena boja odabrana je za analizu raspodjele doze budući da je najosjetljivija.

Nakon ugađanja modela (podešavanje *bowtie* filtera i ostale geometrije), rezultati su prihvaćeni kada postignuta razlika između eksperimentalnih i računalnih podataka nije prelazila 10 % ili 5 mm za fotonske profile i postotne dubinske doze (u daljnjem tekstu: PDD) u područjima visoke doze. Usporedbe računalnih i eksperimentalnih fotonskih profila i postotnih dubinskih doza za svaki ranije navedeni scenarij prikazane su na slici 9.

S obzirom na to da struja rendgenske cijevi i vrijeme ekspozicije definiraju dozu te da je u slučaju MC simulacije korištenjem MCNP koda rezultat dan kao doza (u cGy) po čestici iz izvora, izračunata doza proporcionalna je broju simuliranih čestica. Iz navedenih razloga, do apsolutne doze u simuliranoj geometriji došlo se korelacijom broja simuliranih elektrona s umnoškom struje i vremena ekspozicije (mAs). Iz toga razloga izmjeren je i simuliran DAP za sve navedene scenarije što je omogućilo usporedbu broja čestica i umnoška struje i vremena ekspozicije (način mjerenja DAP-a opisan je u poglavlju 2.6.3.). Da bi se modelirali svi protokoli, broj simuliranih čestica skaliran je na mjereni DAP za svaki simulirani protokol.

U svrhu istraživanja utjecaja energije fotona na doze organa i efektivnu dozu pacijenta, simulacija je provedena i za napone na rendgenskoj cijevi od 80 kV i 100 kV.

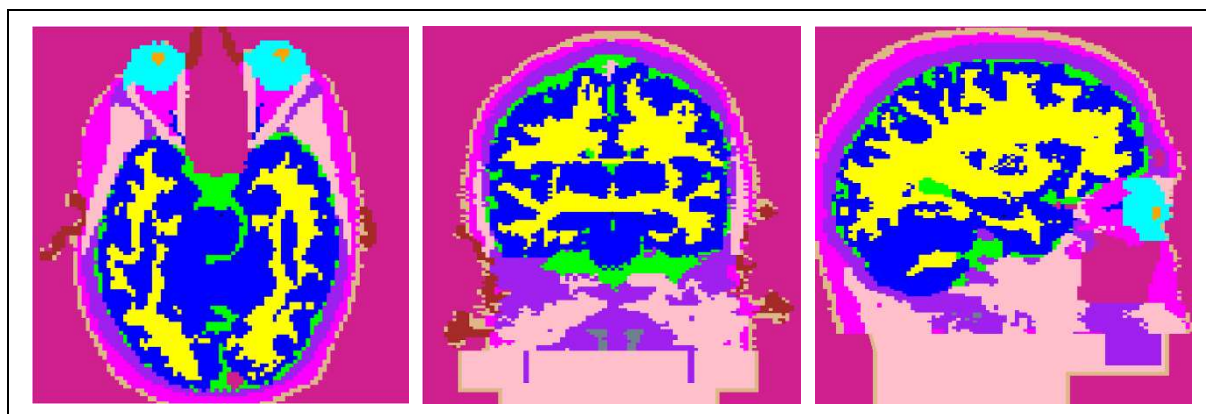


Slika 9. Usporedbe računalnih i eksperimentalnih fotonskih profila (lijevo) i postotnih dubinskih doza (desno) za svaki prethodno naveden scenarij. Sivom linijom prikazani su rezultati dobiveni radiokromskim filmom, a crnom rezultati dobiveni MC simulacijom. Svi prikazi normalizirani su na najveću vrijednost.

2.3. Računalni antropomorfni fantom

Nakon vrednovanja modela simuliran je fotonski snop koja upada na antropomorfni fantom. Iako su ICRP računalni fantomi dostupni i besplatni, nisu prilagođeni MCNP kodu pa bi njihova preinaka iziskivala puno vremena. Iz tog razloga korišten je jedan od fantoma koji su prilagođeni MCNP kodu, Zubal fantom ljudske glave i vrata [35,36] koji je postavljen u model

CBCT uređaja. U tom fantomu ljudska glava je modelirana pomoću vokseli veličine $2,2 \times 2,2 \times 1,4 \text{ mm}^3$ (slika 10.) u kojima se može razlikovati 40 različitih struktura (tablica 2.). Vokselizirani dio fantoma seže od donje ravnine gornje mandibule do vrha glave, a ostatak tkiva u fantomu (vrat trup, kralješnica i drugo) modeliran je koristeći makrotijela dostupna u MCNP kodu. Budući da neke vrlo važne strukture (kao što su submandibularne i sublingvalne žlijezde te farinks) nisu uključene u navedeni fantom, dodane su ručno. Tako je u vokseliziranom dijelu fantoma dio sinusa zamijenjen farinksom (volumena $21,9 \text{ cm}^3$). U ostatku fantoma submandibularne i sublingvalne žlijezde modelirane su kao kvadri postavljeni na točne položaje (volumena 12 cm^3 za svaku submandibularnu i 9 cm^3 za svaku sublingvalnu žlijezdu) prema ICRP fantomu [37]. Doze u svakom organu izračunate su koristeći *F4 tally* detektor, modificiranim faktorima koji fotonski tok pretvaraju u apsorbiranu dozu za svaki odgovarajući organ [38].



Slika 10. Prikaz računalnog antropomorfog fantoma korištenog u ovom radu ("Zubal") u transverzalnoj ravnini (lijevo), koronalnoj ravnini (sredina) i sagitalnoj ravnini (desno).

Tablica 2. Popis struktura sadržanih u korištenom računalnom antropomorfom fantomu

Popis struktura sadržanih u korištenom računalnom antropomorfom fantomu	
Koža	Globus palidus
Likvor	Očna leća
Mast	Prečioni režanj
Kosti	Podušna žlijezda slinovnica
Mišići	Suzna žlijezda
Bijela tvar	Mali mozak – bijela tvar
Sljepoočni režanj	Kora malog mozga
Leđna moždina	Produžena moždina
Koštana srž	Čeoni režanj
Hrskavica	Pons
Kapsula interna	Zatiljni režanj

Popis struktura sadržanih u korištenom računalnom antropomorfnom fantomu	
Septum pelucidum	Hipokampus
Talamus	Hipofiza
Očna jabučica	Unkus
Korpus kalozum	Nukleus kaudatus
Motorička kora	Inzularna kora
Moždani falks	Sinusi
Tjemeni režanj	Putamen
Amigdala	Optički (vidni) živac
Oko	Štitna žlijezda

2.4. Simulirani klinički protokoli

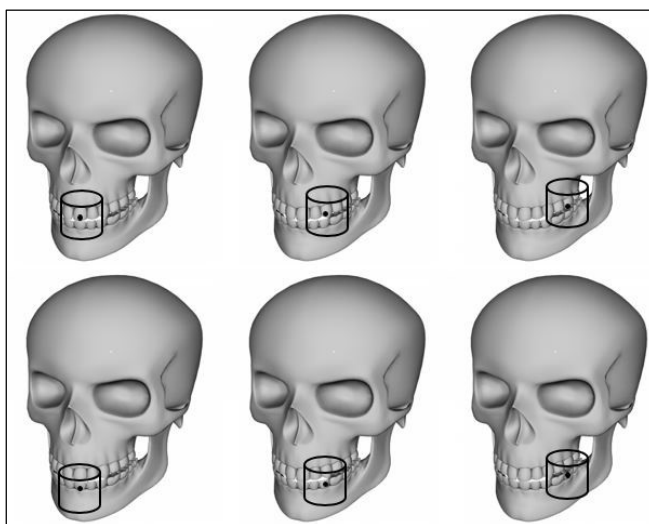
U suradnji s doktorom dentalne medicine, utvrđeni su najčešći klinički protokoli koji su pobrojani u tablici 3., a koji se provode uz napon na rendgenskoj cijevi od 90 kV, kut rotacije rendgenske cijevi od 180° i umnožak struje i vremena ozračivanja koji odgovara oznaci Std Res (tablica 1.).

Tablica 3. Najčešći klinički protokoli

FOV, vxš (mm ²)	Položaj FOV-a
50 x 50	Maksilarni lijevi prednji zub (sjekutić)
61 x 78	Maksilarni zubni luk
	Mandibularni zubni luk
	Maksilarni zubni luk
78 x 78	Maksilarni zubni luk
	Okluzijska ravnina (obje čeljusti)
	Mandibularni zubni luk
78 x 150	Maksila
	Okluzijska ravnina (obje čeljusti)
	Mandibula
130 x 150	Viscerokranijski

U svrhu ispitivanja utjecaja kuta rotacije rendgenske cijevi na doze organa i efektivnu dozu pacijenta protokoli su simulirani i za kut rotacije od 360°, a u cilju ispitivanja utjecaja pomaka FOV-a simulirani su dodatni protokoli za FOV veličine 50 x 50 cm² čije se središte postavljalo na očniak i na kutnjak na obje čeljusti (slika 11.) te za FOV-ove veličine 78 x 150 mm² i 130 x 150 mm² čija su se središta pomicala duž z-osi (os okomita na transversalnu ravninu) od 22,5 mm do -22,5 mm u odnosu na okluzijsku ravninu. Nadalje, u svrhu ispitivanja utjecaja umnoška struje i vremena ozračivanja, svi protokoli simulirani su i za druge moguće umnoške dane u tablici 1. dok su u svrhu ispitivanja utjecaja napona na rendgenskoj cijevi svi protokoli simulirani i za napone na rendgenskoj cijevi od 80 kV i 100 kV te je ukupno simulirano 648

kliničkih protokola. Kriteriji za prihvaćanje rezultata u MC simuliranim kliničkim protokolima su ponovno bili udovoljavanje svim 10 statističkih provjera i relativna greška manja od 0,002 (0.2 %).



Slika 11. FOV veličine 50 x 50 mm² čije je središte postavljeno na sjekutić, očnjak i kutnjak na maksili (gore) te na mandibuli (dolje). Crnom točkom označeno je središte FOV-a.

2.5. Izračun efektivne doze

Koncept efektivne doze uveden je u svrhu zaštite izloženih radnika i stanovništva od ionizirajućeg zračenja i bitan je u planiranju i optimiziranju zaštite, kao i pokazatelj poštivanja načela ograničenja ozračenja [8]. Ne preporuča se efektivnu dozu koristiti u epidemiološkim studijama niti bi se trebala koristiti za retrospektivne procjene ozračenja pojedinca ili rizika vezanog uz njegovo izlaganje ionizirajućem zračenju [8]. U slučaju medicinskog ozračenja, efektivnu dozu se preporuča koristiti samo za usporedbu ozračenja pacijenta tijekom različitih vrsta postupaka, različitih modaliteta i postupaka u različitim zdravstvenim ustanovama i/ili državama, kao i u slučaju uporabe različitih modaliteta za provedbu istog postupka, uz uvjet da se radi o referentnom pacijentu ili populaciji pacijenata sličnoj u smislu starosti i spola [8].

Efektivna doza računala se prema preporukama Međunarodne komisije za zaštitu od zračenja [8]:

$$E = \sum_T w_T \left[\frac{H_T^M + H_T^F}{2} \right], \quad (1)$$

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 ionizirajućem zračenju može uzrokovati u smislu stohastičkih učinaka i usrednjeni su za oba spola i sva godišta [8]. Težinski faktori koje preporučuje Međunarodna komisija za zaštitu od zračenja dani su u tablici 4.

Tablica 4. Težinski faktori tkiva ili organa. Ostatak čine sljedeća tkiva: nadbubrežne žlijezde, ekstratorakalna regija, žučni mjehur, srce, bubrezi, limfni čvorovi, mišići, oralna sluznica, gušterača, prostata (M), tanko crijevo, slezena, timus, maternica/grlić maternice (Ž) [8]

Tkivo ili organ	w_T
Gonade	0,08
Koštana srž (crvena)	0,12
Debelo crijevo	0,12
Pluća	0,12
Želudac	0,12
Mjehur	0,04
Grudi	0,12
Jetra	0,04
Jednjak	0,04
Štitna žlijezda	0,04
Koža	0,01
Površina kosti	0,01
Mozak	0,01
Žlijezde slinovnice	0,01
Ostatak	0,12

Težinski faktori dani u tablici 4. podrazumijevaju izloženost svih navedenih organa ionizirajućem zračenju, u cijelosti. U slučaju provedbe postupaka dentalnim CBCT uređajem nisu ionizirajućem zračenju izloženi svi organi niti su neki izloženi u cijelosti te je stoga bilo potrebno izračunati nove težinske faktore. S obzirom na to da se u ovom radu koristio muški računalni antropomorfni fantom, dio u jednadžbi (1) vezan uz ekvivalentu dozu tkiva žene jednak je nuli. Nadalje, budući da je muški računalni antropomorfni fantom tipa „glava i vrat“, doprinosi tkiva koja nisu sadržana u fantomu izjednačeni su s nulom. Težinski faktori ostalih tkiva izračunati su na način da se omjer mase tkiva sadržanog u fantomu i ukupne mase tkiva pomnožio s odgovarajućim težinskim faktorom tkiva iz tablice 4. Budući da u slučaju crvene

koštane srži nije bilo moguće odrediti ukupnu masu sadržanu u korištenom fantomu, podaci su preuzeti iz Izdanja 89 Međunarodne komisije za zaštitu od zračenja, kao i za ona tkiva za koja nije poznata ukupna masa tkiva s obzirom na to da korišteni fantom ne predstavlja cijelo tijelo muškarca (crvena koštana srž, koža, površina kosti, limfni čvorovi i mišići) [39].

Težinski faktor za oralnu sluznicu, koja čini ostatak, ravnomjerno je raspodijeljen po težinskim faktorima za ostala tkiva iz ostatka (ekstratorakalna regija, limfni čvorovi i mišići) na način da je težinskom faktoru za svako tkivo dodana trećina težinskog faktora oralne sluznice nakon čega je taj zbroj pomnožen s udjelom mase tog tkiva u masi tkiva u cijelom tijelu, a kako je to učinjeno u prethodnoj studiji [40].

Ekvivalenta doza pojedinog tkiva izračunata je korištenjem jednadžbe [8]:

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R}, \quad (2)$$

gdje su:

w_R - težinski faktor zračenja vrste R [8] te

$D_{T,R}$ - prosječna apsorbirana doza u volumenu pojedinog tkiva ili organa vrste T kao posljedica ozračenja zračenjem vrste R.

Posebnu pažnju zahtijevao je izračun $D_{T,R}$ za crvenu koštanu srž jer ju nije bilo moguće izmjeriti kako je to bilo moguće za ostala tkiva ili organe jer nije bila označena u korištenom fantomu. Za izračun je primijenjen pristup prethodno objavljenih studija [40–43], a koji se temelji na izračunu energije pohranjene u crvenoj koštanoj srži prema sljedećoj jednadžbi:

$$E_{RBM} = E_B \cdot r_{RBM} \cdot \frac{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}(E_{ph})\right)_{RBM}}{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}(E_{ph})\right)_B} \cdot S(E_{ph}), \quad (3)$$

gdje su:

E_B - energija pohranjena u kosti,

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

E_{ph} - energija fotona prije međudjelovanja,

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

fotona E_{ph} ,

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

$S(E_{\text{ph}})$ – korekcijski faktor vezan uz povećanje doze u crvenoj koštanoj srži od fotoelektrona oslobođenih u trabekularnom dijelu kosti² po apsorpciji fotona energije E_{ph} .

Maseni koeficijenti apsorpcije energije i korekcijski faktor vezan uz povećanje doze preuzeti su iz literature [44,45].

2.6. Utvrđivanje dozimetrijskih veličina predloženih za CBCT dijagnostiku

Za CBCT dijagnostičke postupke predložene su četiri dozimetrijske veličine pomoću kojih bi se uz odgovarajuće konverzijske faktore procjenjivala efektivna doza pacijenta, a koje bi se koristile i u svrhu optimizacije dijagnostičkog postupka. Prva je CTDI [11], zatim CBCT dozni indeksi (CBCTDI₁ i CBCTDI₂) i DAP [12,13]. Nešto manje od trećine CBCT uređaja koji se koriste u dentalnoj medicini, ukoliko daju podatak o doznom indeksu, daju podatak za CTDI, oko trećine za DAP, a ostali i za DAP i za CTDI [17] što je vjerojatno posljedica činjenice da se DAP uobičajeno koristi u slučaju postupaka snimanja rendgenskim uređajima za panoramsko snimanje čeljusti i u slučaju rendgenske kefalometrije. Do danas proizvođači ne isporučuju CBCT uređaje koji bi davali podatak o jednom ili oba predložena CBCT dozna indeksa. O svakoj predloženoj dozimetrijskoj veličini, kao i načinu na koji je mjerena u okviru ovog istraživanja dano je više u nastavku teksta.

2.6.1. CTDI

CTDI definiran je za lepezaste rendgenske snopove kakvi se koriste u slučaju CT uređaja kao integral aksijalnog profila kerme (K) duž osi rotacije rendgenske cijevi u zraku ili u PMMA fantomu [7]. U slučaju mjerenja CTDI-a CTDI ionizacijskom komorom duljine 10 cm u fantomu, CTDI je dan sljedećom jednačinom [7]:

$$CTDI = \int_{-50\text{ mm}}^{50\text{ mm}} \frac{K(z)dz}{N_i T_i}, \quad (4)$$

² Trabekularni dio kosti jest spužvasti dio kosti.

gdje je N_i broj slojeva debljine T_i za vrijeme jedne rotacije rendgenske cijevi. CTDI se izražava u Gy [7].

Mjerenja za protokole dane u tablici 3. u svrhu izračuna CTDI-a provedena su CTDI ionizacijskom komorom duljine 10 cm i multimetrom Piranha (RTI, Švedska) te CTDI fantomom za glavu (ProProject, Poljska) koji se koristi i u dozimetriji CT-a (PMMA valjak visine 15 cm i promjere baze 16 cm) (slika 12.). Navedena CTDI ionizacijska komora prikazuje umnožak doze i širine snopa (izražen u mGycm) te se CTDI dobiva dijeljenjem prikazane vrijednosti sa širinom snopa (izražene u cm).



Slika 12. Mjerenje CTDI-a i DAP-a. DAP-metar postavljen je na izlaz rendgenske cijevi.

2.6.2. CBCTDI

U okviru SEDENTEXCT projekta predložena su dva CBCT dozna indeksa, $CBCTDI_1$ i $CBCTDI_2$ do kojih se dolazi mjerenjima doze u standardnom PMMA fantomu koji simulira glavu pacijenta (fantom valjkastog oblika promjera 16 cm i visine 15 cm) [13]. $CBCTDI_1$ predstavlja prosječnu vrijednost doza izmjerenih u rupama u fantomu smještenih duž promjera fantoma (slika 13.) na visini koja odgovara položaju $z = 0$ (sredina visine FOV-a) povezujući tako središte FOV-a i središte fantoma, a računa se na sljedeći način [4,14]:

$$CBCTDI_1 = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n D_i, \quad (5)$$

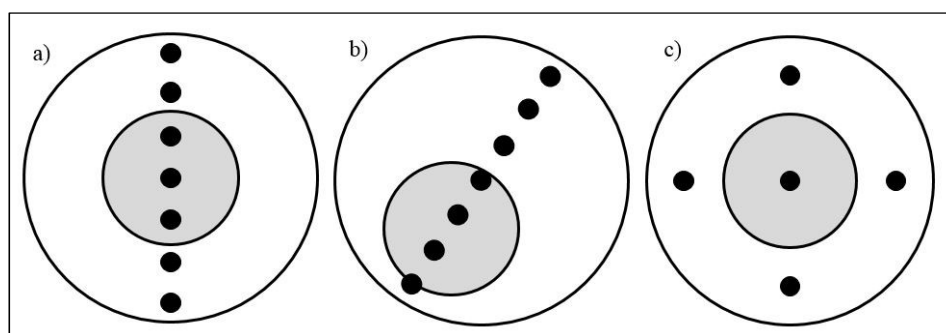
gdje su:

D_i – doza izmjerena na jednom od položaja te

n – ukupni broj položaja u kojima se doza mjeri.

Ovaj dozni indeks predložen je za slučajeve kada se središte fantoma i središte FOV-a podudaraju, kao i u slučajevima kada se ova dva središta ne podudaraju te za slučajeve rotacije rendgenske cijevi od 360° i manje.

Broj mjerenja duž promjera fantoma ograničen je dimenzijama detektora pa tako preporučeni broj mjerenja ovisi o autoru [4,12–14]. S obzirom na to da je u slučaju MC simulacije najmanja moguća dimenzija detektora definirana veličinom voksel, u ovom radu mjerenja su obavljena na 15 mjesta veličinom detektora 1 mm^3 . Periferni položaji bili su 1 cm udaljeni od ruba fantoma.



Slika 13. Mjerenje CBCT doznih indeksa. Crnim točkama označeni su mogući položaji detektora u aksijalnoj ravnini. Sivom bojom označena je površina FOV-a. a) Mjerenje prvog CBCT doznog indeksa (CBCTDI_1) u slučaju podudaranja središta fantoma i središta FOV-a; b) Mjerenje prvog CBCT doznog indeksa (CBCTDI_1) u slučaju kada se središte fantoma i središte FOV-a ne podudaraju; c) Mjerenje drugog CBCT doznog indeksa (CBCTDI_2).

Drugi CBCT dozni indeks, CBCTDI_2 , predložen je samo za slučaj rotacije rendgenske cijevi od 360° te slučajeve kada se središte fantoma i središte FOV-a podudaraju [4,12–14]. Mjerenja se vrše položajima prikazanim na slici 13. Pokazano je da je u slučaju velikih FOV-ova koji pokrivaju gotovo cijelu površinu aksijalnog presjeka fantoma raspodjela doze približno konstantna te se predlaže faktor iznosa $\frac{1}{2}$ [15]. Isti autori za mala polja za koja je pokazano da je doza u centru veća nego na periferiji te da iznos ovisi o uređaju i veličini FOV-a, ostavljaju nedefiniranim koliki bi težinski faktor trebao iznositi [15] dok drugi autori ili predlažu, odnosno koriste $\frac{1}{2}$ [4,14] ili faktor ne specificiraju [12]. U ovom istraživanju CBCTDI_2 računat je korištenjem sljedećih težinskih faktora:

$$CBCTDI_2 = \frac{1}{2}(D_c + \frac{1}{4}\sum_{i=1}^4 D_{p_i}), \quad (6)$$

gdje su:

D_c – doza izmjerena u središnjem položaju i

D_{p_i} – doza izmjerena u jednom od četiri periferna položaja.

I u slučaju ovog indeksa, mjerenja se vrše na visini koja odgovara položaju $z=0$ (sredina visine FOV-a).

S obzirom na točnost i jednostavnost, umjesto mjerenjima dozimetrima, u ovom radu su doze u prethodno navedenim točkama izračunate MC simulacijom. Korišteni detektor bio je veličine 1 mm^3 . Periferni položaji bili su udaljeni 1 cm od ruba simuliranog PMMA fantoma valjkastog oblika promjera 16 cm i visine 15 cm.

2.6.3. DAP

U dijagnostičkoj i intervencijskoj radiologiji te u slučaju rendgenskih uređaja za panoramsko snimanje čeljusti i rendgensku kefalometriju u dentalnoj medicini, kao dozimetrijska veličina koristi se umnožak kerme (K) u zraku i površine (A) [7]:

$$KAP = \int_A K_{zrak}(A)dA \quad (7)$$

i izražava se u Gycm^2 . S obzirom na energije fotona u dijagnostičkoj radiologiji, kerma i doza (D) mogu se iznosom izjednačiti [7,46] pa gornja jednažba postaje jednažba kojom je definiran DAP.

DAP se mjerio na način da je DAP-metar proizvođača VacuTec (Njemačka) bio postavljen na izlaz rendgenske cijevi kako je to prikazano na slici 12., a mjerio se za protokole dane u tablici 1.

2.7. Konverzijski faktori

Kako je prethodno navedeno, konverzijski faktori pomoću kojih se iz dozimetrijske veličine procjenjuje efektivna doza ograničene su točnosti za pojedinog pacijenta jer predstavljaju najčešći klinički protokol i prosječnog pacijenta, kao i novi način rada i nove mogućnosti uređaja te je iz tog razloga za nove uređaje potrebno izračunati nove konverzijske faktore.

Konverzijski faktori izračunati su za sve kliničke protokole iz poglavlja 2.4. osim za protokole koji su u cilju ispitivanja utjecaja pomaka središta FOV-a simulirani za FOV-ove veličine $78 \times 150 \text{ mm}^2$ i $130 \times 150 \text{ mm}^2$ čija su se središta pomicala duž z-osi (os okomita na transverzalnu ravninu) od 22,5 mm do -22,5 mm u odnosu na okluzijsku ravninu.

S obzirom na to da efektivna doza nije predviđena za procjenu rizika vezanog uz ozračenje pojedinog pacijenta, već bi u tu svrhu trebalo koristiti doze organa, odnosno ekvivalente doze [8], u ovom radu su, nakon što je ocijenjeno koja dozimetrijska veličina najbolje opisuje ozračenje pacijenta, izračunati i konverzijski faktori pomoću kojih se poznavanjem te dozimetrijske veličine mogu izračunati doze organa.

2.7.1. Konverzijski faktori pomoću kojih se iz dozimetrijske veličine procjenjuje efektivna doza

Konverzijskim faktorima potrebno je moći na jednostavan način procijeniti efektivnu dozu te je u ovom radu istraživani linearni odnos dozimetrijske veličine i efektivne doze, odnosno konverzijski faktor izračunat je kao koeficijent pravca korištenjem metode najmanjih kvadrata:

$$a = \frac{n \sum x_i y_i - (\sum x_i)(\sum y_i)}{n \sum x_i^2 - (\sum x_i)^2}, \quad (8)$$

gdje su:

n – ukupan broj točaka pravca, odnosno parova dozimetrijske veličine i MC simulacijom izračunate efektivne doze,

x_i – vrijednost izmjerene ili pomoću MC simulacije izračunate dozimetrijske veličine te

y_i – vrijednost efektivne doze izračunate pomoću MC simulacije.

Rezultati su prikazani uzimajući u obzir nepouzdanost koeficijenta pravca:

$$M_a = \sqrt{\frac{1}{(n-2)} \left[\frac{n \sum y_i^2 - (\sum y_i)^2}{n \sum x_i^2 - (\sum x_i)^2} - a^2 \right]}. \quad (9)$$

Uz svaki konverzijski faktor prikazan je i koeficijent determinacije (R^2) te je linearna korelacija ocijenjena korištenjem kriterija danih u tablici 5.

Tablica 5. Kriteriji za ocjenu linearne korelacije

R^2	Značenje
0,00	Odsutnost veze
0,00 – 0,25	Slaba veza
0,25 – 0,64	Veza srednje jakosti
0,64 - 1	Jaka veza
1,00	Potpuna veza

Nakon što su izračunati konverzijski faktori, utvrđeno je odstupanje efektivne doze izračunate pomoću konverzijskih faktora od one izračunate pomoću MC simulacije korištenjem sljedeće jednadžbe:

$$\text{odstupanje (\%)} = \frac{E_{MC} - E_{konv}}{E_{MC}} \cdot 100, \quad (10)$$

gdje su:

E_{MC} – efektivna doza izračunata pomoću MC simulacije te

E_{konv} – efektivna doza izračunata pomoću izračunatih konverzijskih faktora.

2.7.2. Konverzijski faktori pomoću kojih se iz dozimetrijske veličine procjenjuju doze organa

Budući da je konverzijskim faktorima potrebno moći na jednostavan način procijeniti i doze organa, u ovom radu istraživao je linearni odnos dozimetrijske veličine i doze pojedinog organa, odnosno konverzijski faktor izračunat je kao koeficijent pravca korištenjem metode najmanjih kvadrata:

$$a = \frac{n \sum x_i y_i - (\sum x_i)(\sum y_i)}{n \sum x_i^2 - (\sum x_i)^2}, \quad (11)$$

gdje su:

n – ukupan broj točaka pravca, odnosno parova dozimetrijske veličine i MC simulacijom izračunate doze pojedinog organa,

x_i – vrijednost izmjerene ili pomoću MC simulacije izračunate dozimetrijske veličine te

y_i – vrijednost doze organa izračunate pomoću MC simulacije.

Rezultati su prikazani uzimajući u obzir nepouzdanost koeficijenta pravca:

$$M_a = \sqrt{\frac{1}{(n-2)} \left[\frac{n \sum_i y_i^2 - (\sum_i y_i)^2}{n \sum_i x_i^2 - (\sum_i x_i)^2} - a^2 \right]}. \quad (12)$$

Uz svaki konverzijski faktor prikazan je i koeficijent determinacije (R^2) te je linearna korelacija ocijenjena korištenjem kriterija danih u tablici 5.

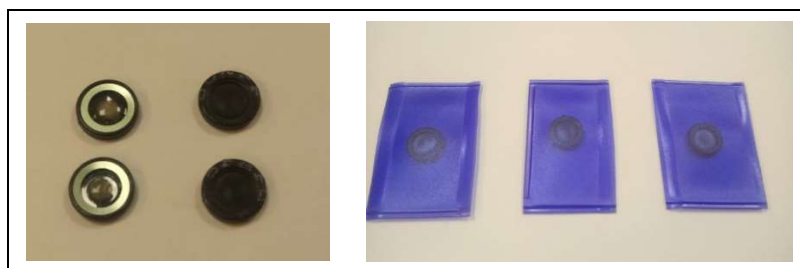
2.8. Eksperimentalna mjerenja dozimetrima na pacijentima

U okviru ovog istraživanja su u svrhu utvrđivanja utjecaja položaja FOV-a na ozračenje očne leće i štitne žlijezde vršena i mjerenja ulazne kožne doze (u daljnjem tekstu: ESD, od. engl. *entrance skin dose*) na pacijentima. U istraživanje je bilo uključeno 35 pacijenata različite starosti (12 muških i 23 ženske osobe) upućenih na snimanje jedne ili obje čeljusti CBCT uređajem uporabom FOV-a dimenzije 75 x 100 cm² od strane doktora dentalne medicine. Na snimanje maksile bilo je upućeno 11 pacijenata, mandibule 12 pacijenata, a na snimanje obje čeljusti (z-položaj FOV-a odgovara okluzijskoj ravnini) bilo je upućeno 12 pacijenata.

Za mjerenje ESD-a korišteni su termoluminiscentni dozimetri (u daljnjem tekstu: TLD, od engl. *thermoluminescent dosimeters*) (litij-tetraborat, Li2B4O7:Cu phosphor, Panasonic, UD-807, Japan) koji su bili zavareni u foliju (slika 14.). Zavarivanjem dozimetara u foliju umanjila se mogućnost oštećenja dozimetra ili onečišćenja fosfora vlagom. Na svakom pacijentu je jedan dozimetar bio postavljen na kožu iznad mjesta gdje se nalazi štitna žlijezda, a drugi dozimetar, koji se koristio za procjenu utjecaja položaja FOV-a na ozračenje očne leće, postavljao se na korijenu nosa na interpupilarnoj liniji kako je prikazano na slici 15. Svi dozimetri očitani su čitačem UD-716, Panasonic, Japan. Za mjerenje pozadinskog zračenja korištena je neovisna grupa od pet dozimetara. Srednja vrijednost očitavanja oduzeta je od svih rezultata mjerenja na

pacijentima, dok je standardna devijacija očitavanja grupe dozimetara uzeta u obzir kao doprinos nesigurnosti rezultata. Svi dozimetri korišteni u eksperimentalnim mjerenjima izloženi su prirodnom zračenju u jednakom vremenskom trajanju. Ovaj dio istraživanja provodio se u skladu s Helsinškom deklaracijom. Svi pacijenti koji su sudjelovali u istraživanju potpisali su informirani pristanak, a način provedbe istraživanja je 14. siječnja 2013. godine odobrilo Etičko povjerenstvo Stomatološke poliklinike Apolonija iz Zagreba, Varšavska 10/I odlukom broj 2013-001.

Dozimetri su kalibrirani u referentnom N-80 snopu prema ISO Standardu 4037-1 [47], odnosno u fotonskom snopu stvorenom razlikom potencijala 80 kV s 2 mm Cu filterom. Srednja energija snopa je 65 kV, a spektar je dan na slici 16. Dozimetri su bili postavljeni na površini ISO fantoma dimenzija 30 x 30 x 15 mm³ napunjenog vodom, u skladu s međunarodnim preporukama [48]. Kalibracija je provedena s dozimetrima zavarenim u plastičnoj foliji koja je korištena kod eksperimentalnih mjerenja na pacijentima. Takvom kalibracijom postavljena je korelacija rutinske kalibracije dozimetara s ESD, uz mnogo manju nesigurnost nego što je to slučaj s rutinskom uporabom dozimetra.



Slika 14. TL dozimetar (lijevo) i TL dozimetri zavareni u foliju (desno).



Slika 15. Dozimetri postavljeni na pacijentu.

U cilju dobivanja ESD-a iz rezultata očitavanja dozimetra koji se koristio u eksperimentalnim mjerenjima na pacijentima, očitavanje dozimetra pomnoženo je kalibracijskim faktorom. Kalibracijski faktor dobiven je kao omjer kalibracijske vrijednosti ESD-a (umnožak kerme i faktora raspršenog zračenja preuzetog iz literature [11]) i očitavanja dozimetra ozračenog u sekundarnom standardnom dozimetrijskom laboratoriju.

Iz ESD-a izmjerenog korištenjem dozimetra postavljenog na kožu iznad mjesta gdje se nalazi štitna žlijezda je pomoću konverzijskih faktora danih u literaturi [49] izračunata doza štitne žlijezde. U slučaju očne leće, izmjereni ESD izjednačen je s dozom očne leće kako je to učinjeno u prethodnim studijama [50,51].

U slučaju fotona različitih energija, apsorbirana doza u materijalu ovisi o masenim koeficijentima apsorpcije energije usrednjenim preko energijskog spektra snopa [7]:

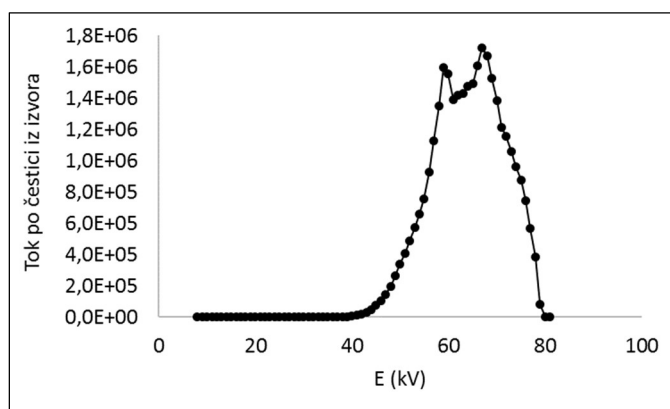
$$D = \int \Psi_E \frac{\mu_{en}}{\rho}(E) dE = \Psi \overline{\frac{\mu_{en}}{\rho}}, \quad (13)$$

gdje su:

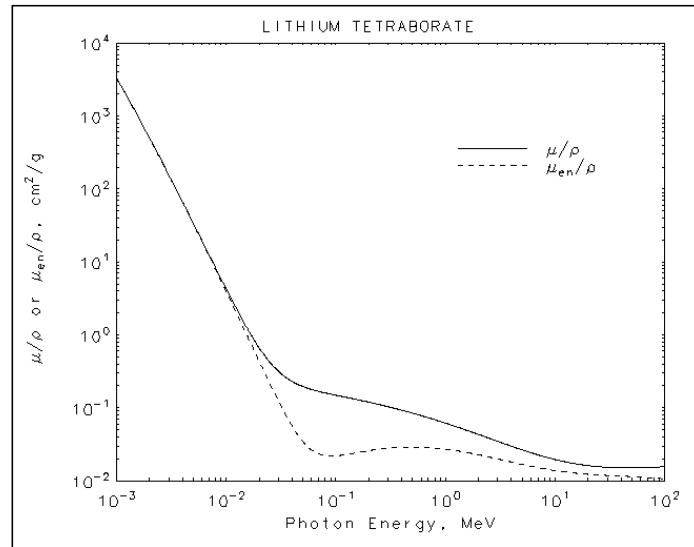
Ψ - tok energije fotonskog snopa i

$\frac{\mu_{en}}{\rho}$ – maseni koeficijent apsorpcije energije.

Maseni koeficijenti apsorpcije energije za litij-tetraborat dani su na slici 17. [44].



Slika 16. Energijski spektar N-80.



Slika 17. Maseni koeficijenti apsorpcije energije za litij-tetraborat. [44].

Budući da apsorbirana doza u materijalu ovisi o masenim koeficijentima apsorpcije energije koji se značajno mijenjaju upravo u području malih energija (slika 17.), MC simulacijom su izračunati spektri u točkama mjerenja i uspoređeni sa spektrom u kojem su dozimetri kalibrirani.

TL dozimetri kojima se mjerila doza štitne žlijezde i leće, kao i ostalih organa izloženi su i raspršenom zračenju nižih energija te će se omjer doza izmjerenih TLD dozimetrima i stvarne doze biti definiran koeficijentom k :

$$k = \frac{\int \Psi_{N80E} \frac{\mu_{en}(E)}{\rho} dE}{\int \Psi_{MCE} \frac{\mu_{en}(E)}{\rho} dE}, \quad (14)$$

gdje N-80 označava tok energije fotona s energijskim spektrom kalibracije, a MC označava tok energije fotona s energijskom raspodjelom izračunatom u pojedinim točkama u kojima se mjerila doza TL dozimetrima.

Dominantan doprinos nesigurnosti pri niskim rezultatima mjerenja dolazi zbog načina oduzimanja pozadinskog zračenja od rezultata mjerenja te rezidualnog signala na dozimetru kao posljedica termičkog šuma čitača koji je uvjetovan načinom zagrijavanja dozimetra te mogućeg onečišćenja dozimetra vlagom. U ovom radu korišteni su dozimetri kod kojih je rezidualni signal bio manji od 50 μGy . Pri većim rezultatima mjerenja dominantni doprinosi

nesigurnosti rezultata dolaze od energijskog odziva dozimetra, nesigurnosti u kalibraciji te vlastite ponovljivosti dozimetra.

Za mjerenja u korisnom rendgenskom snopu očekivana je nesigurnost rezultata 10 - 15 % pri dozama iznad 200 μGy . Pri nižim očitanjima nesigurnost raste, najviše zbog utjecaja rezidualnog signala dozimetra. Za mjerenja u polju raspršenog zračenja može se očekivati dodatnih 10 % nesigurnosti, značajno ovisno o spektru raspršenog zračenja.

3. REZULTATI

3.1. Težinski faktori za pojedina tkiva ili organe

Izračunati težinski faktori za pojedina tkiva ili organe dani su u tablici 6. U istoj tablici dana je usporedba s težinskim faktorima danim u Izdanju 103 Međunarodne komisije za zaštitu od zračenja [8] i s težinskim faktorima izračunatim u prethodnoj studiji [40] u kojoj se za procjenu efektivne doze koristio isti antropomorfni fantom kao u ovom istraživanju te fantom kojeg je izradila Međunarodna komisija za zaštitu od zračenja [52] (dalje u tekstu: ICRP 110 fantom).

Tablica 6. Težinski faktori za pojedina tkiva ili organe izračunati u ovoj studiji u usporedbi s faktorima iz Izdanja 103 Međunarodne komisije za zaštitu od zračenja [1] i iz prethodno objavljene studije [39]

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 žlijezda		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
Žlijezde slinovnice		0,01000	0,01000	0,01000	0,01000
Ukupno:		0,20000	0,08116	0,04024	0,03600
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
	Ukupno:	0,03692	0,01297	0,01101	0,01927
Ukupno:		0,23692	0,09413	0,05125	0,05527

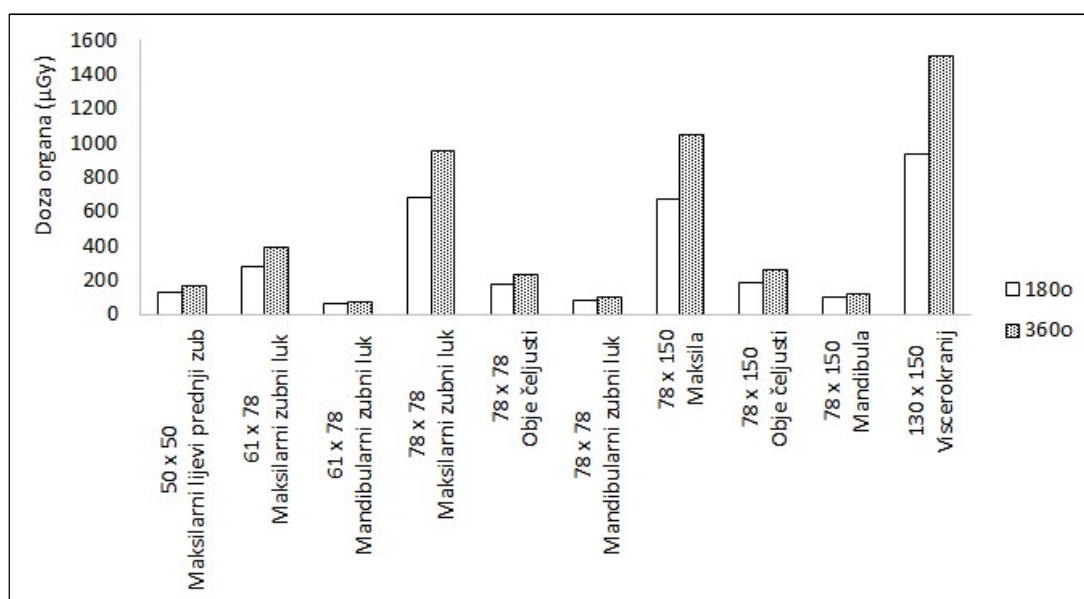
3.2. Doze organa i efektivna doza dobivene Monte Carlo simulacijom te utjecaj parametara snimanja na te doze

MC simulacijom izračunate doze organa za najčešće kliničke protokole uz napon na rendgenskoj cijevi od 90 kV te kut rotacije rendgenske cijevi od 180° i 360° i umnoškom struje i vremena ozračivanja koji odgovara standardnoj razlučivosti (Std Res) dane su u tablici 7. Iznosi umnožaka struje i vremena ozračivanja za pojedinu razlučivost za pojedini protokol dani su u tablici 1. Za oba kuta rotacije rendgenske cijevi najmanju dozu primi mozak (40 µGy za 180° i 35 µGy za 360°), a najveću površina kosti (4119 µGy za 180° i 4006 µGy za 360°), ovisno o kliničkom protokolu. Osim za organe koji doprinose efektivnoj dozi, doza je izračunata i za očnu leću i prikazane su na slici 19. Doza očne leće kreće se od 59 do 929 µGy

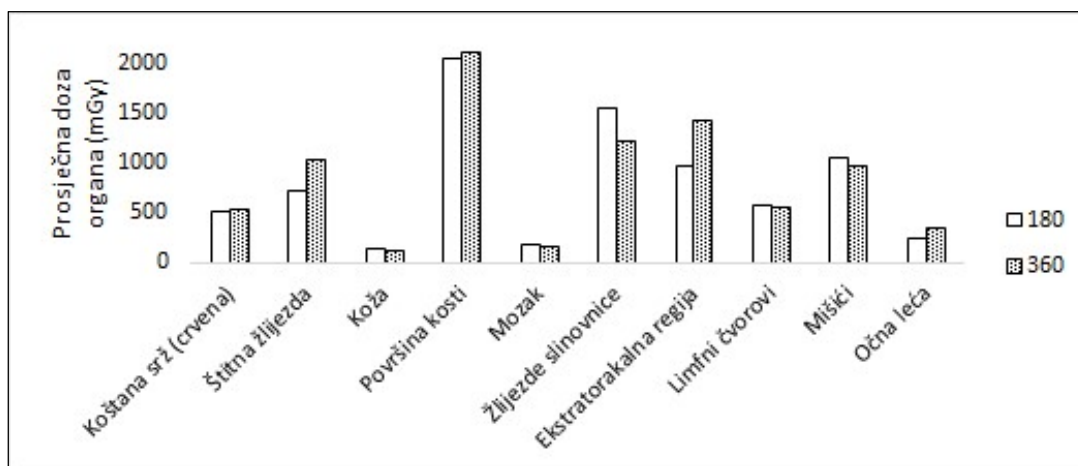
u slučaju kuta rotacije rendgenske cijevi od 180°, a u slučaju kuta od 360°, od 26 do 114 μGy . Prosječne doze organa koji doprinose efektivnoj dozi i očne leće za oba kuta rotacije rendgenske cijevi prikazane su na slici 20.

Tablica 7. Doze organa (μGy) za najčešće kliničke protokole za kut rotacije rendgenske cijevi od 180o i 360o (90 kV, Std Res)

Organ	Kut rotacije (°)	50 x 50 Maksil. lijevi pred. zub	61 x 78 Maksil. zubni luk	61 x 78 Mandib. zubni luk	78 x 78 Maksil. zubni luk	78 x 78 Obje čeljusti	78 x 78 Mandib. zubni luk	78 x 150 Maksila	78 x 150 Obje čeljusti	78 x 150 Mandibula	130 x 150 Viscerokranij
Koštana srž (crvena)	180	286	587	370	692	578	439	906	749	564	1034
	360	322	597	400	719	621	480	916	785	607	1005
Štitna žlijezda	180	94	156	1252	199	535	1812	261	711	2465	2370
	360	104	159	1995	209	798	3053	266	943	3533	3384
Koža	180	84	114	125	128	147	138	179	198	180	277
	360	72	96	121	110	136	135	159	185	178	256
Površina kosti	180	1139	2341	1474	2759	2305	1749	3610	2986	2248	4119
	360	1285	2379	1596	2865	2476	1914	3649	3130	2418	4006
Mozak	180	80	276	55	343	155	69	522	227	96	625
	360	76	266	49	342	153	63	489	210	87	523
Žlijezde slinovnice	180	768	1458	1278	1528	2045	1557	2136	2928	2275	2847
	360	562	1037	1161	1166	1559	1338	1815	2427	2035	2371
Ekstratorakalna regija	180	986	1583	296	1588	1477	460	1591	1483	536	1534
	360	1506	2574	361	2584	2386	588	2457	2264	642	2233
Limfa	180	490	981	112	1064	641	206	1376	846	273	1279
	360	426	914	109	994	616	202	1348	839	285	1247
Mišići	180	425	775	1210	906	1247	1366	1197	1760	2024	2279
	360	387	737	1119	852	1161	1298	1143	1614	1855	2123

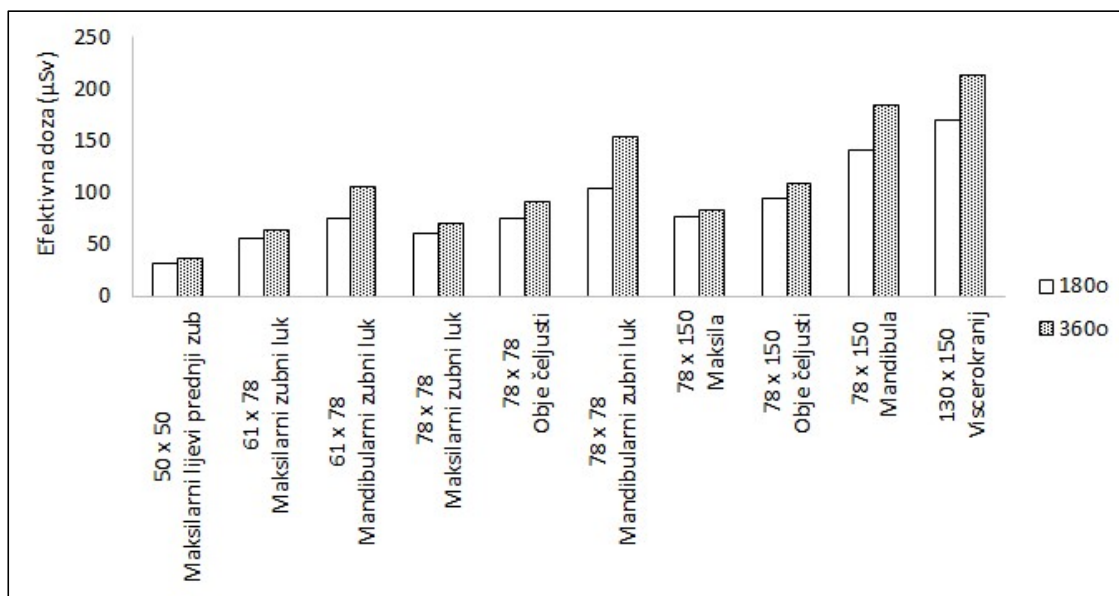


Slika 18. Doze očne leće za najčešće kliničke protokole za kut rotacije rendgenske cijevi od 180° i 360° (90 kV, Std Res).

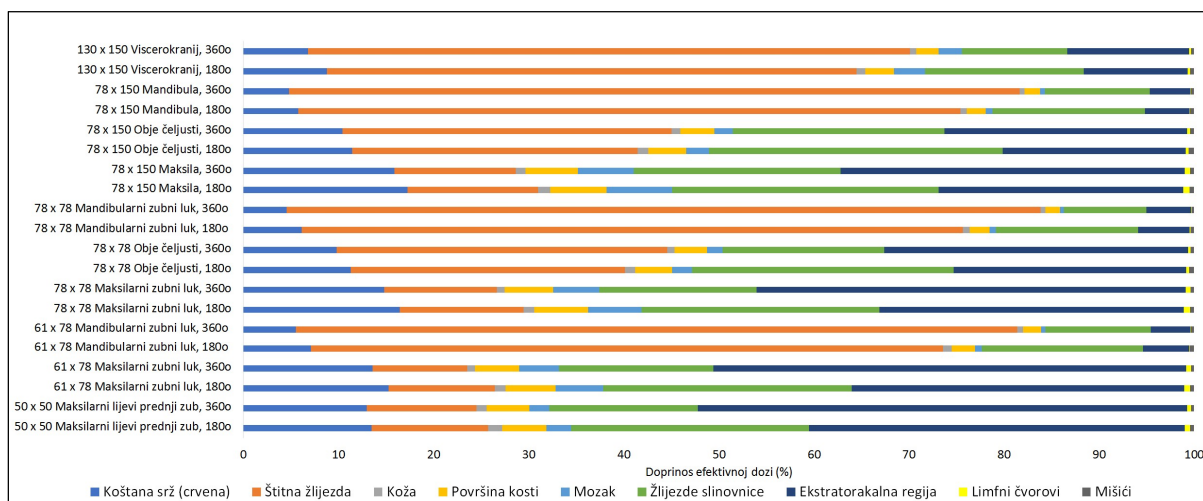


Slika 19. Prosječne doze organa za kut rotacije rendgenske cijevi od 180° i 360° (90 kV, Std Res).

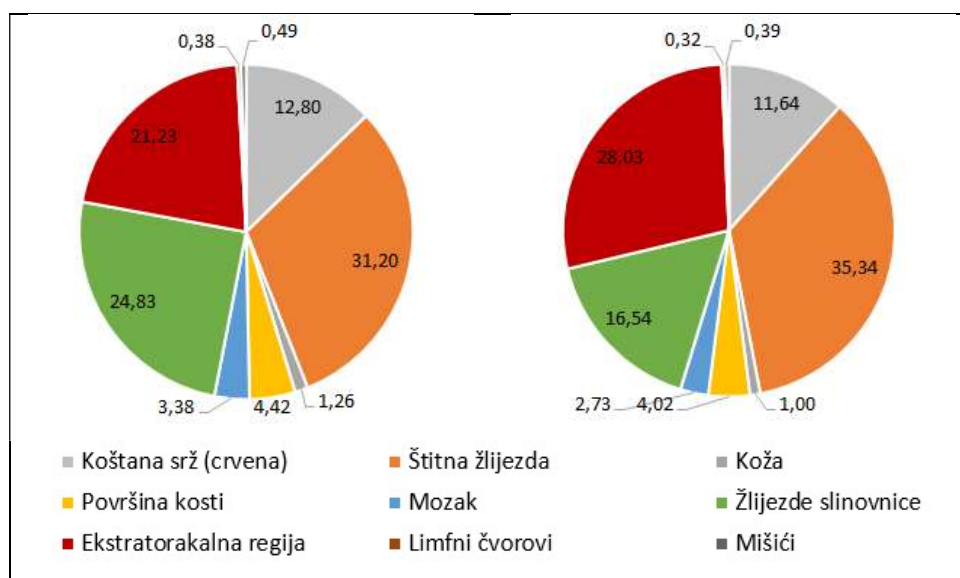
Kao i slučaju doza organa, efektivna doza također ovisi o kliničkom protokolu što je vidljivo iz slike 21., a kreću se od 22 μSv do 170 μSv za slučaj kuta rotacije rendgenske cijevi od 180° te od 26 μSv do 214 μSv za kut od 360°. Doprinosi organa za svaki od najčešćih klinički protokola za oba kuta rotacije prikazani su na slici 22. iz koje je vidljivo da najveći doprinos efektivnoj dozi daju štitna žlijezda, žlijezde slinovnice i ekstratorakalna regija. Prosječni doprinosi organa za oba kuta rotacije rendgenske cijevi prikazani su na slici 23.



Slika 20. Efektivne doze za najčešće kliničke protokole (90 kV, 180°, Std Res).

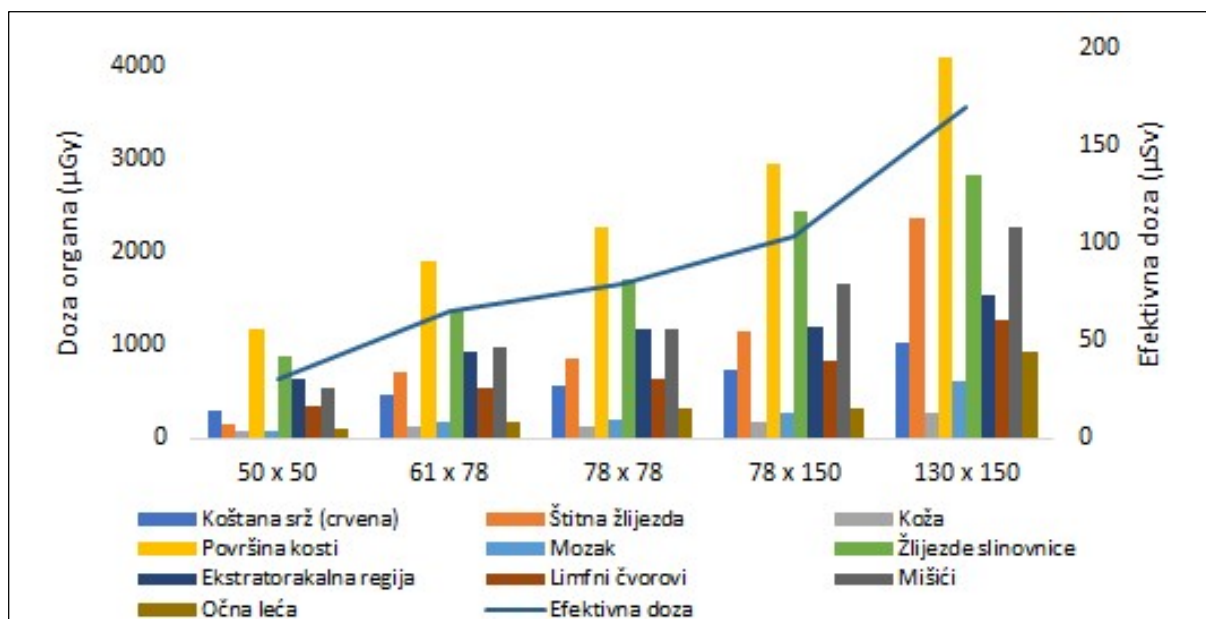


Slika 21. Doprinosi pojedinih organa efektivnoj dozi za najčešće kliničke protokole za kutove rotacije rendgenske cijevi od 180° i 360° (90 kV, Std Res).

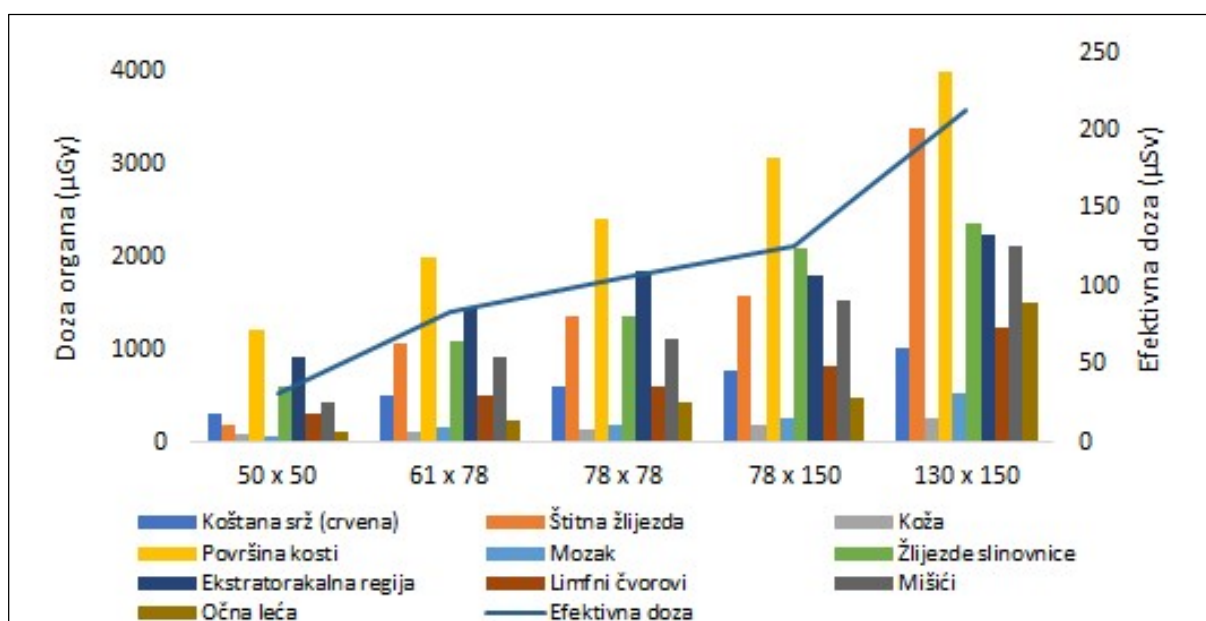


Slika 22. Prosječni doprinosi (%) pojedinog organa efektivnoj dozi za kutove rotacije rendgenske cijevi od 180° i 360° (90 kV, Std Res)

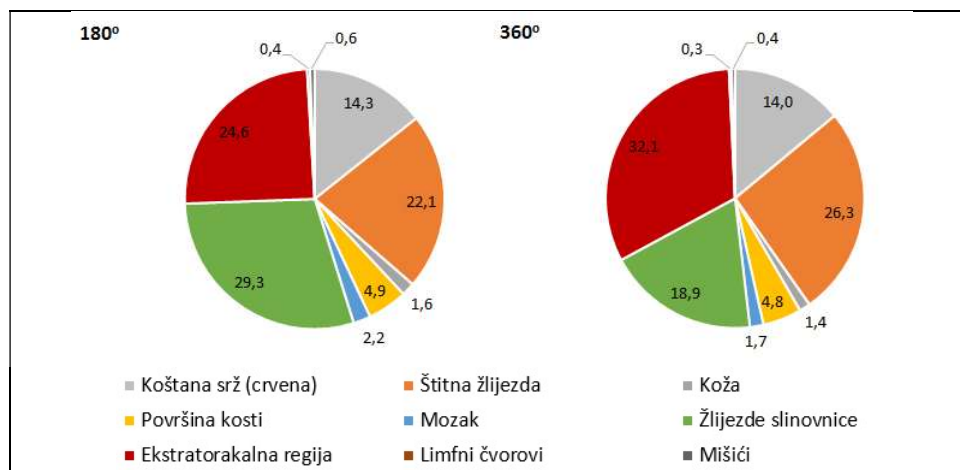
Iz tablice 7. te slika slika 19. i 21. vidljivo je da povećanje veličine FOV-a rezultira povećanjem doza organa i efektivne doze, a iz slike 22. da rezultira promjenom doprinosa organa efektivnoj dozi. Prosječne doze organa i efektivne doze za svaku veličinu FOV-a za kut rotacije rendgenske cijevi od 180° prikazane su na slici 23., a za kut od 360° na slici 24. Na slikama 25. – 29. prikazani su prosječni doprinosi organa efektivnoj dozi za svaku veličinu FOV-a i oba kuta rotacije.



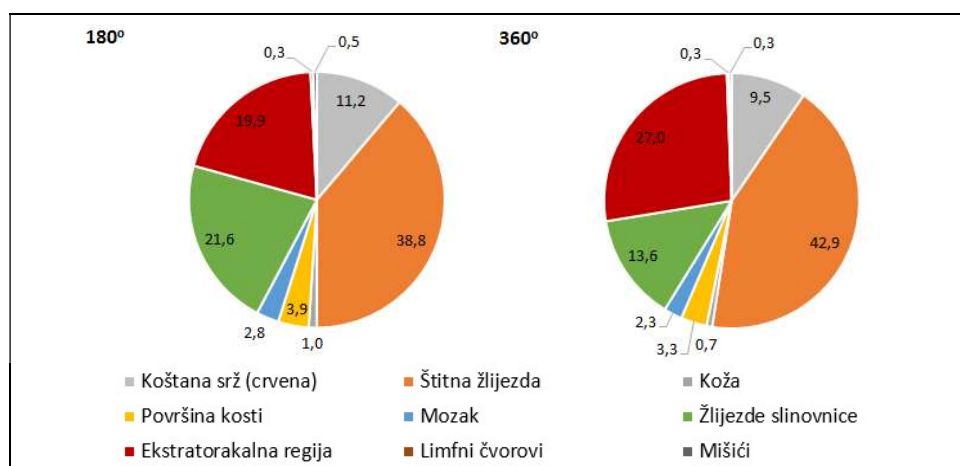
Slika 23. Prosječne doze organa i efektivna doza po veličinama FOV-a za kut rotacije rendgenske cijevi od 180° (90 kV, Std Res)



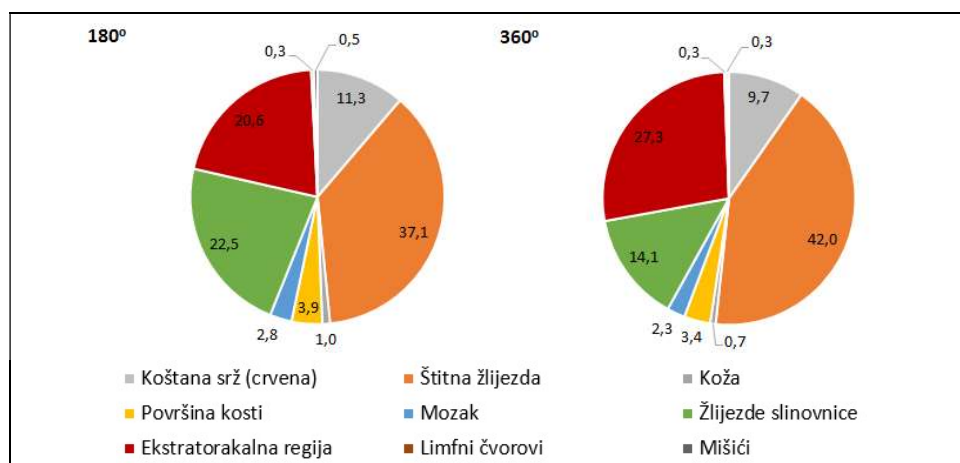
Slika 24. Prosječne doze organa i efektivna doza po veličinama FOV-a za kut rotacije rendgenske cijevi od 360° (90 kV, Std Res)



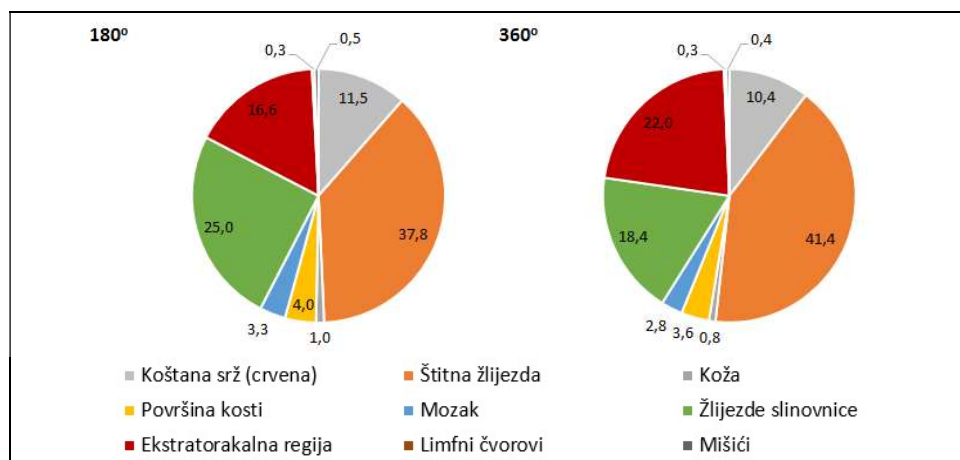
Slika 25. Prosječni doprinosi (%) pojedinog organa efektivnoj dozi za FOV veličine 50 x 50 mm² za kutove rotacije rendgenske cijevi od 180° i 360° (90 kV, Std Res)



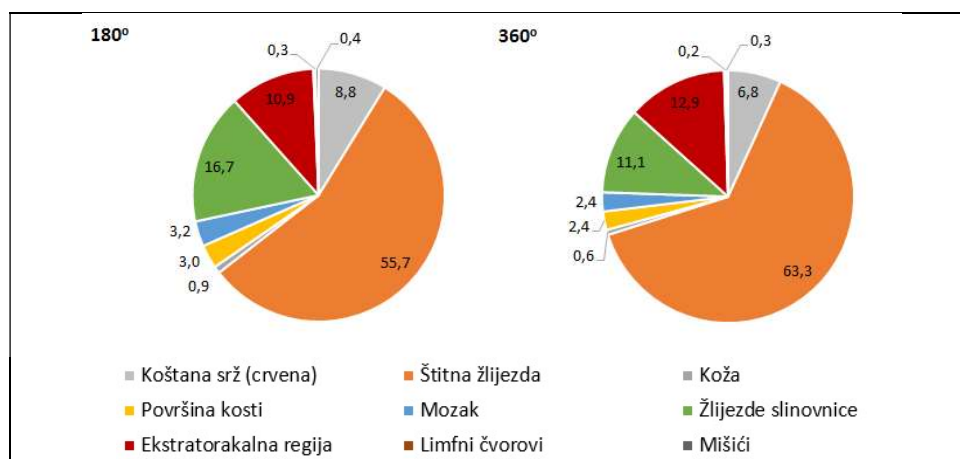
Slika 26. Prosječni doprinosi (%) pojedinog organa efektivnoj dozi za FOV veličine 61 x 78 mm² za kutove rotacije rendgenske cijevi od 180° i 360° (90 kV, Std Res)



Slika 27. Prosječni doprinosi (%) pojedinog organa efektivnoj dozi za FOV veličine 78 x 78 mm² za kutove rotacije rendgenske cijevi od 180° i 360° (90 kV, Std Res)



Slika 28. Prosječni doprinosi (%) pojedinog organa efektivnoj dozi za FOV veličine 78 x 150 mm² za kutove rotacije rendgenske cijevi od 180° i 360° (90 kV, Std Res)



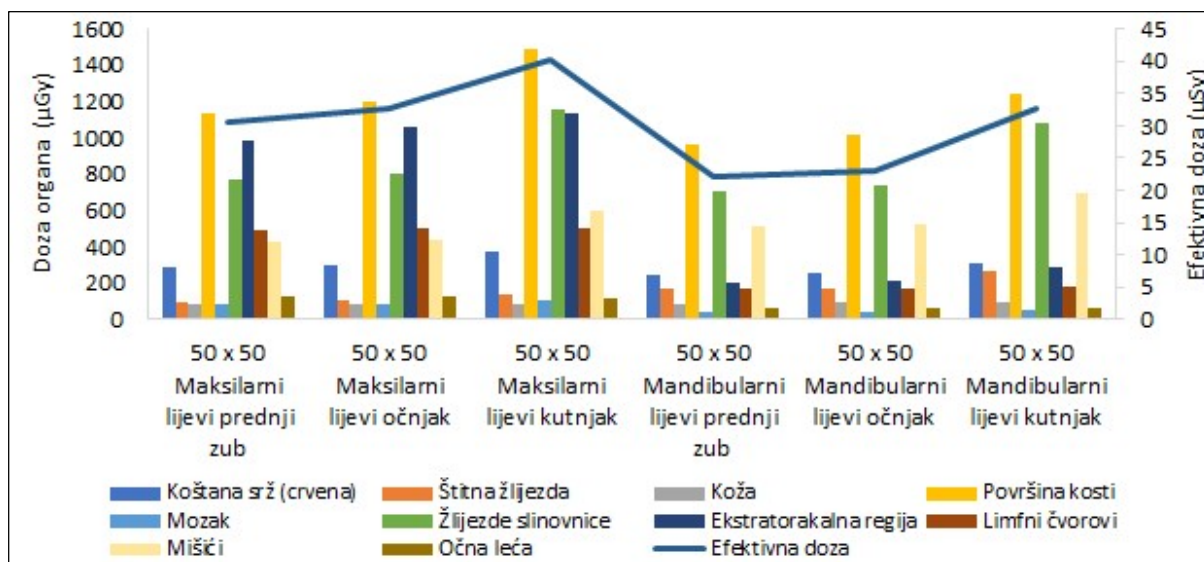
Slika 29. Prosječni doprinosi (%) pojedinog organa efektivnoj dozi za FOV veličine 130 x 150 mm² za kutove rotacije rendgenske cijevi od 180° i 360° (90 kV, Std Res)

Osim o veličini FOV-a, doze organa i efektivna doza ovise i o položaju FOV-a što je vidljivo iz tablice 7. te slika 18. i 20. te iz tablice 8. u kojoj su prosječne doze organa i efektivne doze dane za FOV-ove visine do 100 mm i one veće od 100 mm te za one FOV-ove koji su manji od 100 mm, a čija se središta nalaze na maksili, u okluzijskoj ravlini ili na mandibuli.

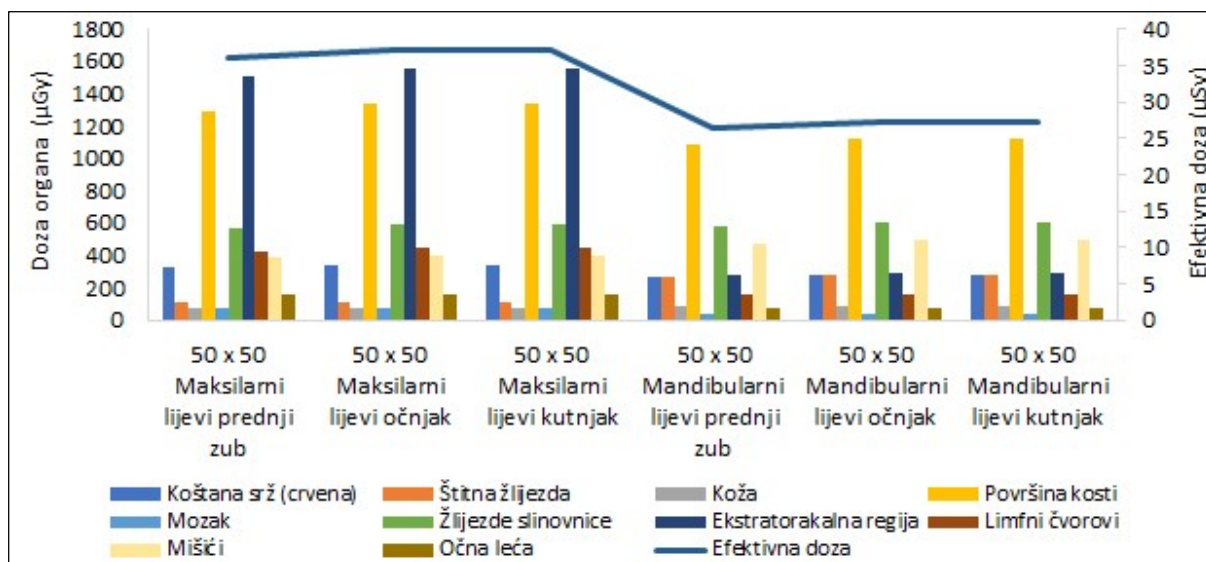
Tablica 8. Prosječne doze organa (μGy) i efektivne doze (μSv) za FOV visine veće od 100 mm te za FOV-ove visine manje od 100 mm čija središta se nalaze na mandibuli, maksili i u okluzijskoj ravni (90 kV, Std Res).

ORGAN	Svi položaji FOV visine < 100 mm		FOV visine > 100 mm (Viscerokranij)		FOV visine < 100 mm sa središtem na maksili		FOV visine < 100 mm sa središtem u okluzijskoj ravni		FOV visine < 100 mm sa središtem na mandibuli	
	180°	360°	180°	360°	180°	360°	180°	360°	180°	360°
Koštana srž (crvena)	475	497	1034	1005	524	537	664	703	364	387
Štitna žlijezda	596	865	2370	3384	158	158	623	871	1024	1569
Koža	124	113	277	256	113	97	172	160	119	114
Površina kosti	1895	1980	4119	4006	2090	2142	2646	2803	1449	1543
Mozak	153	143	625	523	235	221	191	182	59	51
Žlijezde slinovnice	1462	1148	2847	2371	1308	961	2486	1993	1274	1054
Ekstratorakalna regija	921	1379	1534	2233	1323	2037	1480	2325	333	406
Limfni čvorovi	537	506	1279	1247	818	761	743	728	187	177
Mišići	978	888	2279	2123	724	655	1504	1387	1056	954
Očna leća	198	274	170	214	333	476	177	246	71	82
Efektivna doza	62	75	170	214	49	55	85	100	67	87

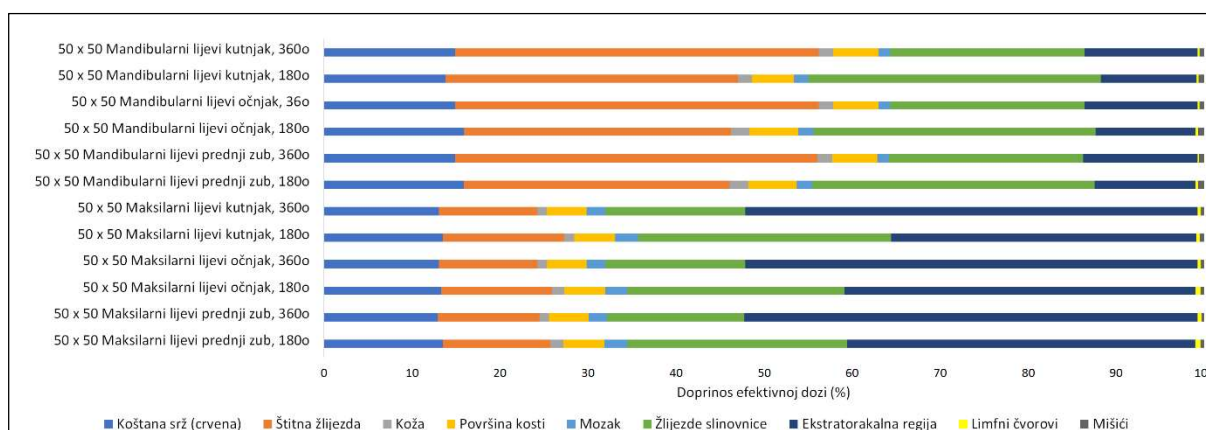
Na slici 30. prikazane su promjene doze organa i efektivne doze u odnosu na promjenu položaja središta FOV-a veličine $50 \times 50 \text{ mm}^2$ na svakoj od čeljusti (položaj prednjeg zuba (sjekutića), očnjaka i kutnjaka) za kut rotacije rendgenske cijevi od 180° , a na slici 31. za kut od 360° . Promjena položaja ovog FOV-a mijenja i doprinose organa efektivnoj dozi što je prikazano na slici 32.



Slika 30. Doze organa i efektivna doza za različite položaje FOV-a veličine $50 \times 50 \text{ mm}^2$ na svakoj čeljusti za kut rotacije rendgenske cijevi od 180° (90 kV, Std Res).

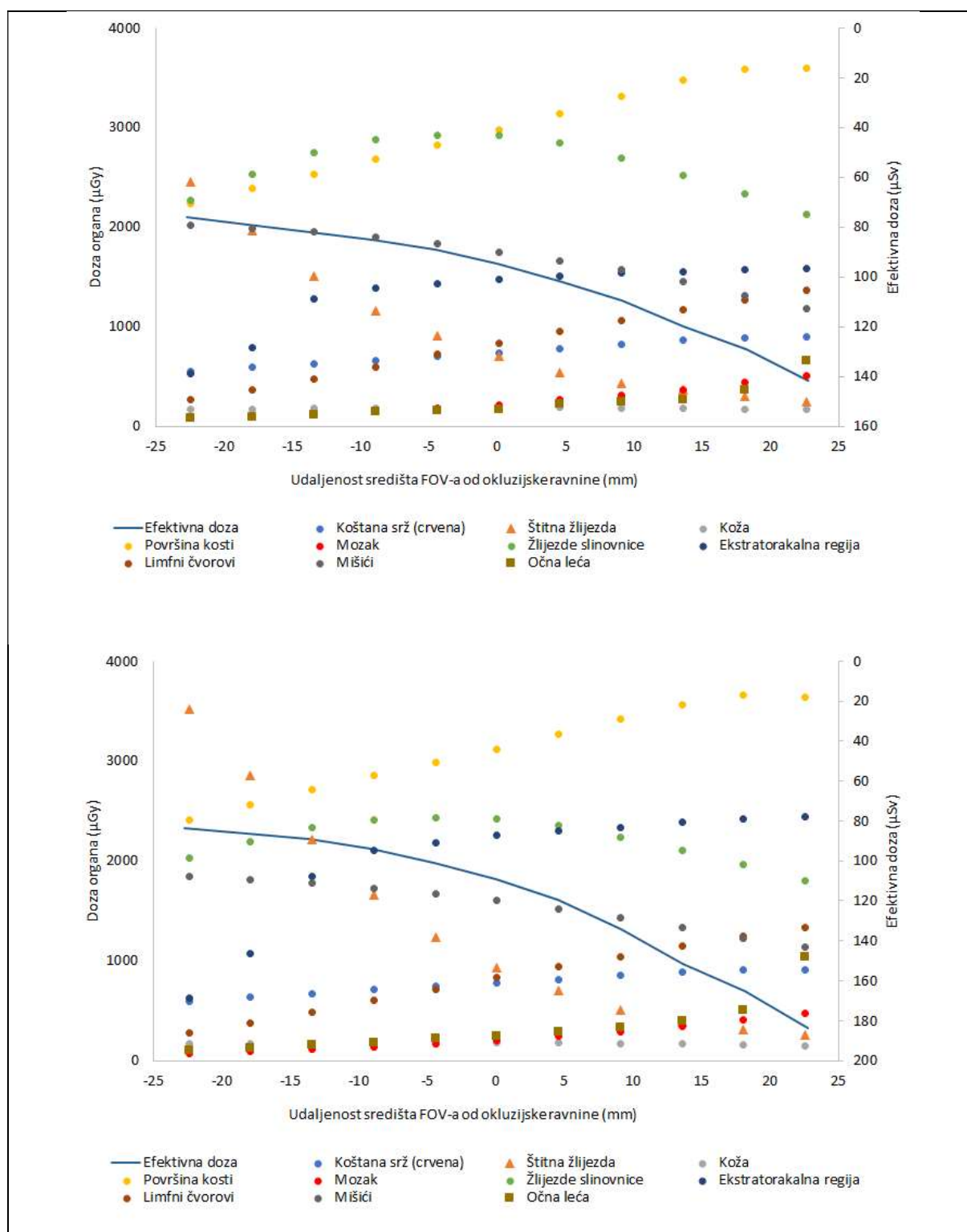


Slika 31. Doze organa i efektivna doza za različite položaje FOV-a veličine 50 x 50 mm² na svakoj čeljusti za kut rotacije rendgenske cijevi od 360° (90 kV, Std Res).



Slika 32. Doprinosi organa efektivnoj dozi za različite položaje FOV-a veličine 50 x 50 mm² na svakoj čeljusti za kut rotacije rendgenske cijevi od 180° i 360° (90 kV, Std Res).

Središta FOV-ova veličine 78 x 150 mm² i 130 x 150 mm² pomicanja su po z- osi u oba smjera u odnosu na okluzijsku ravninu s korakom od po 4,5 mm. Utjecaj promjene položaja na doze organa te efektivnu dozu prikazan je na slici 33. za FOV veličine 78 x 150 mm², a na slici 34. prikazan je najviši i najniži položaj tog FOV-a na korištenom računalnom antropomorfnom fantomu s označenim središtem FOV-a.

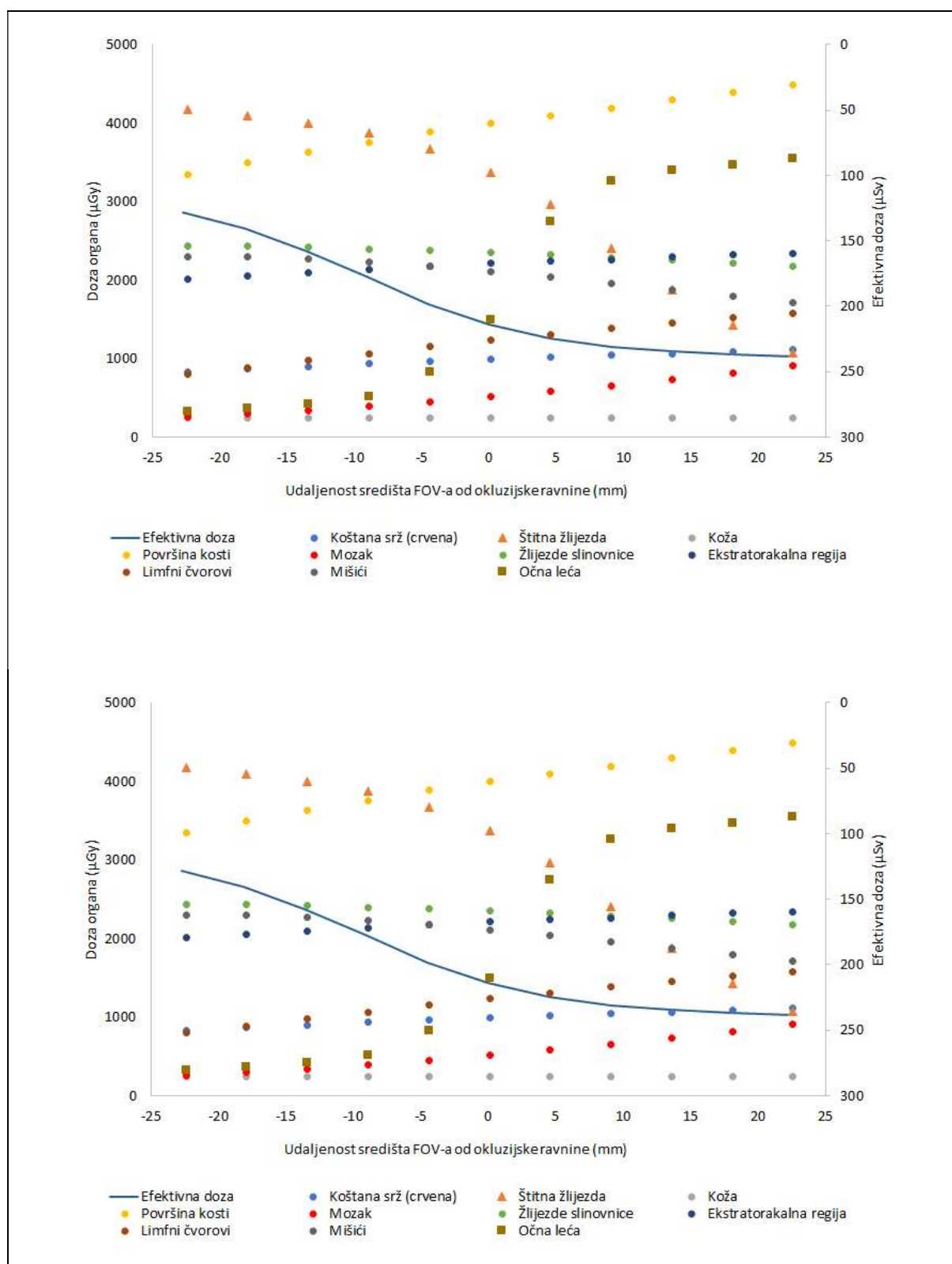


Slika 33. Doze organa i efektivna doze za različite udaljenosti FOV-a veličine 78 x 150 mm² od okluzijske ravnine (90 kV, Std Res); gore - za kut rotacije od 180° i dolje - za kut rotacije od 360°.

Na slici 35. prikazan je utjecaj promjene položaja na doze organa te efektivnu dozu za FOV veličine $130 \times 150 \text{ mm}^2$ dok je na slici 36. prikazan najviši i najniži položaj tog FOV-a na korištenom računalnom antropomorfnom fantomu s označenim središtem FOV-a. Na slikama 37. - 40. prikazane su promjene doprinosa organa efektivnoj dozi za različite položaje ova dva FOV-a na z-osi.



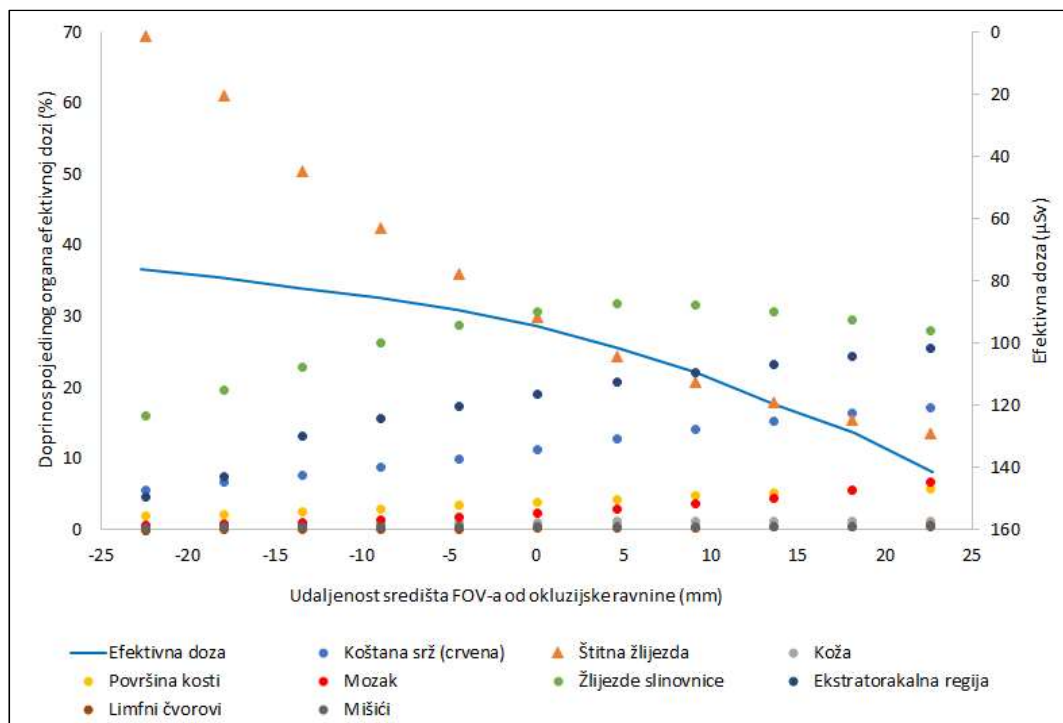
Slika 34. Najviši i najniži položaj FOV-a veličine $78 \times 150 \text{ mm}^2$. Crnim točkama označeno je središte FOV-a.



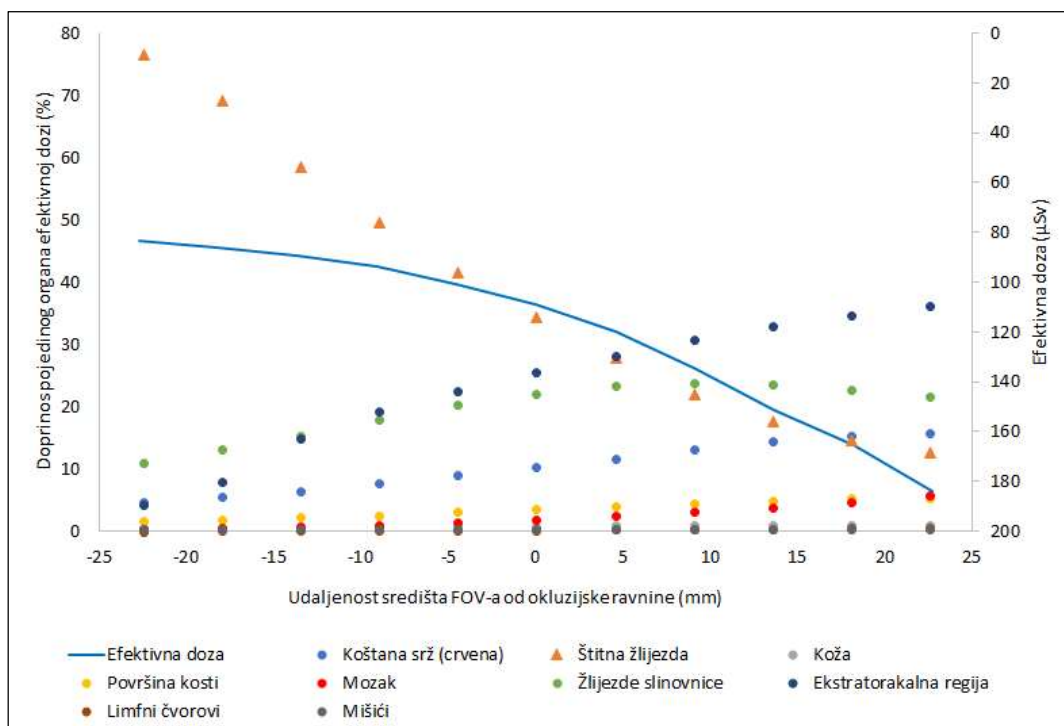
Slika 35. Doze organa i efektivna doze za različite udaljenosti FOV-a veličine $130 \times 150 \text{ mm}^2$ od okluzijske ravnine (90 kV, Std Res); gore - za kut rotacije od 180° i dolje - za kut rotacije od 360° .



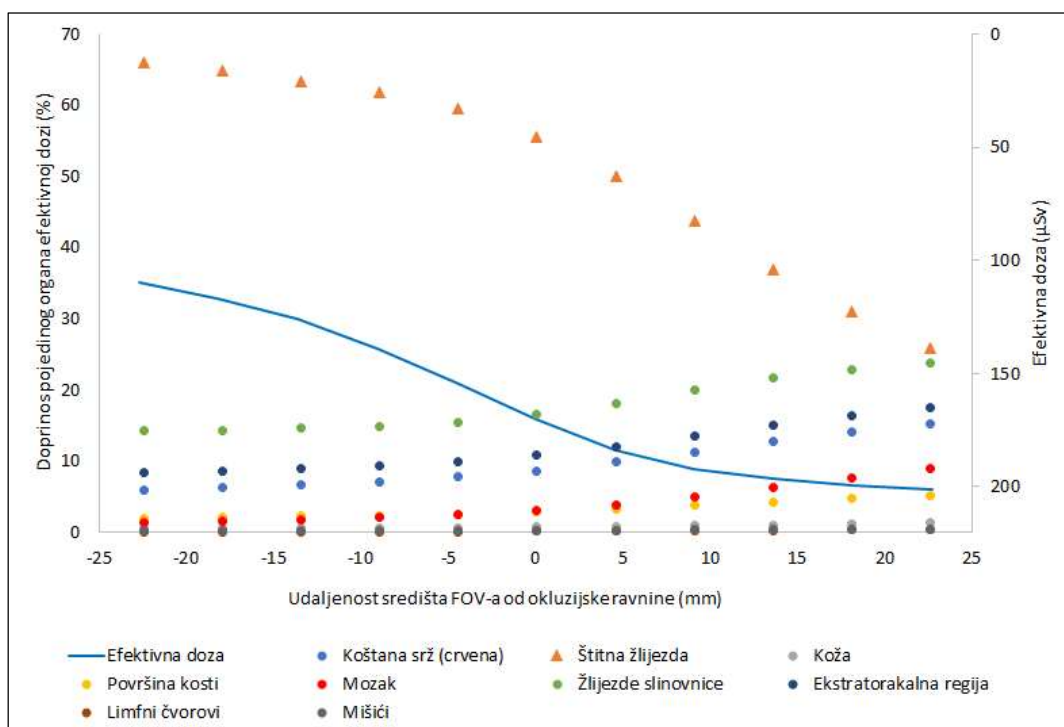
Slika 36. Najviši i najniži položaj FOV-a veličine 130 x 150 mm². Crnim točkama označeno je središte FOV-a.



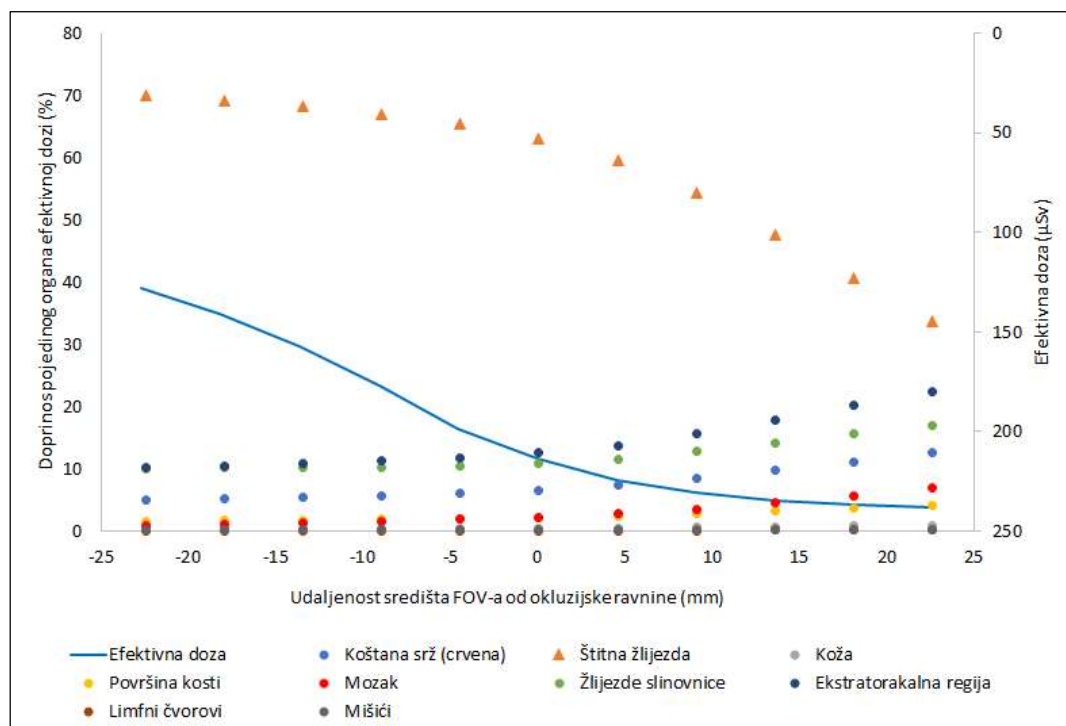
Slika 37. Doprinosi organa efektivnoj dozi za različite udaljenosti FOV-a veličine 78 x 150 mm² od okluzijske ravnine za kut rotacije od 180° (90 kV, Std Res).



Slika 38. Doprinosi organa efektivnoj dozi za različite udaljenosti FOV-a veličine 78 x 150 mm² od okluzijske ravnine za kut rotacije od 360° (b.) (90 kV, Std Res).

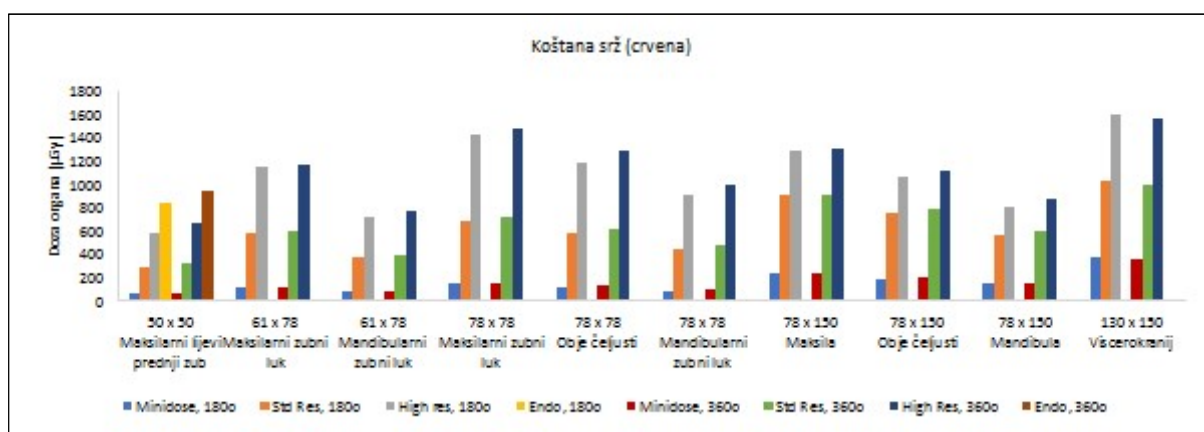


Slika 39. Doprinosi organa efektivnoj dozi za različite udaljenosti FOV-a veličine 130 x 150 mm² od okluzijske ravnine za kut rotacije od 180° (90 kV, Std Res).

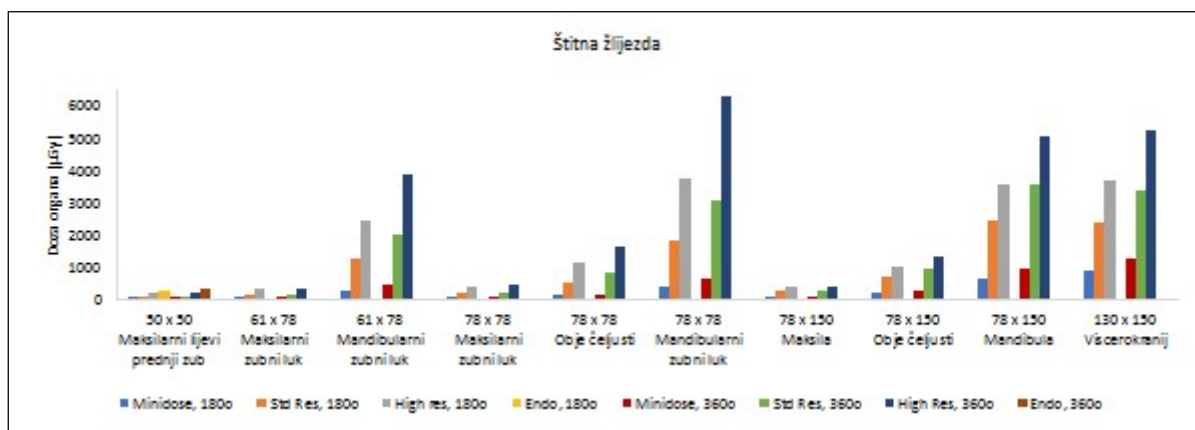


Slika 40. Doprinosi organa efektivnoj dozi za različite udaljenosti FOV-a veličine 130 x 150 mm² od okluzijske ravnine za kut rotacije od 360° (90 kV, Std Res).

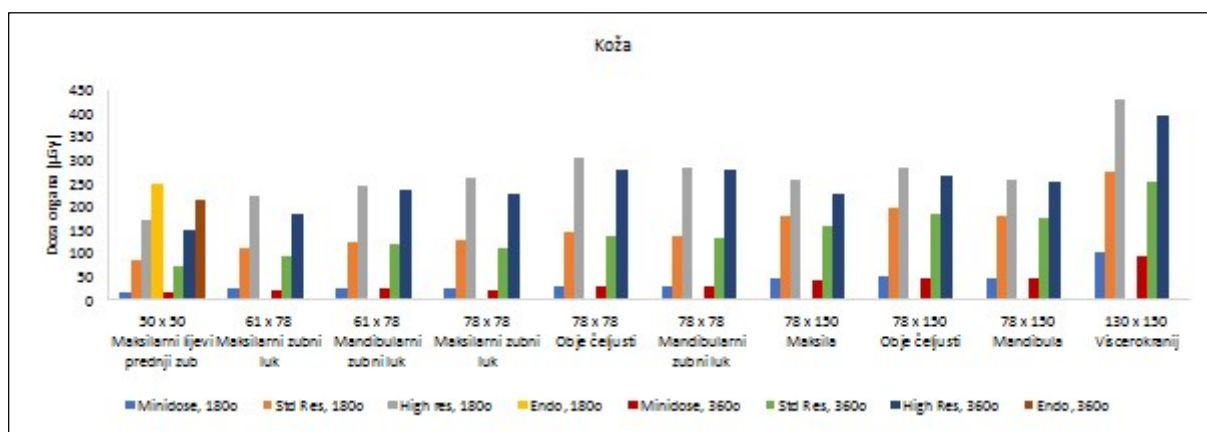
Doze organa i efektivna doza linearno prate promjenu umnoška struje i vremena ozračivanja što je prikazano na slikama 41. – 51. Iz podataka danih u tablici 9. vidljivo je da promjena umnoška struje i vremena ozračivanja ne utječe na doprinos pojedinog organa efektivnoj dozi.



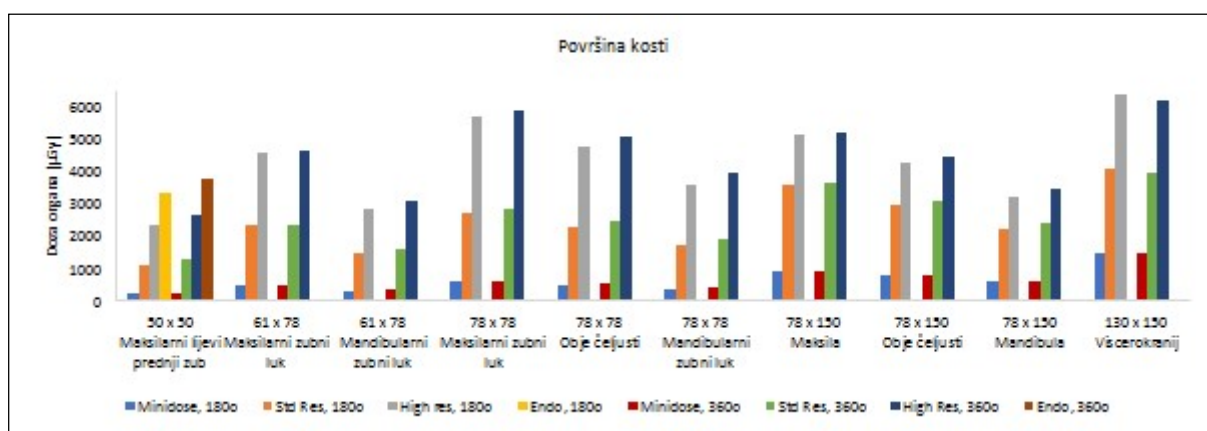
Slika 41. Doza koštane srži (crvene) za različite umnoške struje i vremena ozračivanja za kut rotacije rendgenske cijevi od 180° i 360° (90 kV).



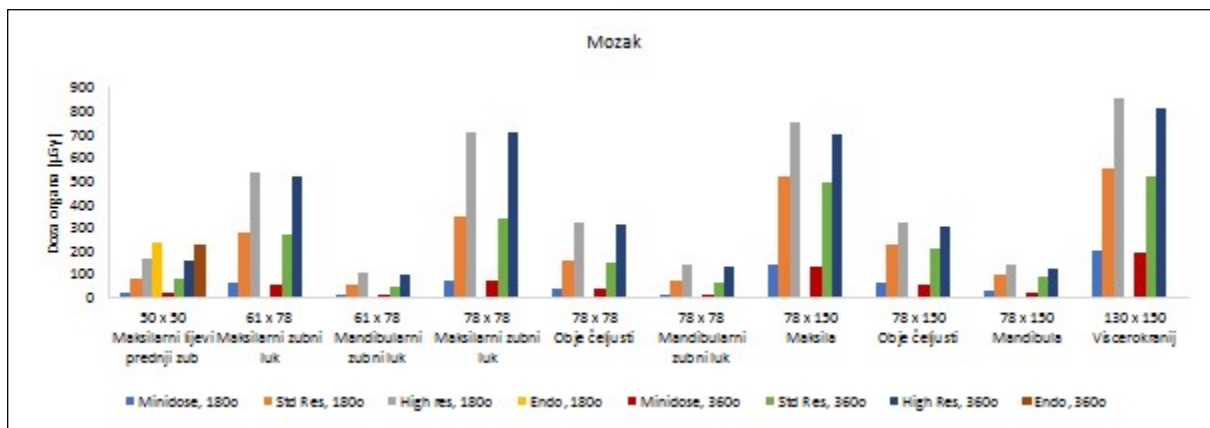
Slika 42. Doza štitne žlijezde za različite umnoške struje i vremena ozračivanja za kut rotacije rendgenske cijevi od 180° i 360° (90 kV).



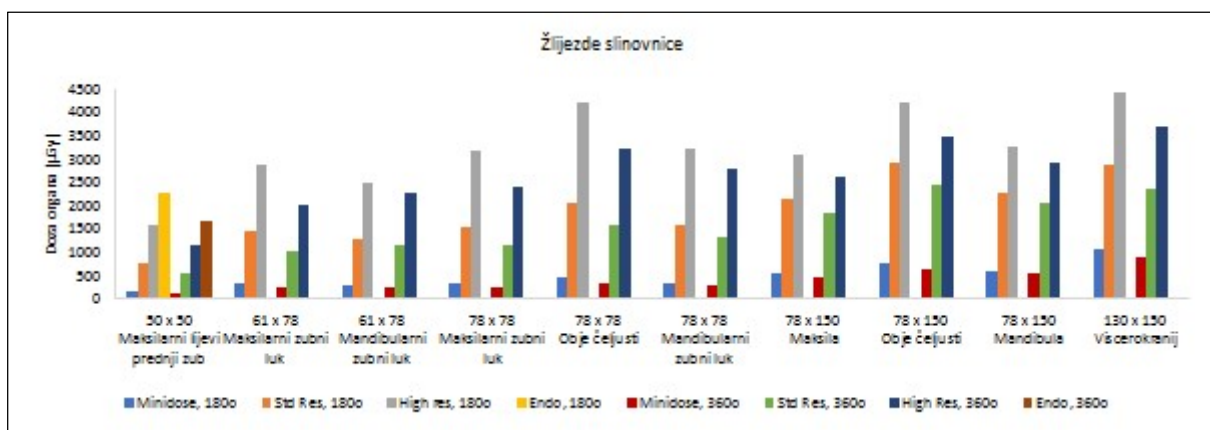
Slika 43. Doza kože za različite umnoške struje i vremena ozračivanja za kut rotacije rendgenske cijevi od 180° i 360° (90 kV).



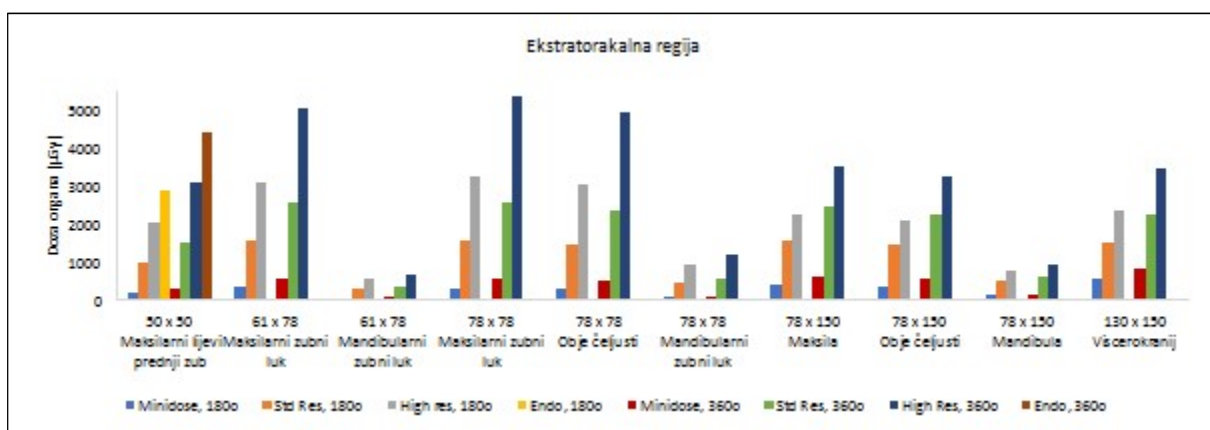
Slika 44. Doza površine kosti za kut rotacije rendgenske cijevi od 180° i 360° (90 kV).



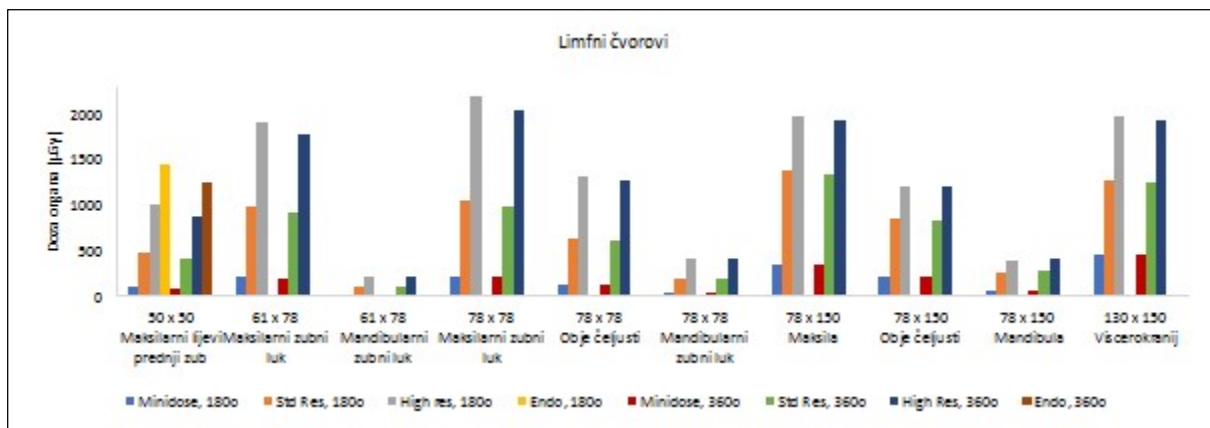
Slika 45. Doza mozga za različite umnoške struje i vremena ozračivanja za kut rotacije rendgenske cijevi od 180° i 360° (90 kV).



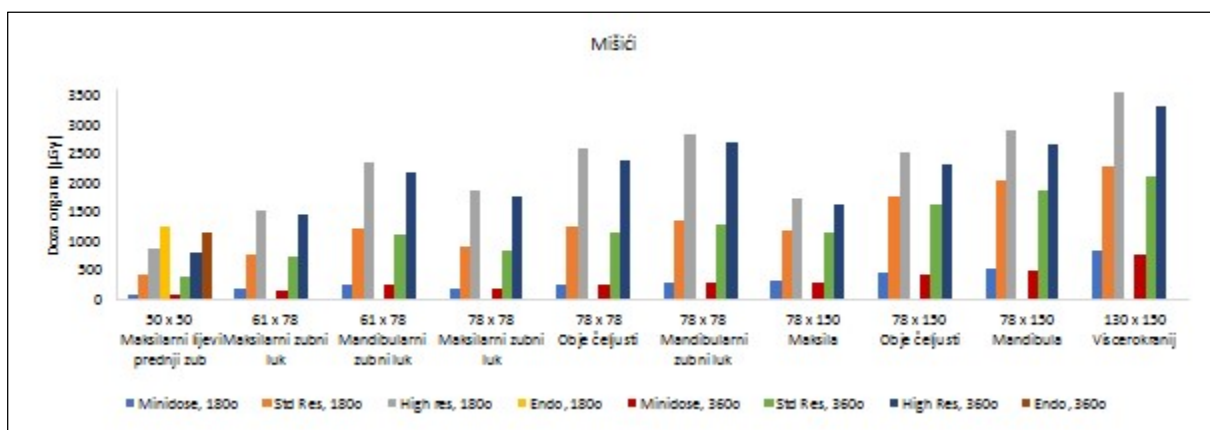
Slika 46. Doza žlijezda slinovnica za različite umnoške struje i vremena ozračivanja za kut rotacije rendgenske cijevi od 180° i 360° (90 kV).



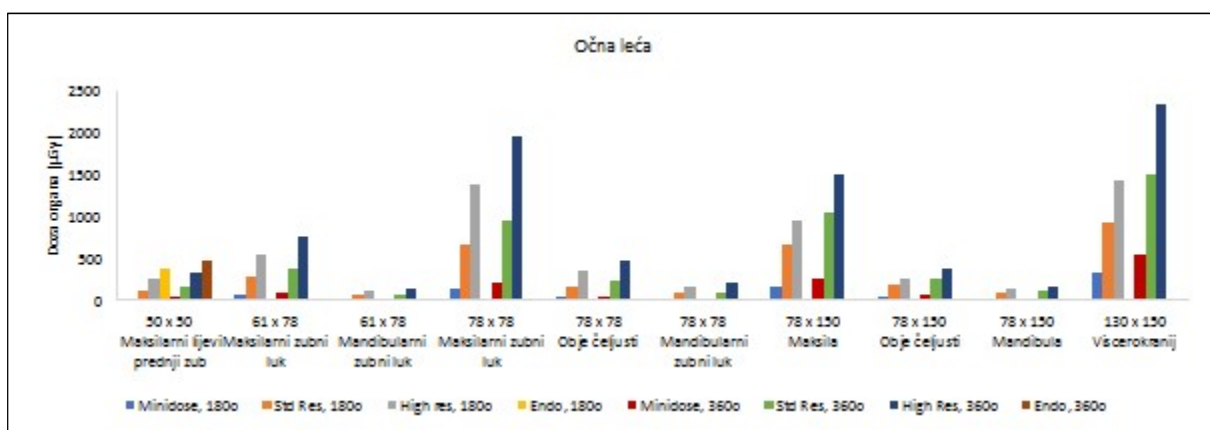
Slika 47. Doza ekstratorakalne regije za različite umnoške struje i vremena ozračivanja za kut rotacije rendgenske cijevi od 180° i 360° (90 kV).



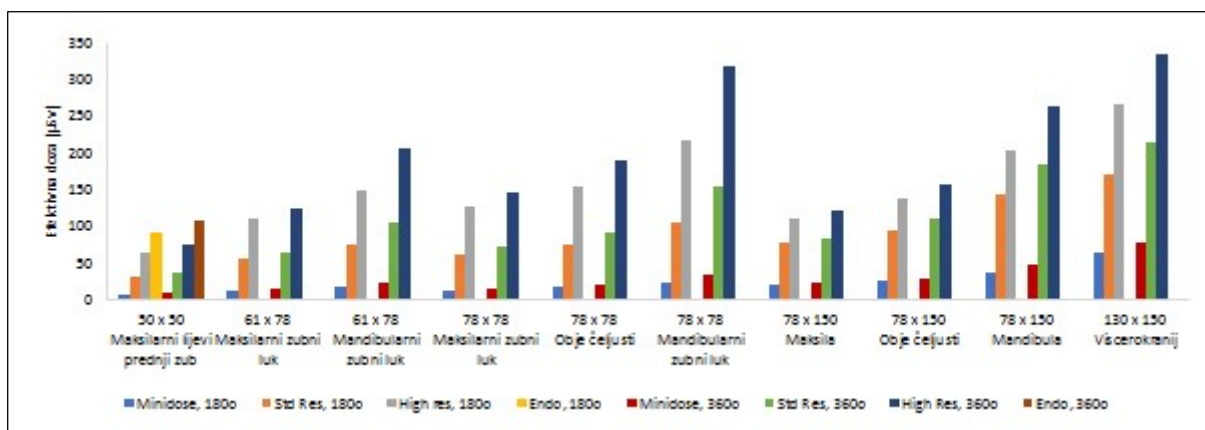
Slika 48. Doza limfnih čvorova za različite umnoške struje i vremena ozračivanja za kut rotacije rendgenske cijevi od 180° i 360° (90 kV).



Slika 49. Doza mišića za različite umnoške struje i vremena ozračivanja za kut rotacije rendgenske cijevi od 180° i 360° (90 kV)..



Slika 50. Doza očne leće za različite umnoške struje i vremena ozračivanja za kut rotacije rendgenske cijevi od 180° i 360° (90 kV).



Slika 51. Efektivna doza za različite umnoške struje i vremena ozračivanja za kut rotacije rendgenske cijevi od 180° i 360° (90 kV).

Tablica 9. Doprinos pojedinog organa efektivnoj dozi (%) za različite umnoške struje i vremena ozračivanja (90 kV, 180°)

Organ	Oznaka razlučivosti	50 x 50 Maksil. lijevi pred. zub	61 x 78 Maksil. zubni luk	61 x 78 Mandib. zubni luk	78 x 78 Maksil. zubni luk	78 x 78 Objek čeljusti	78 x 78 Mandib. zubni luk	78 x 150 Maksila	78 x 150 Objek čeljusti	78 x 150 Mandibula	130 x 150 Viscerokra nij
Koštana srž (crvena)	Minidose	13,49	15,28	7,11	16,44	11,29	6,11	17,25	11,46	5,77	8,80
	Std Res	13,49	15,28	7,11	16,44	11,29	6,11	17,25	11,46	5,77	8,80
	High Res	13,49	15,28	7,11	16,44	11,29	6,11	17,25	11,46	5,77	8,80
	Endo	13,49	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Štitna žlijezda	Minidose	12,25	11,19	66,46	13,02	28,83	69,55	13,73	30,01	69,63	55,71
	Std Res	12,25	11,19	66,46	13,02	28,83	69,55	13,73	30,01	69,63	55,71
	High Res	12,25	11,19	66,46	13,02	28,83	69,55	13,73	30,01	69,63	55,71
	Endo	12,25	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Koža	Minidose	1,48	1,11	0,90	1,14	1,07	0,72	1,27	1,13	0,69	0,88
	Std Res	1,48	1,11	0,90	1,14	1,07	0,72	1,27	1,13	0,69	0,88
	High Res	1,48	1,11	0,90	1,14	1,07	0,72	1,27	1,13	0,69	0,88
	Endo	1,48	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Površina kosti	Minidose	4,66	5,28	2,46	5,67	3,90	2,11	5,96	3,96	1,99	3,04
	Std Res	4,66	5,28	2,46	5,67	3,90	2,11	5,96	3,96	1,99	3,04
	High Res	4,66	5,28	2,46	5,67	3,90	2,11	5,96	3,96	1,99	3,04
	Endo	4,66	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Mozak	Minidose	2,60	4,96	0,73	5,62	2,09	0,66	6,86	2,39	0,68	3,24
	Std Res	2,60	4,96	0,73	5,62	2,09	0,66	6,86	2,39	0,68	3,24
	High Res	2,60	4,96	0,73	5,62	2,09	0,66	6,86	2,39	0,68	3,24
	Endo	2,60	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Žlijezde slinovnice	Minidose	25,00	26,16	16,96	25,02	27,53	14,95	28,07	30,90	16,07	16,73
	Std Res	25,00	26,16	16,96	25,02	27,53	14,95	28,07	30,90	16,07	16,73
	High Res	25,00	26,16	16,96	25,02	27,53	14,95	28,07	30,90	16,07	16,73
	Endo	25,00	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Ekstratorakal na regija	Minidose	39,53	34,97	4,83	32,02	24,48	5,44	25,74	19,26	4,66	10,93
	Std Res	39,53	34,97	4,83	32,02	24,48	5,44	25,74	19,26	4,66	10,93
	High Res	39,53	34,97	4,83	32,02	24,48	5,44	25,74	19,26	4,66	10,93
	Endo	39,53	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Limfni čvorovi	Minidose	0,56	0,62	0,05	0,62	0,31	0,07	0,64	0,32	0,07	0,27
	Std Res	0,56	0,62	0,05	0,62	0,31	0,07	0,64	0,32	0,07	0,27
	High Res	0,56	0,62	0,05	0,62	0,31	0,07	0,64	0,32	0,07	0,27
	Endo	0,56	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Mišići	Minidose	0,42	0,42	0,49	0,45	0,51	0,40	0,48	0,57	0,44	0,41
	Std Res	0,42	0,42	0,49	0,45	0,51	0,40	0,48	0,57	0,44	0,41
	High Res	0,42	0,42	0,49	0,45	0,51	0,40	0,48	0,57	0,44	0,41
	Endo	0,42	-	-	-	-	-	-	-	-	-

Smanjenje napona na rendgenskoj cijevi s 90 kV na 80 kV i njegovo povećanje na 100 kV ne mijenja bitno doze organa i efektivnu dozu što je vidljivo iz tablica 10. i 11. te slike 52., kao ni doprinose organa efektivnoj dozi (tablica 12.). Prosječni doprinosi organa efektivnoj dozi za svaku veličinu FOV-a za kut rotacije rendgenske cijevi od 180° prikazani su na slici 53., a kuta od 360° na slici 54.

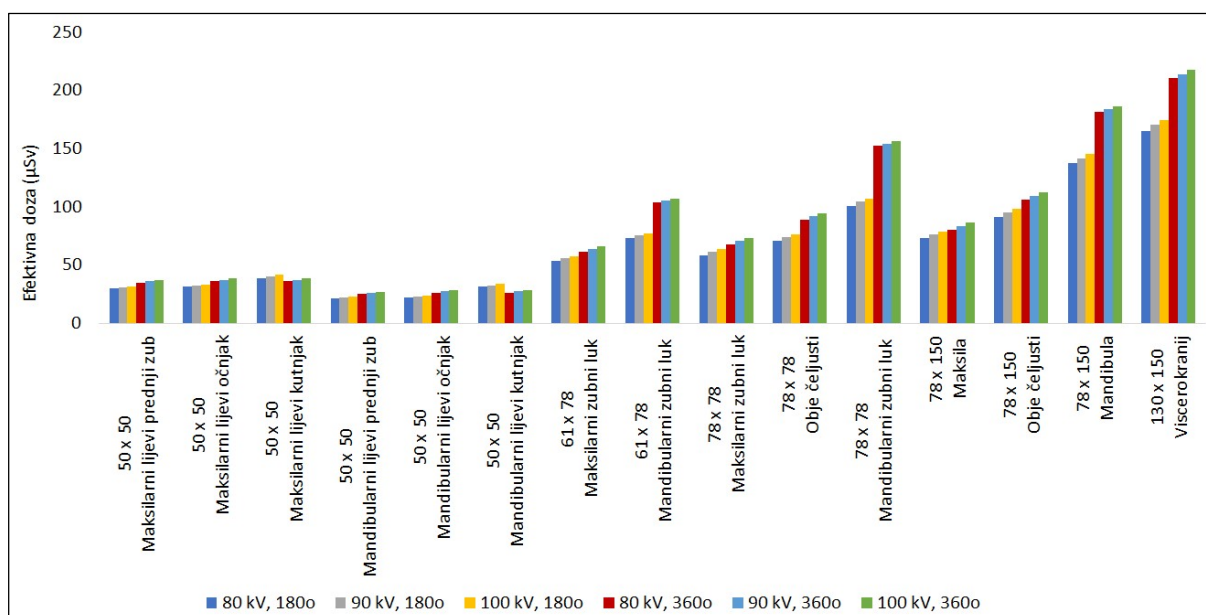
Tablica 10. Doze organa za napon na rendgenskoj cijevi od 80 kV, 90 kV i 100 kV te za kut rotacije rendgenske cijevi od 180° (Std Res)

Organ	Napon (kV)	50 x 50 Maksil. lijevi pred. zub	61 x 78 Maksil. zubni luk	61 x 78 Mandib. zubni luk	78 x 78 Maksil. zubni luk	78 x 78 Obje čeljusti	78 x 78 Mandib. zubni luk	78 x 150 Maksila	78 x 150 Obje čeljusti	78 x 150 Mandibula	130 x 150 Viscerokranij
Koštana srž (crvena)	80	283	584	364	689	572	432	900	739	554	1024
	90	286	587	370	692	578	439	906	749	564	1034
	100	287	588	372	693	581	442	909	755	569	1038
Štitna žlijezda	80	83	139	1215	179	503	1761	232	670	2400	2299
	90	94	156	1252	199	535	1812	261	711	2465	2370
	100	102	172	1283	218	556	1857	284	742	2526	2433
Koža	80	86	115	126	129	148	139	180	199	181	278
	90	84	114	125	128	147	138	179	198	180	277
	100	84	114	126	128	147	139	180	199	180	278
Površina kosti	80	1127	2328	1452	2746	2280	1724	3586	2945	2209	4082
	90	1139	2341	1474	2759	2305	1749	3610	2986	2248	4119
	100	1143	2345	1484	2762	2317	1761	3621	3008	2269	4136
Mozak	80	74	257	49	320	142	61	488	207	85	586
	90	80	276	55	343	155	69	522	227	96	625
	100	85	293	60	362	166	75	551	242	105	658
Žlijezde slinovnice	80	757	1439	1231	1495	2003	1512	2092	2872	2216	2782
	90	768	1458	1278	1528	2045	1557	2136	2928	2275	2847
	100	778	1483	1317	1565	2088	1597	2185	2991	2330	2912
Ekstratorakalna regija	80	950	1498	266	1500	1385	418	1499	1390	488	1444
	90	986	1583	296	1588	1477	460	1591	1483	536	1534
	100	1022	1659	318	1666	1553	494	1671	1562	576	1617
Limfa	80	496	988	108	1070	644	203	1384	850	269	1282
	90	490	981	112	1064	641	206	1376	846	273	1279
	100	489	984	116	1068	643	210	1381	850	279	1288
Mišići	80	414	749	1194	876	1221	1346	1156	1725	1999	2236
	90	425	775	1210	906	1247	1366	1197	1760	2024	2279
	100	435	800	1230	935	1275	1388	1235	1799	2056	2326
Očna leća	80	126	262	59	642	156	80	639	171	86	887
	90	127	277	63	676	169	84	673	185	98	929
	100	130	288	66	701	181	93	697	202	106	972

Tablica 11. Doze organa za napon na rendgenskoj cijevi od 80 kV, 90 kV i 100 kV te za kut rotacije rendgenske cijevi od 360° (Std Res)

Organ	Napon (kV)	50 x 50 Maksil. lijevi pred. zub	61 x 78 Maksil. zubni luk	61 x 78 Mandib. zubni luk	78 x 78 Maksil. zubni luk	78 x 78 Obje čeljusti	78 x 78 Mandib. zubni luk	78 x 150 Maksila	78 x 150 Obje čeljusti	78 x 150 Mandibula	130 x 150 Viscerokranij
	80	321	595	397	717	616	476	911	777	600	997

Organ	Napon (kV)	50 x 50 Maksil. lijevi pred. zub	61 x 78 Maksil. zubni luk	61 x 78 Mandib. zubni luk	78 x 78 Maksil. zubni luk	78 x 78 Obje čeljusti	78 x 78 Mandib. zubni luk	78 x 150 Maksila	78 x 150 Obje čeljusti	78 x 150 Mandibula	130 x 150 Viscerokra nij
Koštana srž (crvena)	90	322	597	400	719	621	480	916	785	607	1005
	100	323	598	402	719	623	483	917	790	611	1009
Štitna žlijezda	80	93	141	1983	185	774	3040	236	913	3508	3351
	90	104	159	1995	209	798	3053	266	943	3533	3384
	100	112	176	2016	229	820	3078	292	971	3565	3428
Koža	80	73	96	121	110	136	136	159	186	179	256
	90	72	96	121	110	136	135	159	185	178	256
	100	72	96	121	110	136	136	160	187	179	257
Površina kosti	80	1279	2369	1582	2857	2454	1898	3632	3096	2390	3972
	90	1285	2379	1596	2865	2476	1914	3649	3130	2418	4006
	100	1288	2383	1603	2866	2484	1924	3656	3147	2435	4021
Mozak	80	69	248	43	320	140	56	457	192	77	489
	90	76	266	49	342	153	63	489	210	87	523
	100	81	280	54	360	164	70	516	227	97	552
Žlijezde slinovnice	80	544	1007	1113	1118	1504	1288	1759	2360	1973	2299
	90	562	1037	1161	1166	1559	1338	1815	2427	2035	2371
	100	581	1067	1204	1212	1612	1383	1871	2493	2095	2440
Ekstratoraka lna regija	80	1469	2501	330	2505	2304	540	2375	2180	590	2146
	90	1506	2574	361	2584	2386	588	2457	2264	642	2233
	100	1543	2645	389	2657	2464	629	2532	2340	684	2311
Limfa	80	429	919	104	998	617	198	1355	842	280	1248
	90	426	914	109	994	616	202	1348	839	285	1247
	100	427	917	113	1000	620	207	1354	844	291	1256
Mišići	80	374	709	1100	818	1131	1275	1100	1575	1828	2079
	90	387	737	1119	852	1161	1298	1143	1614	1855	2123
	100	401	763	1141	883	1192	1323	1183	1655	1890	2170
Očna leća	80	155	376	61	934	218	91	1021	239	102	1480
	90	161	390	68	948	232	100	1045	260	115	1507
	100	168	385	72	953	248	107	1054	279	119	1545

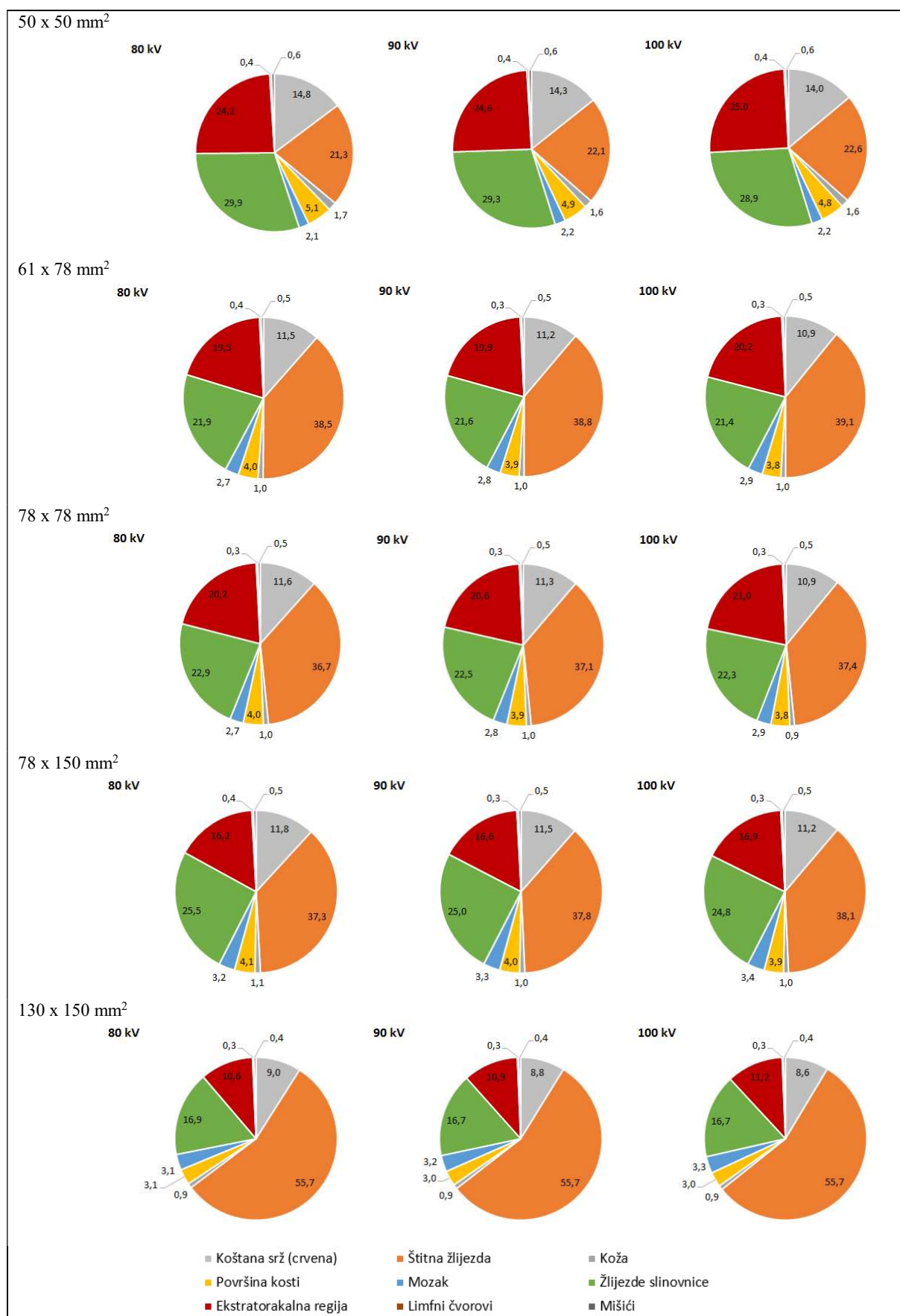


Slika 52. Efektivne doze za napon na rendgenskoj cijevi u iznosu od 80 kV, 90 kV i 100 kV te za kut rotacije rendgenske cijevi od 180° i 360° uz standardnu razlučivost (Std Res).

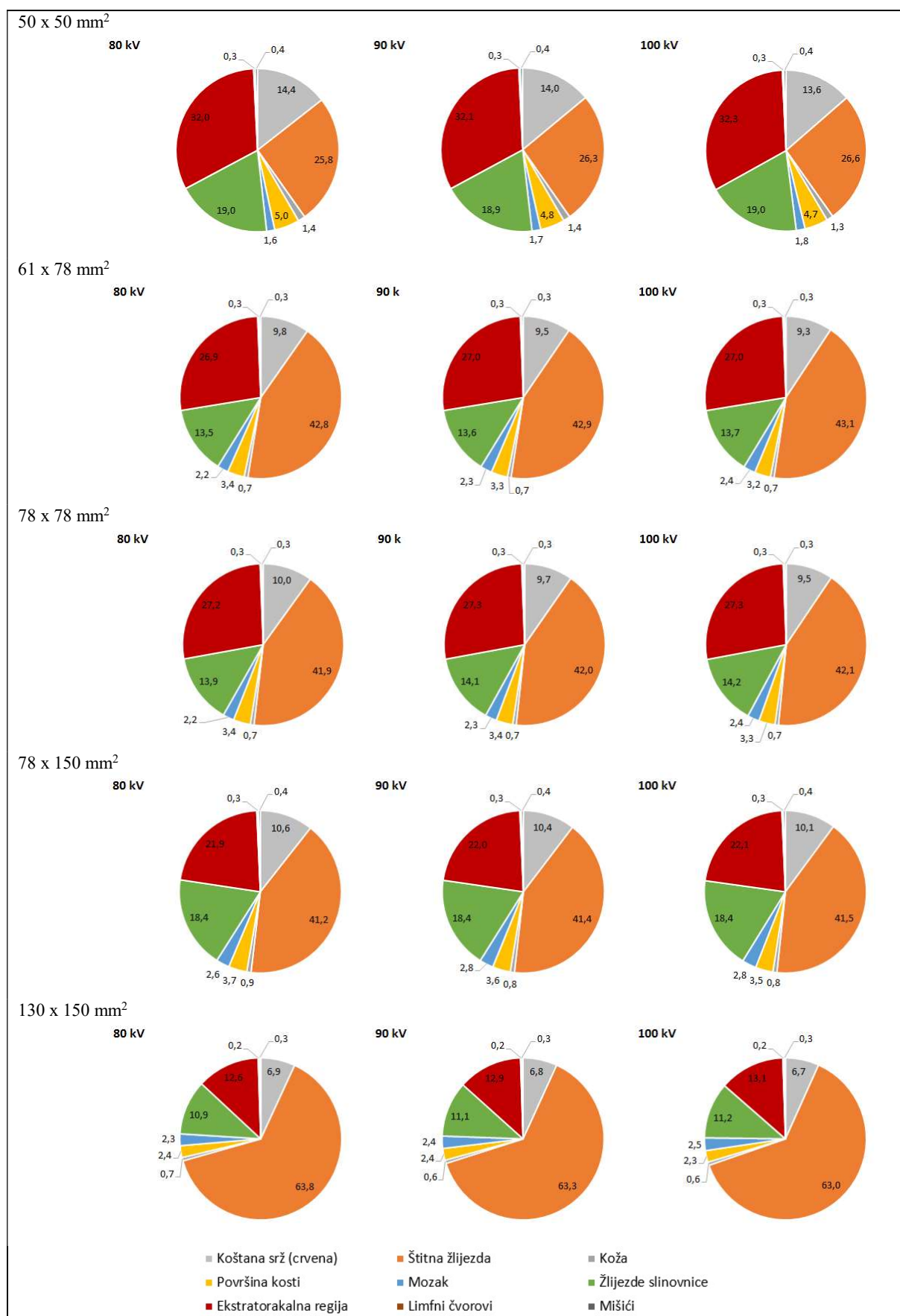
Tablica 12. Doprinosi organa efektivnoj dozi (%) za napone na rendgenskoj cijevi od 80 kV, 90 kV i 100 kV

Organ	Kut rotacije (°)	Napon (kV)	50 x 50 Maksil. lijevi pred.	61 x 78 Maksil. zubni luk	61 x 78 Mandib. zubni luk	78 x 78 Maksil. zubni luk	78 x 78 Obje čeljusti	78 x 78 Mandib. zubni luk	78 x 150 Maksila	78 x 150 Obje čeljusti	78 x 150 Mandibula	130 x 150 Viscerokranij
Koštana srž (crvena)	180	80	13,8	15,8	7,2	17,1	11,7	6,2	17,9	11,8	5,8	9,0
		90	13,5	15,3	7,1	16,4	11,3	6,1	17,3	11,5	5,8	8,8
		100	13,1	14,8	7,0	15,9	11,0	6,0	16,7	11,2	5,7	8,6
	360	80	13,3	14,0	5,5	15,3	10,0	4,5	16,4	10,6	4,8	6,9
		90	13,0	13,6	5,5	14,8	9,8	4,5	15,9	10,4	4,8	6,8
		100	12,6	13,2	5,5	14,3	9,6	4,5	15,4	10,2	4,7	6,7
Štitna žlijezda	180	80	11,2	10,4	66,7	12,2	28,3	69,8	12,7	29,4	69,8	55,7
		90	12,3	11,2	66,5	13,0	28,8	69,6	13,7	30,0	69,6	55,7
		100	12,9	11,9	66,3	13,8	29,0	69,5	14,4	30,3	69,5	55,7
	360	80	10,7	9,1	76,5	10,9	34,8	79,9	11,8	34,5	77,4	63,8
		90	11,5	10,0	75,9	11,8	34,8	79,3	12,8	34,6	76,8	63,3
		100	12,1	10,7	75,4	12,6	34,8	78,9	13,5	34,7	76,5	63,0
Koža	180	80	1,6	1,2	0,9	1,2	1,1	0,7	1,3	1,2	0,7	0,9
		90	1,5	1,1	0,9	1,1	1,1	0,7	1,3	1,1	0,7	0,9
		100	1,4	1,1	0,9	1,1	1,0	0,7	1,2	1,1	0,7	0,9
	360	80	1,1	0,8	0,6	0,9	0,8	0,5	1,1	1,0	0,5	0,7
		90	1,1	0,8	0,6	0,8	0,8	0,5	1,0	0,9	0,5	0,6
		100	1,1	0,8	0,6	0,8	0,8	0,5	1,0	0,9	0,5	0,6
Površina kosti	180	80	4,8	5,5	2,5	5,9	4,0	2,1	6,2	4,1	2,0	3,1
		90	4,7	5,3	2,5	5,7	3,9	2,1	6,0	4,0	2,0	3,0
		100	4,5	5,1	2,4	5,5	3,8	2,1	5,8	3,9	2,0	3,0
	360	80	4,6	4,8	1,9	5,3	3,5	1,6	5,7	3,7	1,7	2,4
		90	4,5	4,7	1,9	5,1	3,4	1,6	5,5	3,6	1,7	2,4
		100	4,4	4,5	1,9	4,9	3,3	1,5	5,3	3,5	1,6	2,3
Mozak	180	80	2,5	4,8	0,7	5,5	2,0	0,6	6,7	2,3	0,6	3,1
		90	2,6	5,0	0,7	5,6	2,1	0,7	6,9	2,4	0,7	3,2
		100	2,7	5,1	0,8	5,7	2,2	0,7	7,0	2,5	0,7	3,3
	360	80	2,0	4,0	0,4	4,7	1,6	0,4	5,7	1,8	0,4	2,3
		90	2,1	4,2	0,5	4,9	1,7	0,4	5,9	1,9	0,5	2,4
		100	2,2	4,3	0,5	4,9	1,7	0,4	6,0	2,0	0,5	2,5
Žlijezde slinovnice	180	80	25,6	26,9	16,9	25,5	28,1	15,0	28,7	31,6	16,1	16,9
		90	25,0	26,2	17,0	25,0	27,5	14,9	28,1	30,9	16,1	16,7
		100	24,6	25,7	17,0	24,7	27,2	14,9	27,7	30,6	16,0	16,7
	360	80	15,6	16,3	10,7	16,5	16,9	8,5	21,9	22,3	10,9	10,9
		90	15,6	16,3	11,0	16,5	17,0	8,7	21,7	22,2	11,1	11,1

Organ	Kut rotacije (°)	Napon (kV)	50 x 50 Maksil. lijevi pred.	61 x 78 Maksil. zubni luk	61 x 78 Mandib. zubni luk	78 x 78 Maksil. zubni luk	78 x 78 Obje čeljusti	78 x 78 Mandib. zubni luk	78 x 150 Maksila	78 x 150 Obje čeljusti	78 x 150 Mandibula	130 x 150 Viscerokranij
		100	15,7	16,2	11,3	16,6	17,1	8,9	21,7	22,2	11,2	11,2
Ekstratorakalna regija	180	80	39,5	34,4	4,5	31,5	24,0	5,1	25,3	18,8	4,4	10,6
		90	39,5	35,0	4,8	32,0	24,5	5,4	25,7	19,3	4,7	10,9
		100	24,6	25,7	17,0	24,7	27,2	14,9	27,7	30,6	16,0	16,7
	360	80	51,9	50,0	3,9	45,5	31,8	4,4	36,4	25,4	4,0	12,6
		90	51,5	49,7	4,2	45,1	32,0	4,7	36,2	25,6	4,3	12,9
		100	15,7	16,2	11,3	16,6	17,1	8,9	21,7	22,2	11,2	11,2
Limfni čvorovi	180	80	0,6	0,7	0,1	0,6	0,3	0,1	0,7	0,3	0,1	0,3
		90	0,6	0,6	0,1	0,6	0,3	0,1	0,6	0,3	0,1	0,3
		100	0,5	0,6	0,1	0,6	0,3	0,1	0,6	0,3	0,1	0,3
	360	80	0,4	0,5	0,0	0,5	0,2	0,0	0,6	0,3	0,1	0,2
		90	0,4	0,5	0,0	0,5	0,2	0,0	0,6	0,3	0,1	0,2
		100	0,4	0,5	0,0	0,5	0,2	0,0	0,6	0,3	0,1	0,2
Mišići	180	80	0,4	0,4	0,5	0,5	0,5	0,4	0,5	0,6	0,4	0,4
		90	0,4	0,4	0,5	0,5	0,5	0,4	0,5	0,6	0,4	0,4
		100	0,4	0,4	0,5	0,5	0,5	0,4	0,5	0,6	0,4	0,4
	360	80	0,3	0,4	0,3	0,4	0,4	0,3	0,4	0,5	0,3	0,3
		90	0,3	0,4	0,3	0,4	0,4	0,3	0,4	0,5	0,3	0,3
		100	0,3	0,4	0,3	0,4	0,4	0,3	0,4	0,5	0,3	0,3



Slika 53. Usporedba prosječnog doprinosa organa efektivnoj dozi (%) za sve veličine FOV-a za sva tri napona na rendgenskoj cijevi uz kut rotacije rendgenske cijevi od 180°.



Slika 54. Usporedba prosječnog doprinosa organa efektivnoj dozi (%) za sve veličine FOV-a za sva tri napona na rendgenskoj cijevi uz kut rotacije rendgenske cijevi od 360°.

3.3. Odnos efektivne doze i dozimetrijskih veličina

3.3.1. Odnos efektivne doze i CTDI-a

U tablici 13. dane su vrijednosti izmjerene CTDI komorom koje su izražene u mGycm. Da bi se izračunao CTDI izražen u mGy, izmjerenu vrijednost potrebno je podijeliti sa širinom rendgenskog snopa izraženom u cm što u slučaju ovog istraživanja odgovara visini FOV-a za koje je mjerenje provedeno. Širina rendgenskog snopa se u središtu fantoma tijekom snimanja mijenja zbog načina rada CBCT uređaja korištenog u ovom istraživanju te nije bilo moguće odrediti širinu rendgenskog snopa u kojem se nalazila CTDI komora. Iz navedenog razloga nije se mogao izračunati CTDI niti istražiti odnos efektivne doze i ove dozimetrijske veličine.

Tablica 13. Vrijednosti izmjerene CTDI komorom

FOV, vxš, mm ²	Oznaka razlučivosti	Izmjerena vrijednost (mGycm)	CTDI (mGy)
5 x 5	Minidose	0,09	-
	Std Res	12,36	-
	High Res	25,05	-
	Endo	36,73	-
6 x 8	Minidose	0	-
	Std Res	16,31	-
	High Res	34,36	-
8 x 8	Minidose	4,71	-
	Std Res	19,87	-
	High Res	39,83	-
8 x 15	Minidose	0	-
	Std Res	22,42	-
	High Res	32,39	-
13 x 15	Minidose	0,00	-
	Std Res	29,06	-
	High Res	42,10	-

3.3.2. Odnos efektivne doze i CBCTDI-a

Izračunate vrijednosti CBCTDI-a dane su u tablici 14. CBCTDI₁ izračunat je za sve simulirane protokole dok je CBCTDI₂ izračunat samo za one protokole kod kojih se izocentar rotacije i izocentar fantoma podudaraju i to samo za kut rotacije rendgenske cijevi od 360°.

Odnos efektivne doze i CBCT doznih indeksa ukazuje na srednje jaku do jaku linearnu korelaciju efektivne doze o tim indeksima, ovisno o veličini FOV-a (slike 55. - 61.), dok grupiranje indeksa po kutu rotacije rendgenske cijevi rezultira relativno slabom do srednje

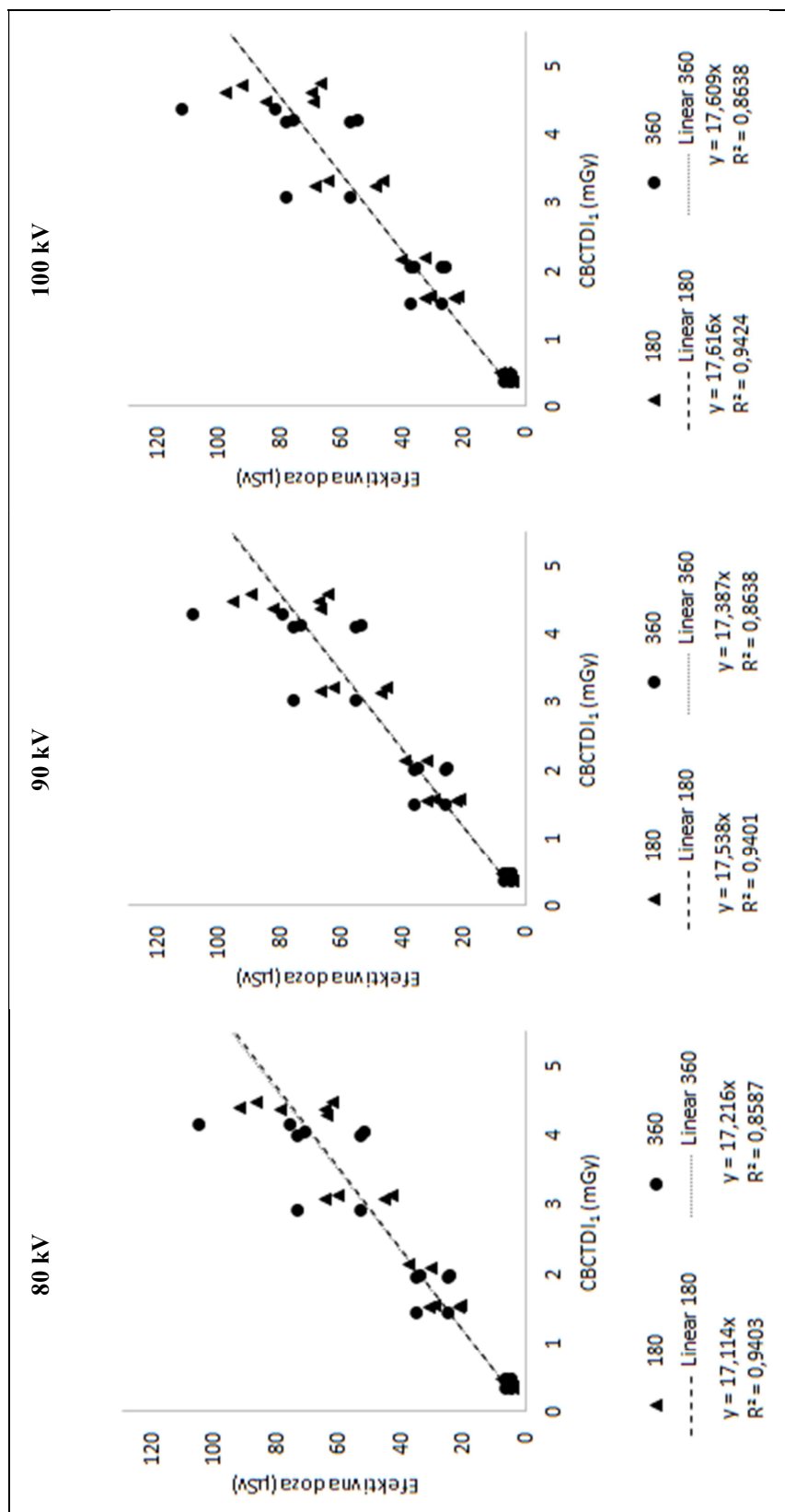
jakom linearnom korelacijom (slike 62. i 63.). Odnos efektivne doze i indeksa uspoređen je i grupiranjem indeksa po položaju FOV-a (maksila, okluzijska ravnina, mandibula) kada je također vidljiva srednje jaka do jaka linearna korelacija, ovisno o položaju (slike 64. – 71.).

Konverzijski faktori E/CBCTDI₁ i E/CBCTDI₂ izraženi u $\mu\text{Sv/mGy}$ izračunati su za sve simulirane protokole te za sve veličine FOV-a, kut rotacije rendgenske cijevi od 180° i 360° te položaje središta FOV-a i dani su u tablicama 15. – 20.

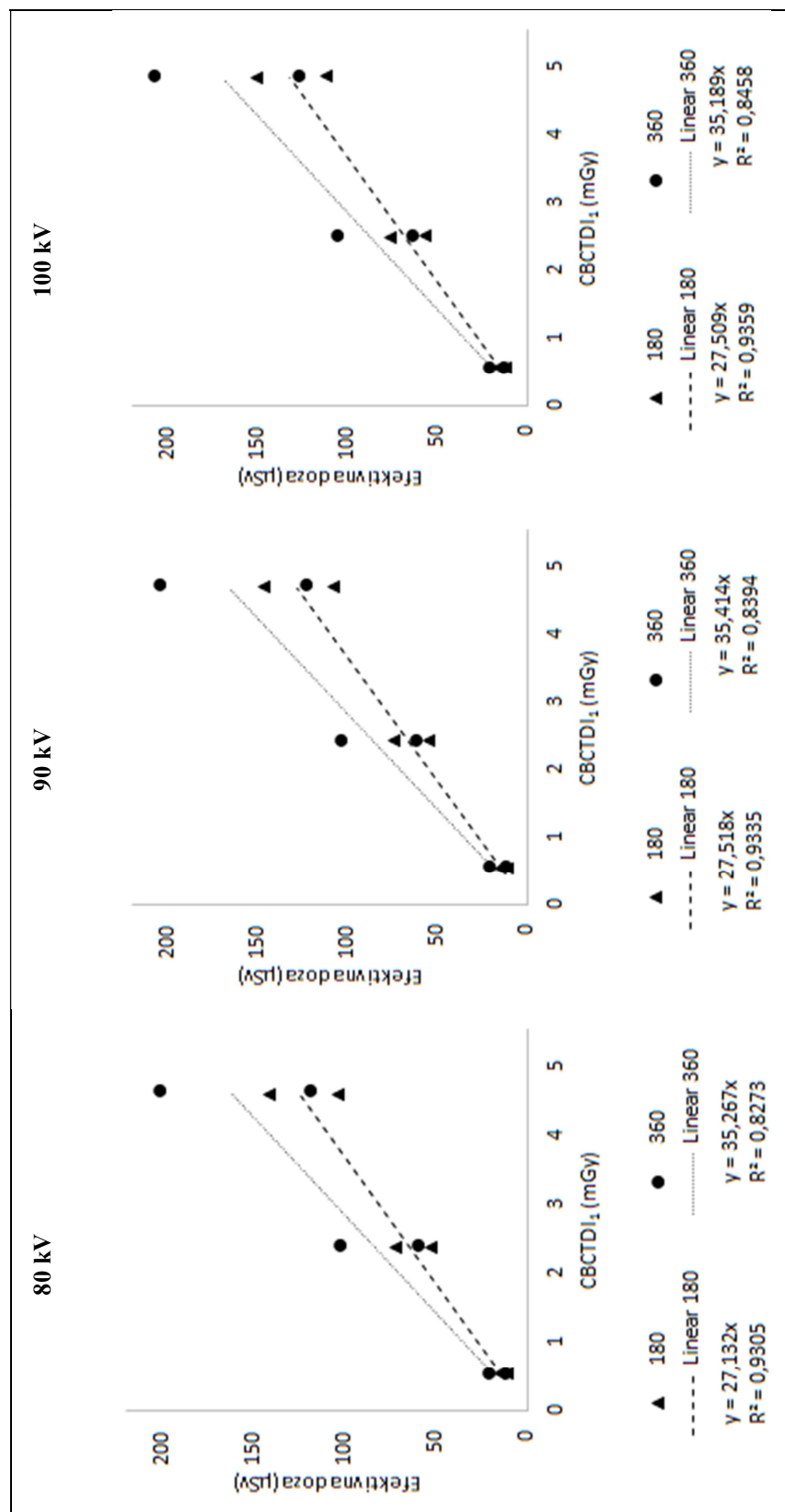
Tablica 14. Izračunate vrijednosti CBCT doznih indeksa za sve veličine i položaje FOV-a, umnoške struje i vremena ozračivanja, kutove rotacije rendgenske cijevi i napone na rendgenskoj cijevi

FOV, vxš (mm ²)	Položaj FOV-a	Oznaka razlučivosti	CBCTDI (mGy)								
			80 kV			90 kV			100 kV		
			180°	360°		180°	360°		180°	360°	
			CBCTDI ₁	CBCTDI ₁	CBCTDI ₂	CBCTDI ₁	CBCTDI ₁	CBCTDI ₂	CBCTDI ₁	CBCTDI ₁	CBCTDI ₂
50 x 50	Maksimalni lijevi prednji zub	Minidose	0,32	0,42	-	0,33	0,42	-	0,34	0,43	-
		Std Res	1,51	1,94	-	1,54	1,98	-	1,60	2,02	-
		High Res	3,12	4,01	-	3,19	4,08	-	3,30	4,16	-
		Endo	4,44	5,71	-	4,55	5,82	-	4,71	5,94	-
	Maksimalni lijevi očnjak	Minidose	0,32	0,30	-	0,32	0,31	-	0,33	0,32	-
		Std Res	1,48	1,40	-	1,51	1,44	-	1,56	1,47	-
		High Res	3,06	2,88	-	3,12	2,98	-	3,22	3,04	-
		Endo	4,36	4,11	-	4,45	4,25	-	4,60	4,33	-
	Maksimalni lijevi kutnjak	Minidose	0,45	0,41	-	0,45	0,42	-	0,46	0,43	-
		Std Res	2,10	1,91	-	2,10	1,97	-	2,15	2,00	-
		High Res	4,34	3,95	-	4,34	4,07	-	4,44	4,14	-
		Endo	6,20	5,63	-	6,20	5,80	-	6,33	5,90	-
	Maksimalni lijevi prednji zub	Minidose	0,32	0,42	-	0,33	0,42	-	0,34	0,43	-
		Std Res	1,51	1,94	-	1,55	1,98	-	1,60	2,02	-
		High Res	3,12	4,01	-	3,19	4,09	-	3,30	4,16	-
		Endo	4,44	5,71	-	4,55	5,84	-	4,71	5,94	-
	Mandibula ni lijevi očnjak	Minidose	0,32	0,30	-	0,32	0,31	-	0,33	0,31	-
		Std Res	1,48	1,40	-	1,51	1,44	-	1,56	1,47	-
		High Res	3,06	2,88	-	3,12	2,98	-	3,22	3,03	-
		Endo	4,36	4,12	-	4,45	4,25	-	4,59	4,33	-
	Mandibula ni lijevi kutnjak	Minidose	0,44	0,41	-	0,45	0,42	-	0,46	0,43	-
		Std Res	2,07	1,91	-	2,10	1,97	-	2,15	2,01	-
		High Res	4,27	3,95	-	4,34	4,07	-	4,44	4,14	-
		Endo	6,09	5,64	-	6,20	5,81	-	6,34	5,91	-
61 x 78	Maksimalni zubi luk	Minidose	0,50	0,50	-	0,51	0,51	-	0,53	0,53	-
		Std Res	2,33	2,34	-	2,38	2,38	-	2,46	2,45	-
		High Res	4,55	4,58	-	4,65	4,66	-	4,80	4,80	-
	Mandibularni zubi luk	Minidose	0,50	0,50	-	0,51	0,51	-	0,53	0,53	-
		Std Res	2,33	2,34	-	2,38	2,39	-	2,45	2,45	-
		High Res	4,55	4,58	-	4,66	4,66	-	4,79	4,79	-
	Maksimalni zubi luk	Minidose	0,50	0,51	-	0,51	0,52	-	0,53	0,53	-
		Std Res	2,34	2,38	-	2,39	2,43	-	2,48	2,50	-
78 x 78	Objekti čeljusti	High Res	4,83	4,83	-	4,94	4,95	-	5,12	5,11	-
		Minidose	0,50	0,51	-	0,51	0,52	-	0,53	0,53	-
		Std Res	2,35	2,39	-	2,40	2,44	-	2,49	2,51	-
	Mandibularni zubi luk	High Res	4,85	4,94	-	4,96	5,05	-	5,14	5,18	-
		Minidose	0,50	0,51	-	0,51	0,52	-	0,53	0,53	-
		Std Res	2,34	2,38	-	2,39	2,43	-	2,47	2,49	-
	Maksimalni zubi luk	High Res	4,83	4,91	-	4,95	5,02	-	5,11	5,15	-
		Minidose	0,74	0,76	0,79	0,76	0,78	0,79	0,78	0,79	0,82
		Std Res	2,85	2,93	3,02	2,92	2,98	3,01	2,98	3,02	3,13
	Objekti čeljusti	High Res	4,08	4,19	4,33	4,18	4,28	4,31	4,28	4,34	4,48
		Minidose	0,75	0,77	0,80	0,77	0,78	0,79	0,78	0,80	0,82
		Std Res	2,85	2,93	3,02	2,92	2,98	3,01	2,98	3,02	3,13

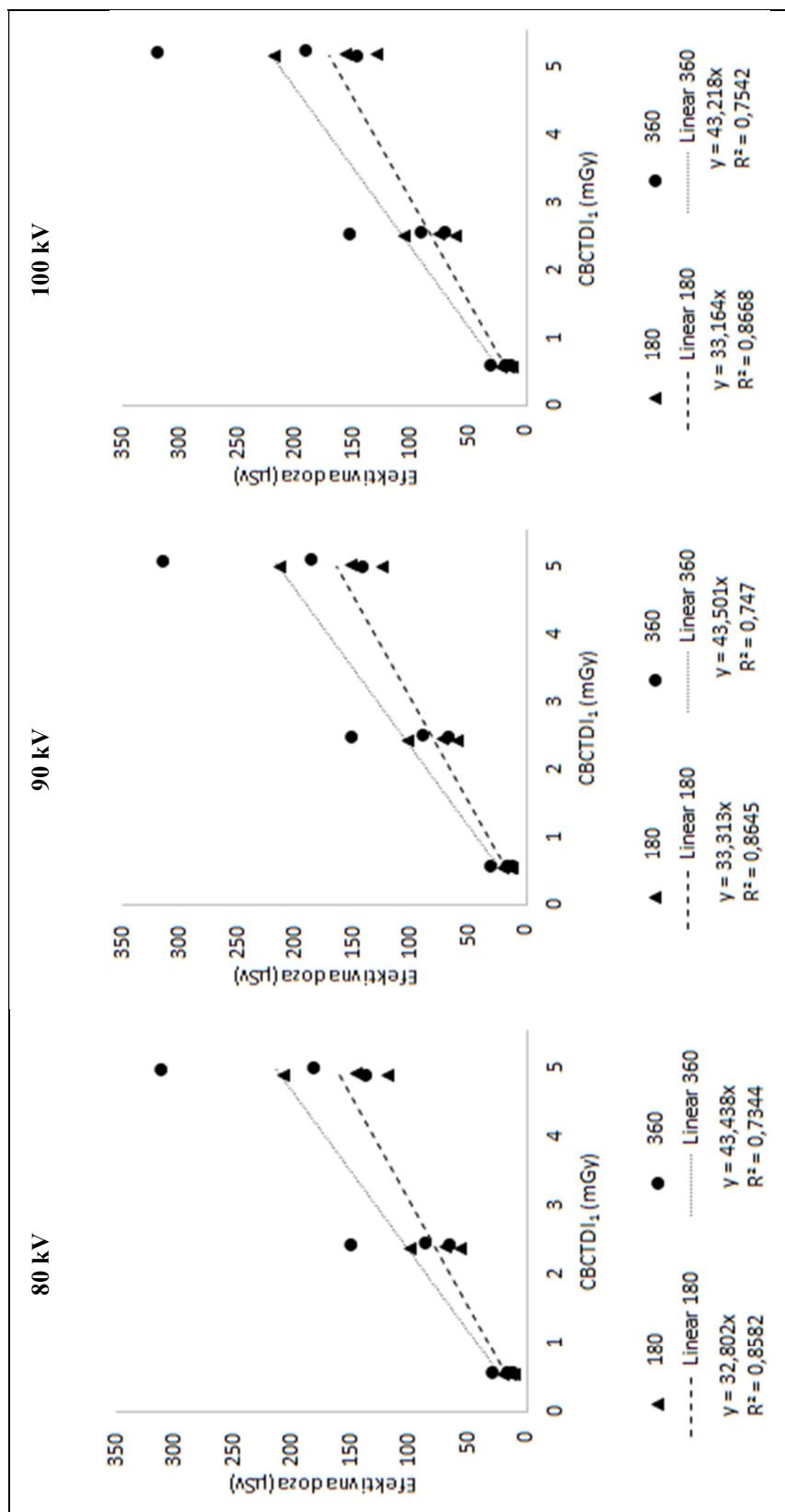
			CBCTDI (mGy)								
			80 kV			90 kV			100 kV		
			180°	360°		180°	360°		180°	360°	
FOV, vxš (mm ²)	Položaj FOV-a	Oznaka razlučivosti	CBCTDI ₁	CBCTDI ₁	CBCTDI ₂	CBCTDI ₁	CBCTDI ₁	CBCTDI ₂	CBCTDI ₁	CBCTDI ₁	CBCTDI ₂
	Mandi bula	Std Res	2,86	2,94	3,04	2,93	3,00	3,03	3,00	3,05	3,14
		High Res	4,11	4,22	4,36	4,21	4,30	4,34	4,30	4,37	4,50
		Minidose	0,75	0,77	0,79	0,76	0,78	0,79	0,78	0,79	0,81
		Std Res	2,85	2,93	2,93	2,91	2,98	2,98	2,98	3,03	3,03
		High Res	4,09	4,20	4,35	4,18	4,28	4,33	4,27	4,34	4,46
		Minidose	1,02	1,05	1,01	1,05	1,06	1,04	1,07	1,09	1,07
130 x 150	Viscer okranij	Std Res	2,80	2,87	2,77	2,87	2,91	2,85	2,93	2,98	2,92
		High Res	4,36	4,46	4,31	4,46	4,52	4,44	4,56	4,63	4,53



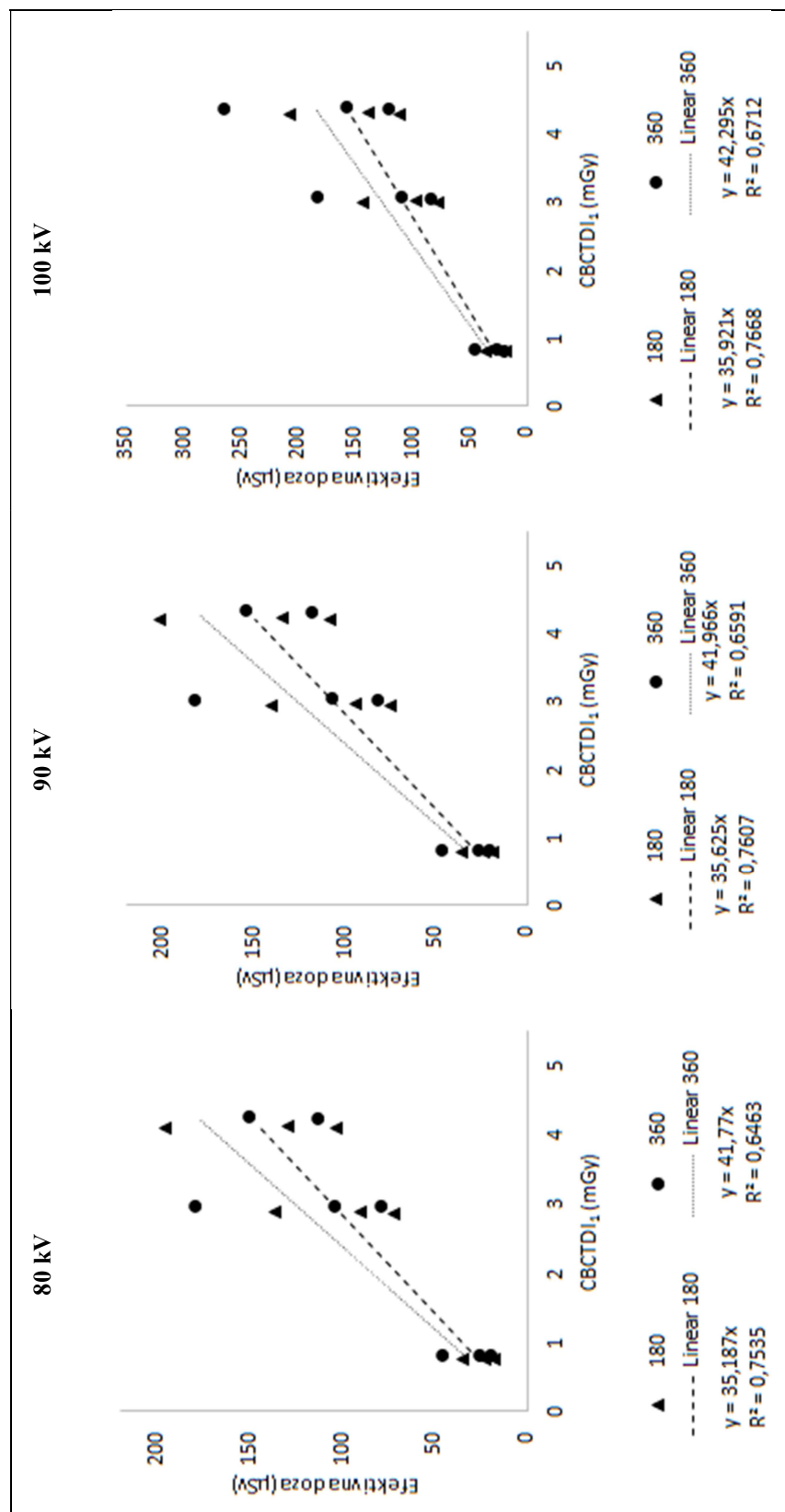
Slika 55. Odnos efektivne doze i CBCTDI₁-a za FOV veličine 50 x 50 mm² uz različite napone rendgenske cijevi.



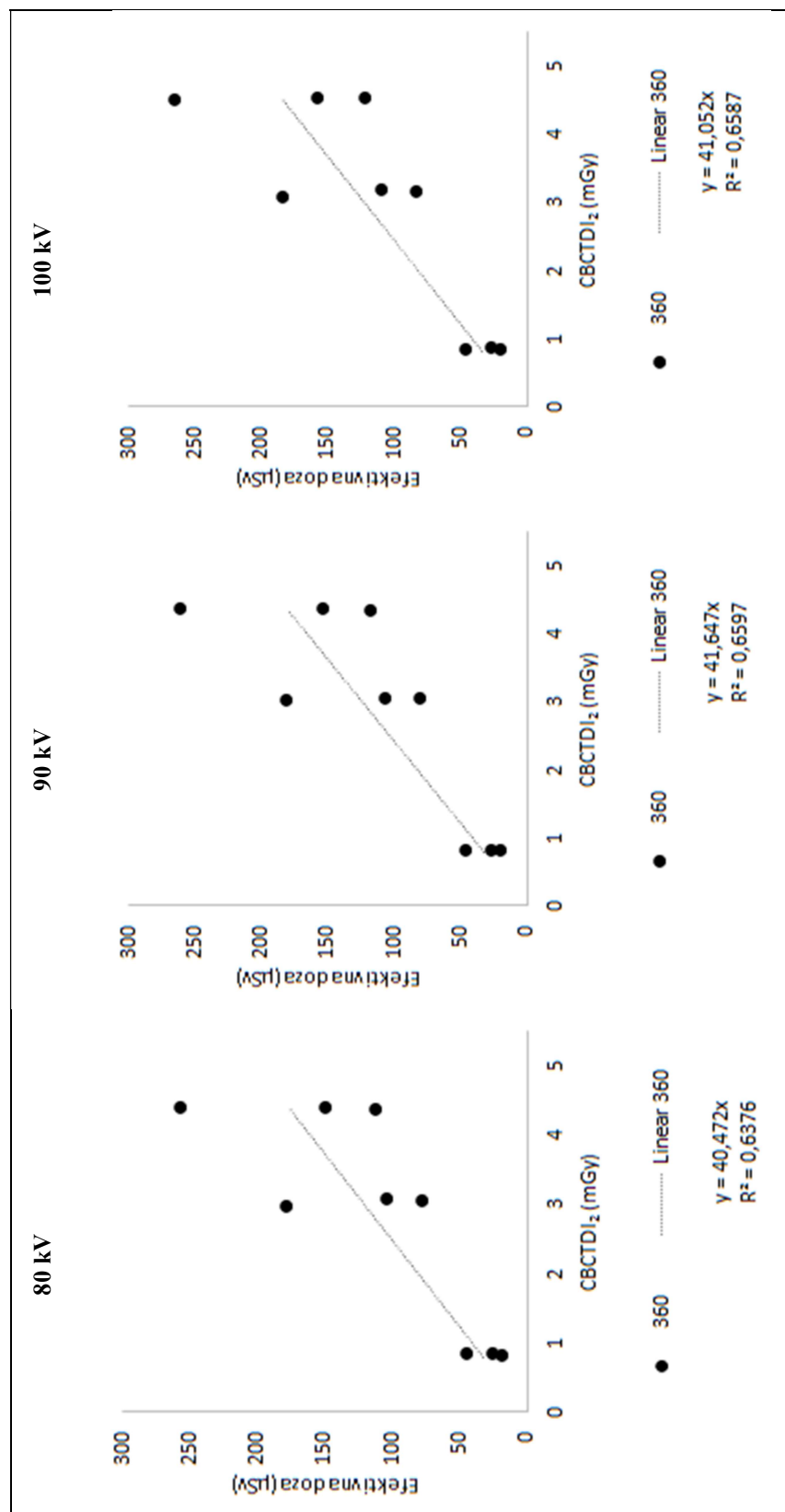
Slika 56. Odnos efektivne doze i CBCTDI₁-a za FOV veličine 61 x 78 mm² uz različite napone rendgenske cijevi.



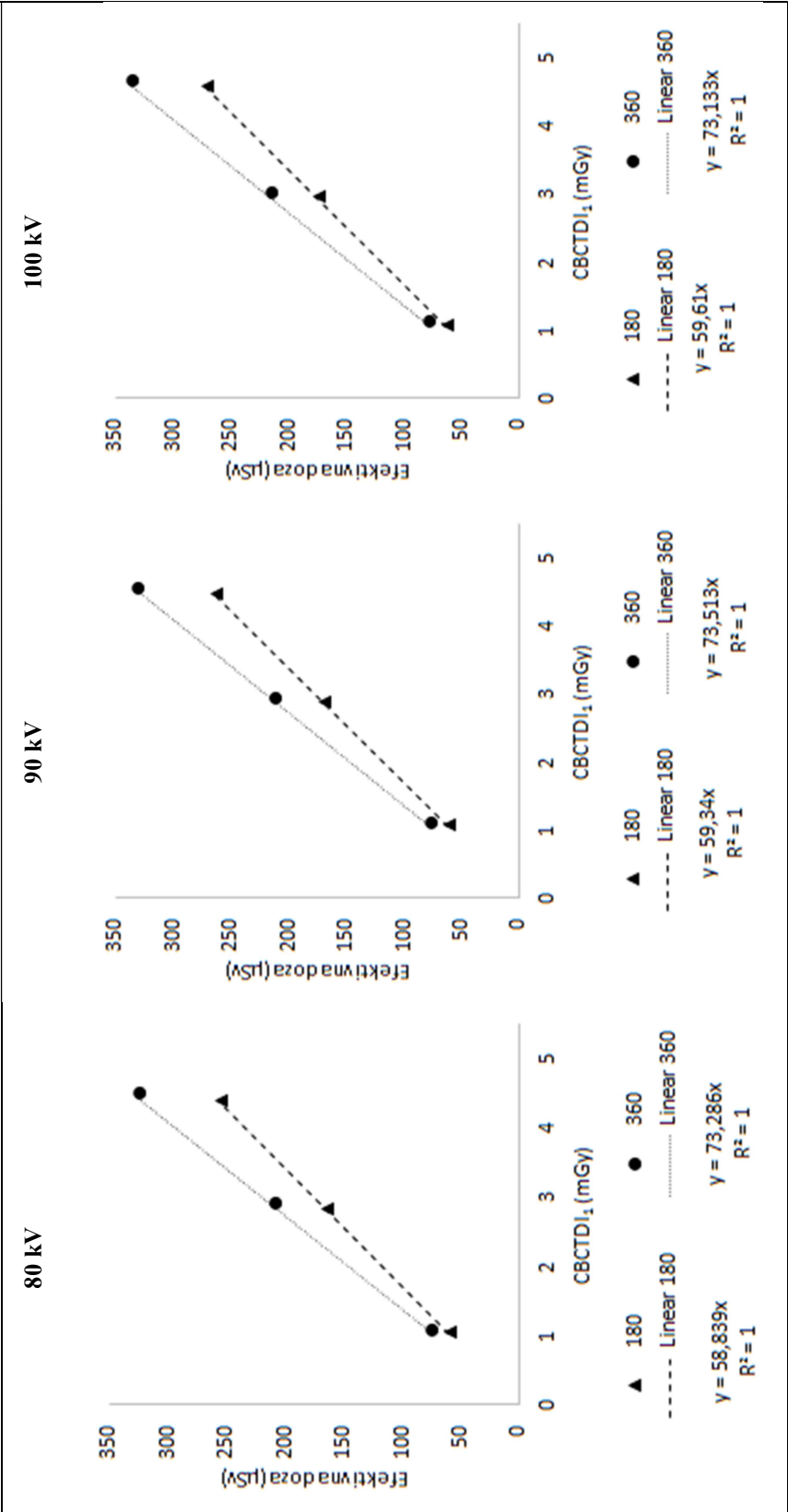
Slika 57. Odnos efektivne doze i CBCTDI₁-a za FOV veličine 78 x 78 mm² uz različite napone rendgenske cijevi.



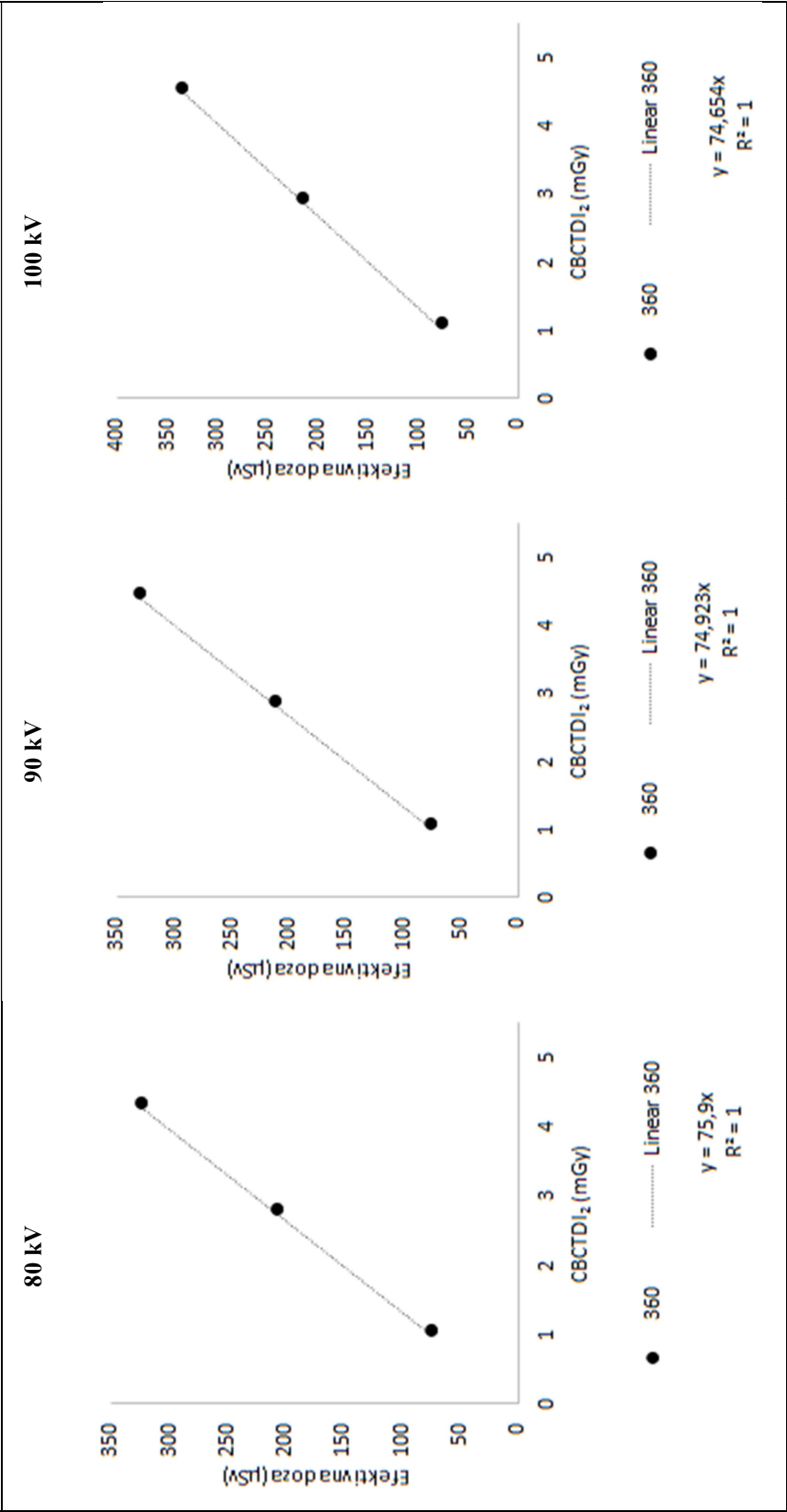
Slika 58. Odnos efektivne doze i CBCTDI₁-a za FOV veličine 78 x 150 mm² uz različite napone rendgenske cijevi.



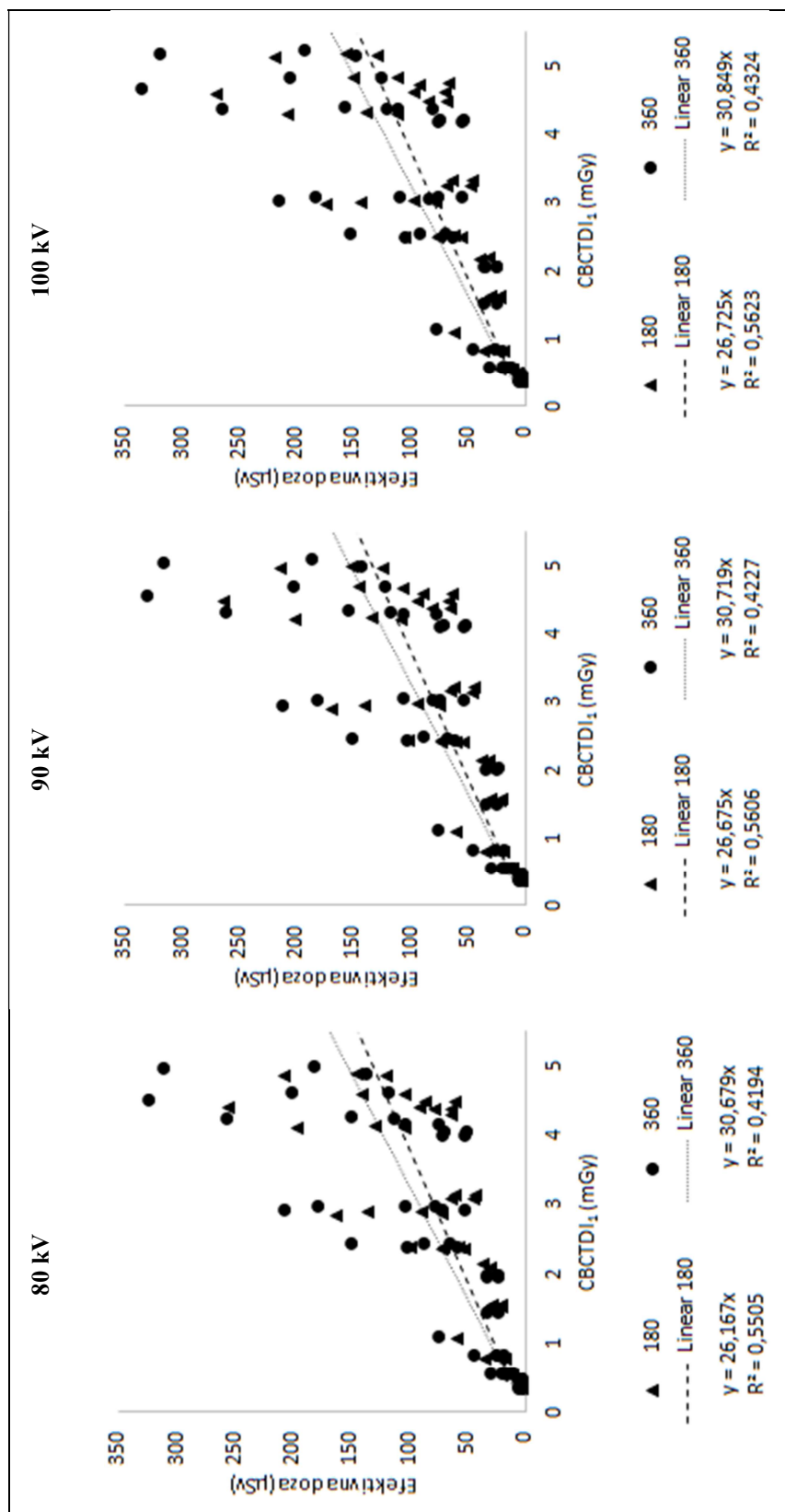
Slika 59. Odnos efektivne doze i CBCTDI₂-a za FOV veličine 78 x 150 mm² uz različite napone rendgenske cijevi.



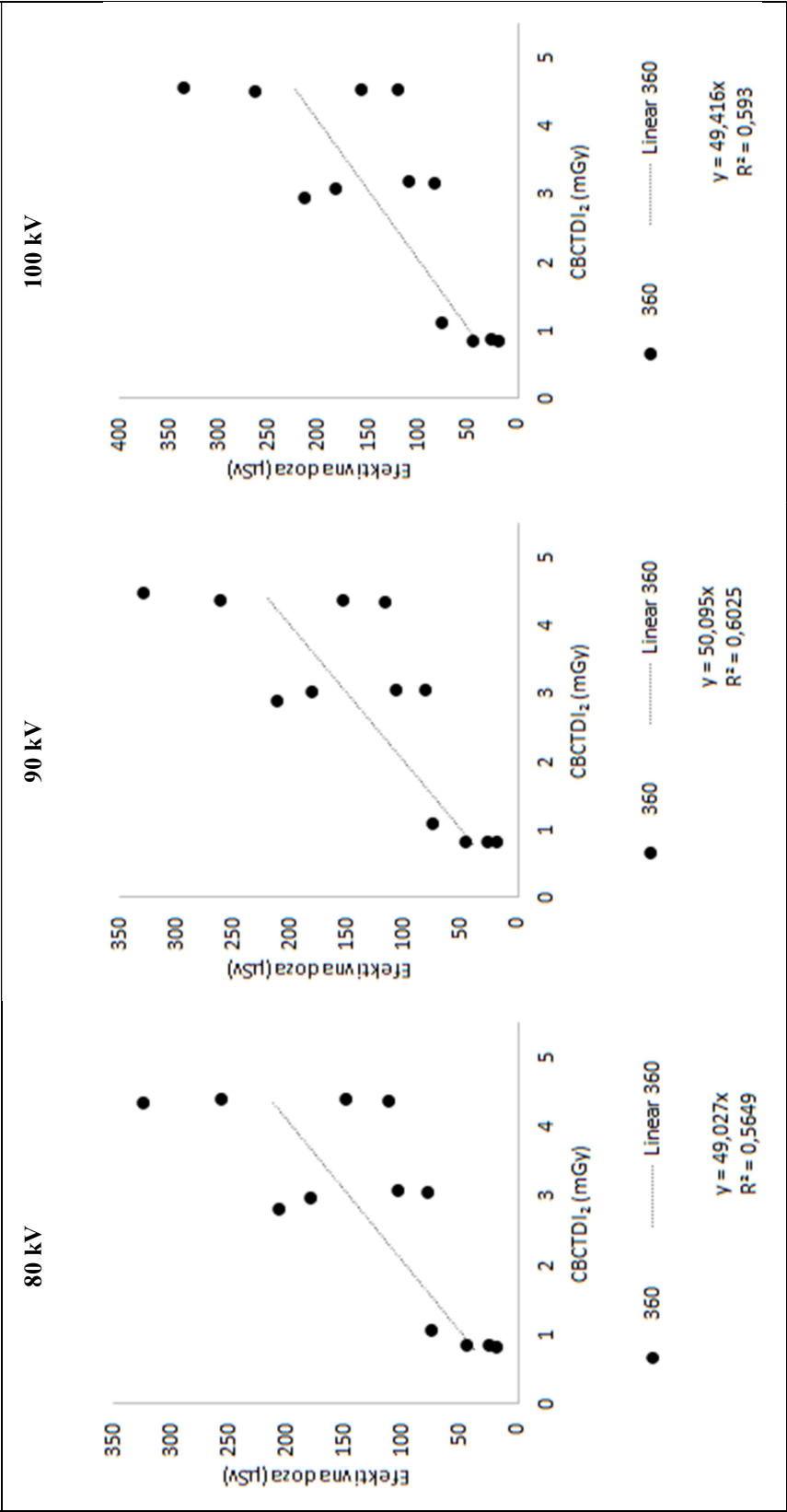
Slika 60. Odnos efektivne doze i CBCTDI₁-a za FOV veličine 130 x 150 mm² uz različite napone rendgenske cijevi.



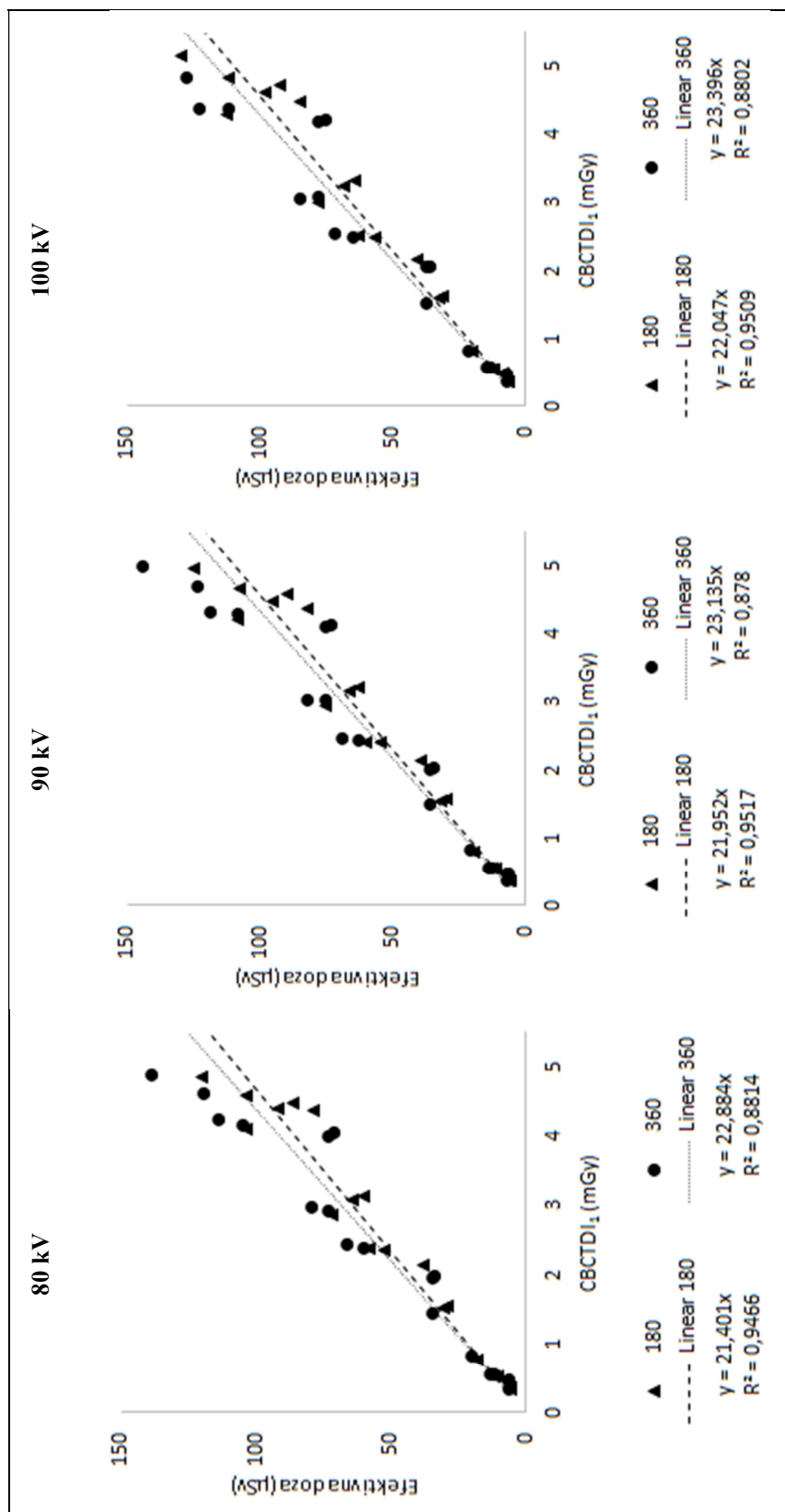
Slika 61. Odnos efektivne doze i CBCTDI₂-a za FOV veličine 130 x 150 mm² uz različite napone rendgenske cijevi.



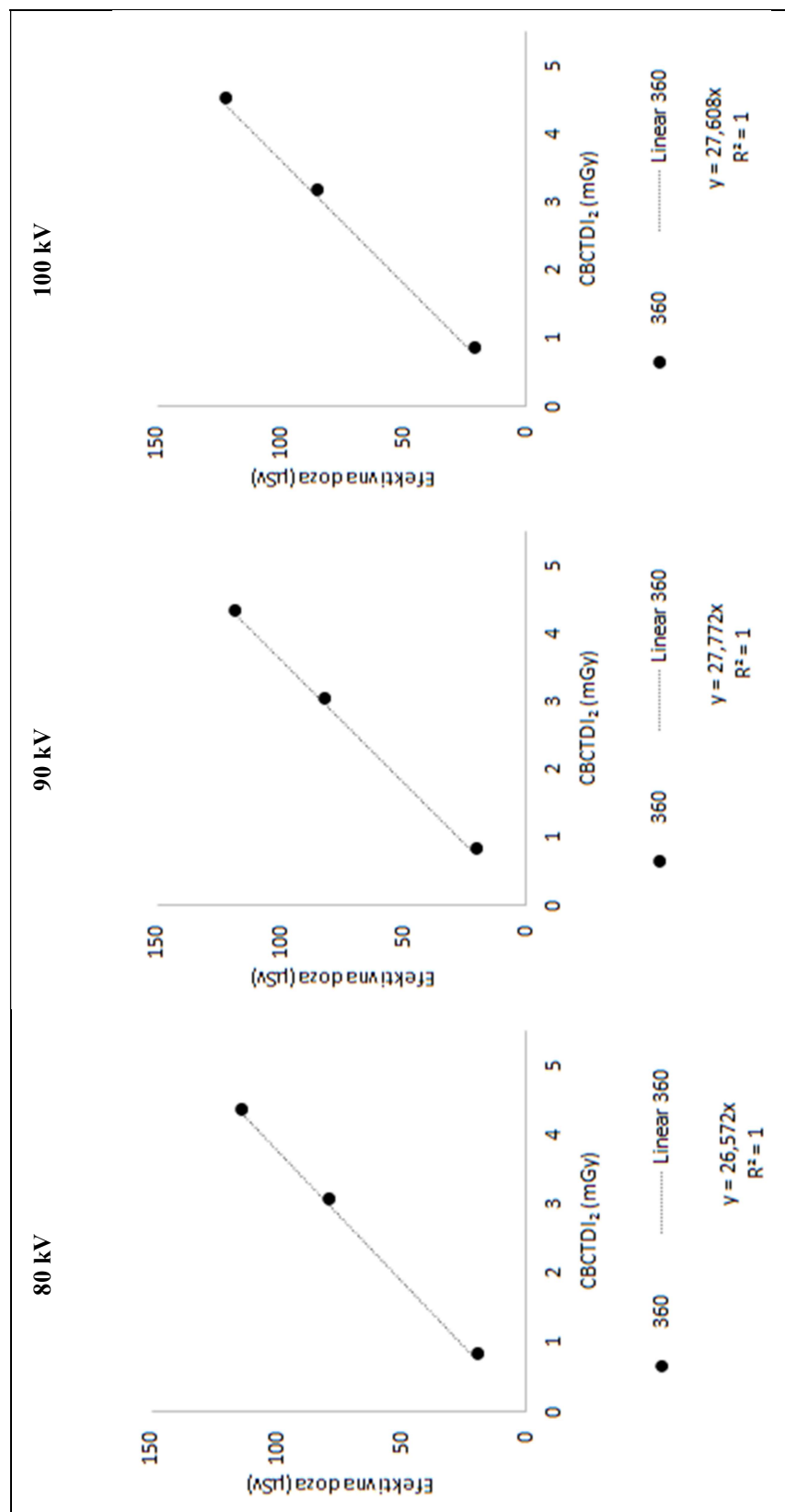
Slika 62. Odnos efektivne doze i CBCTDI₁-a za sve simulirane protokole uz različite napone rendgenske cijevi.



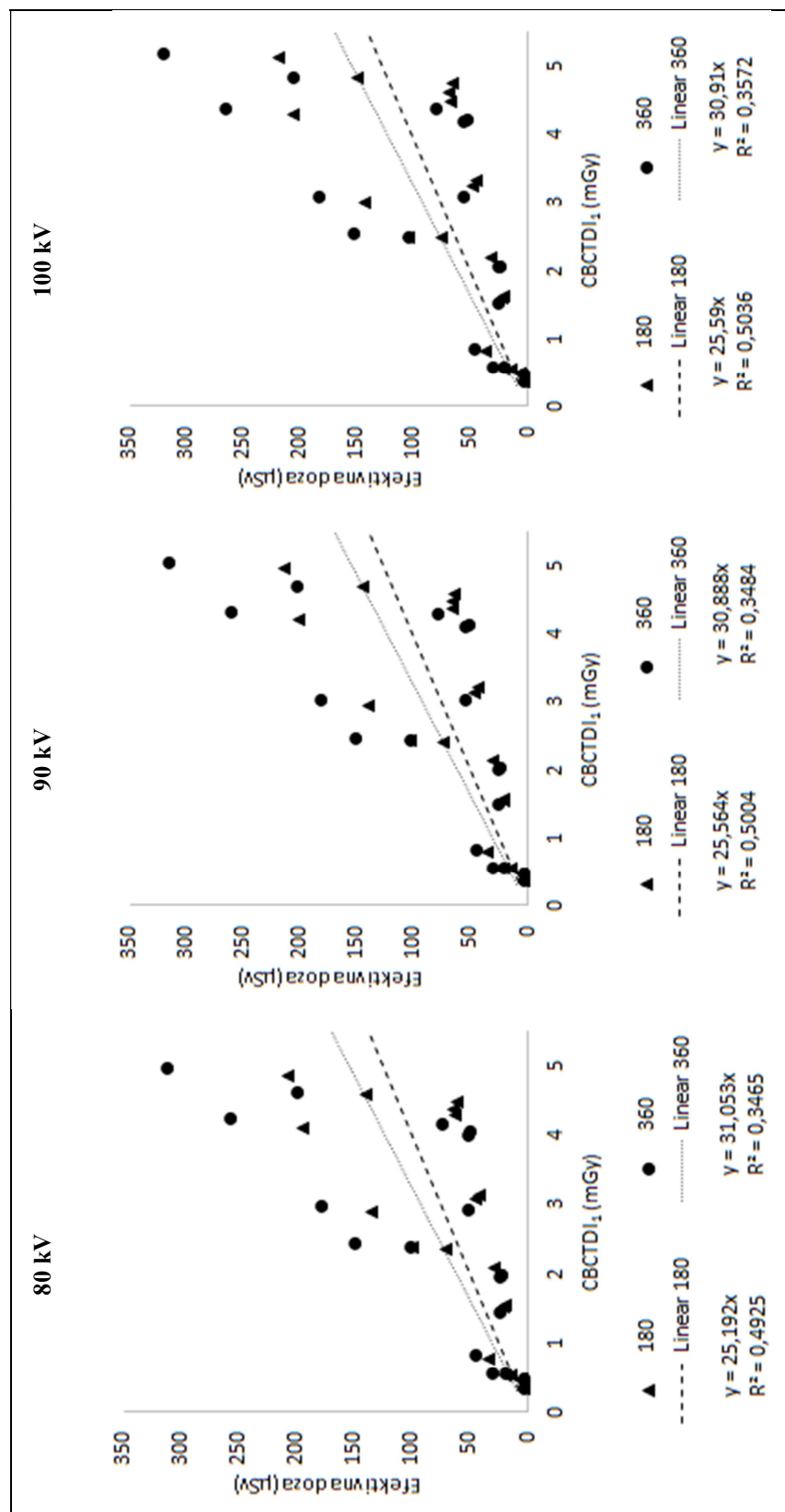
Slika 63. Odnos efektivne doze i CBCTDI₂-a za sve simulirane protokole uz različite napone rendgenske cijevi.



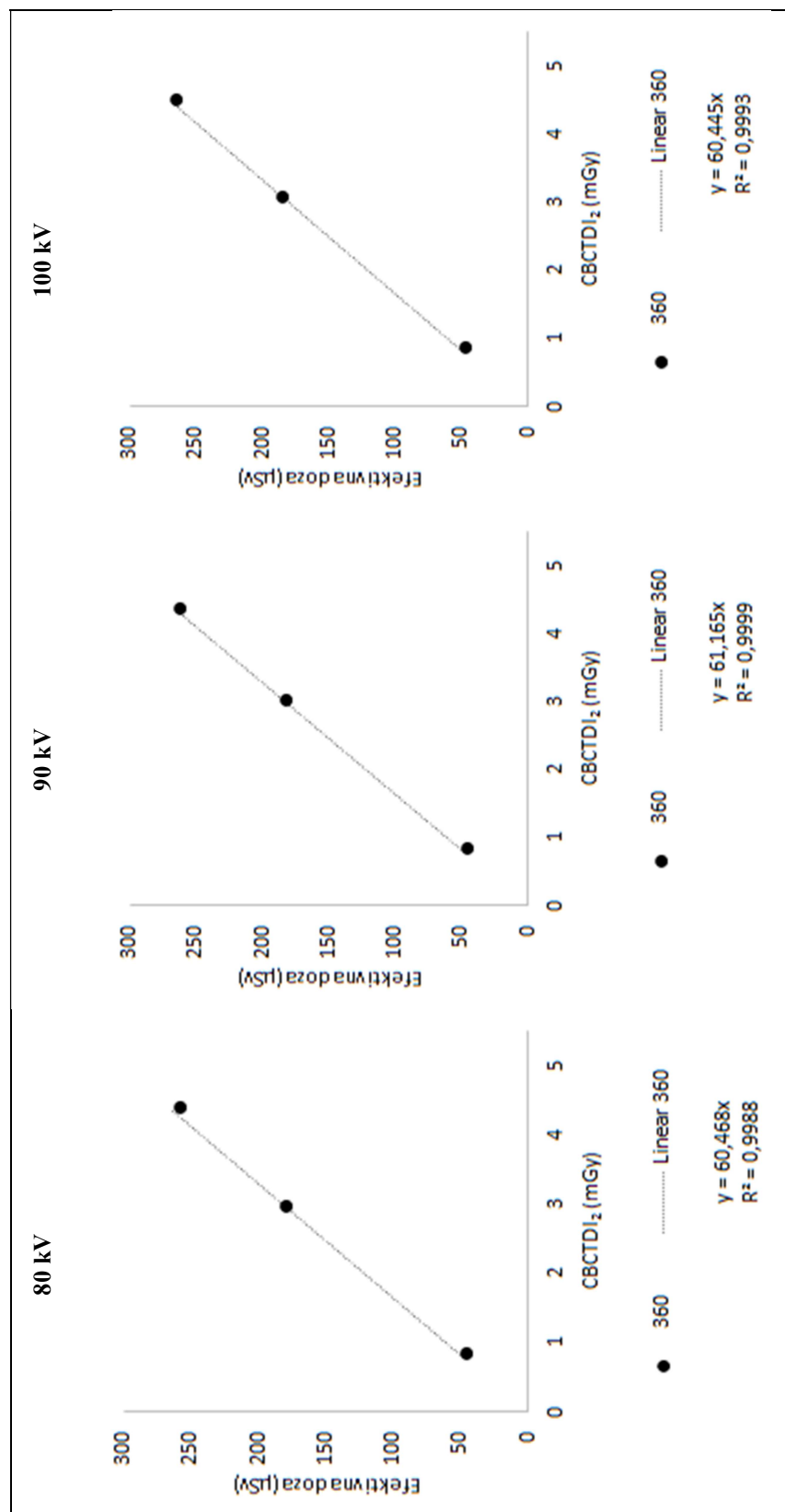
Slika 64. Odnos efektivne doze i CBCTDI₁-a za FOV-ove čija središta se nalaze na maksili uz različite napone rendgenske cijevi.



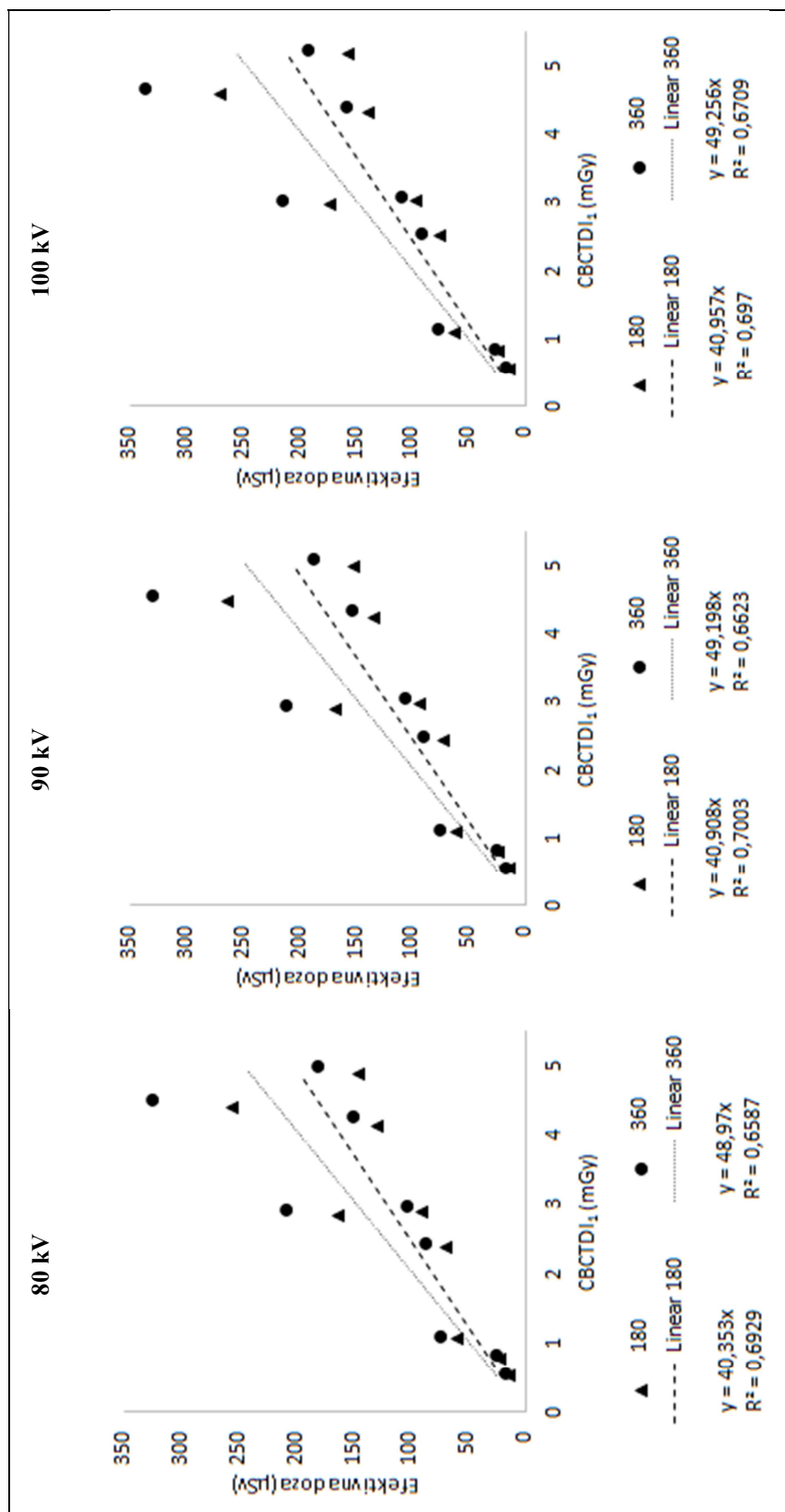
Slika 65. Odnos efektivne doze i CBCTDI₂-a za FOV-ove čija središta se nalaze na maksili uz različite napone rendgenske cijevi.



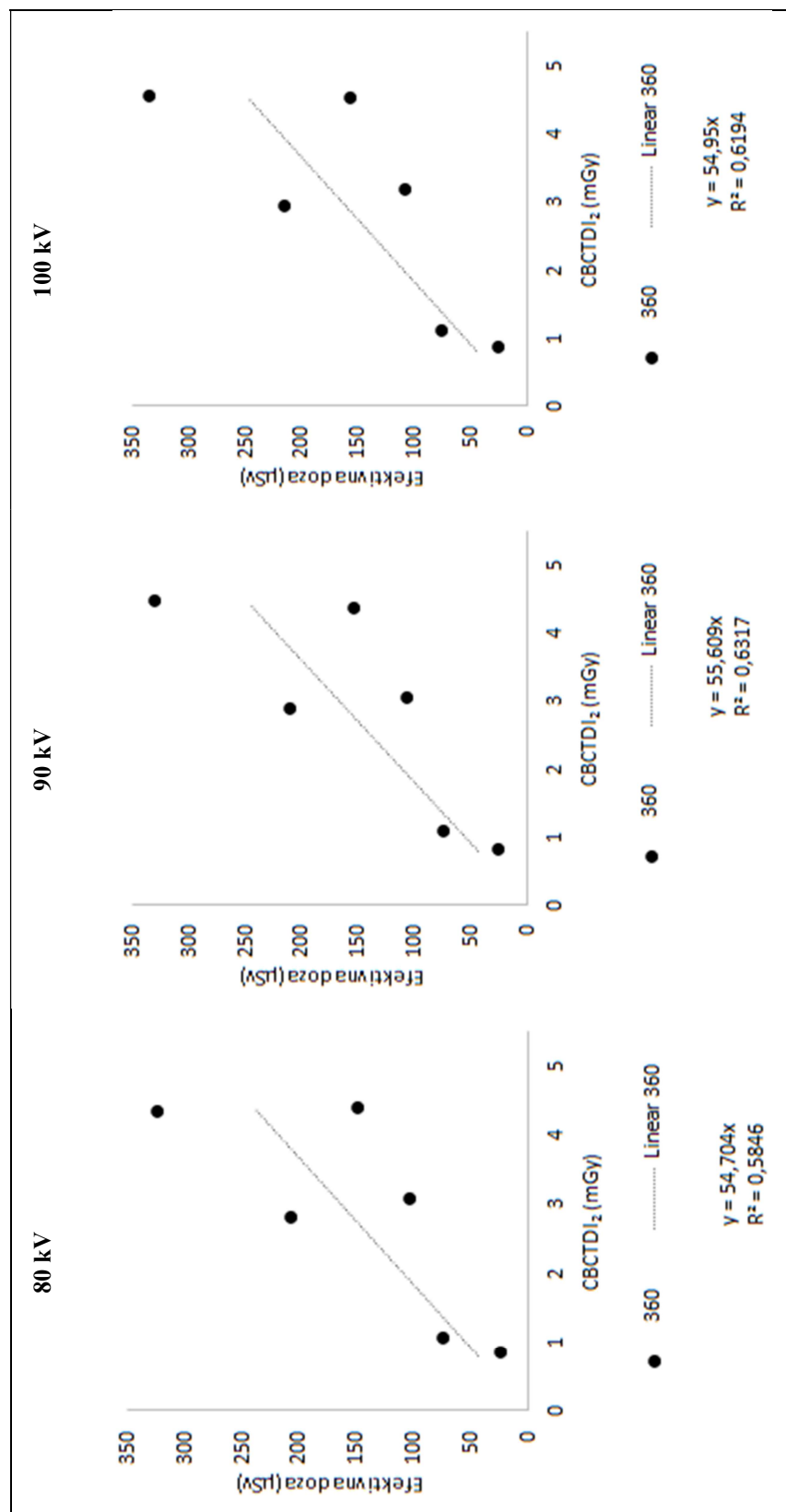
Slika 66. Odnos efektivne doze i CBCTDI₁-a za FOV-ove čija središta se nalaze na mandibuli uz različite napone rendgenske cijevi.



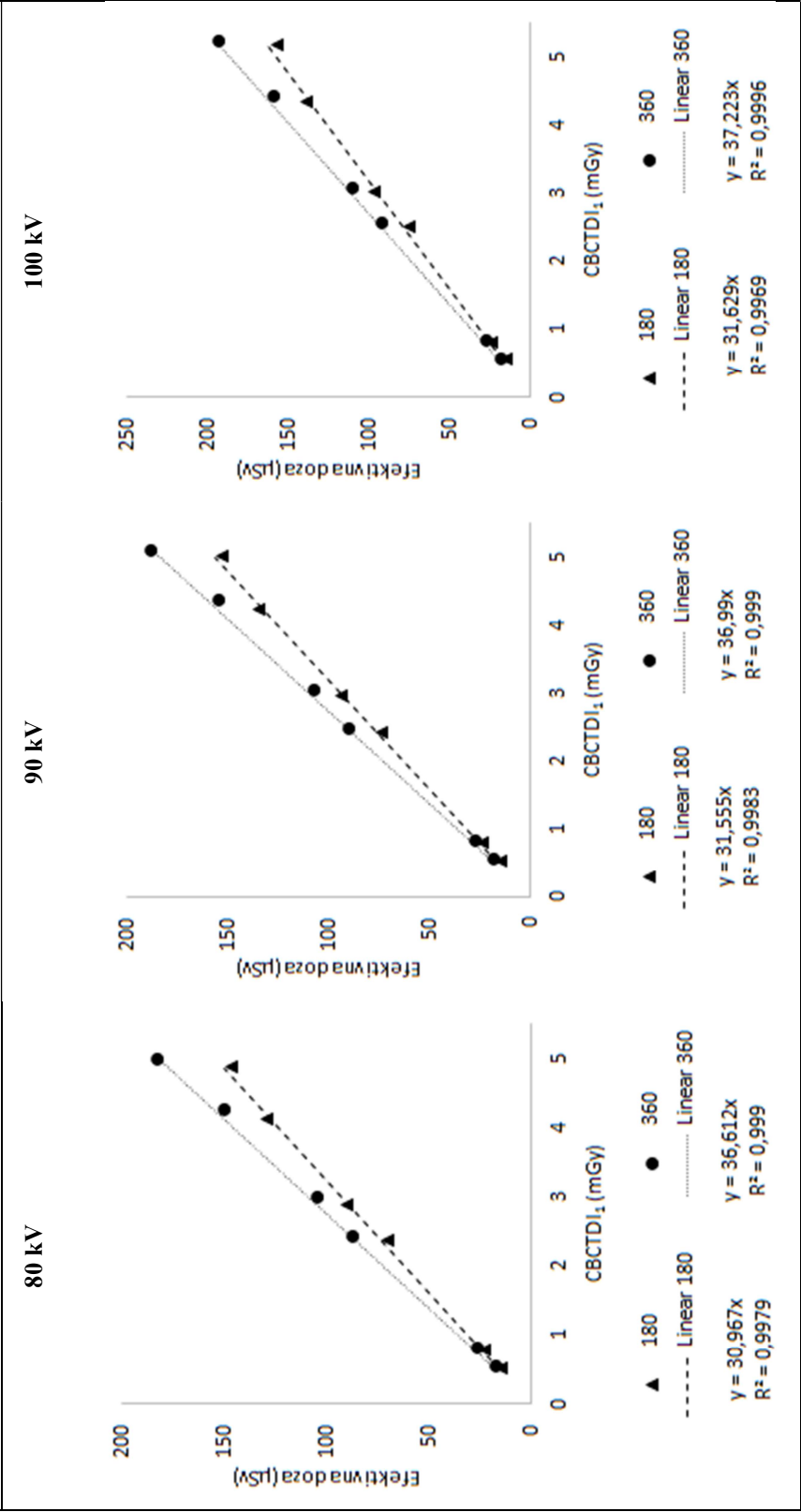
Slika 67. Odnos efektivne doze i CBCTDI₂-a za FOV-ove čija središta se nalaze na mandibuli uz različite napone rendgenske cijevi.



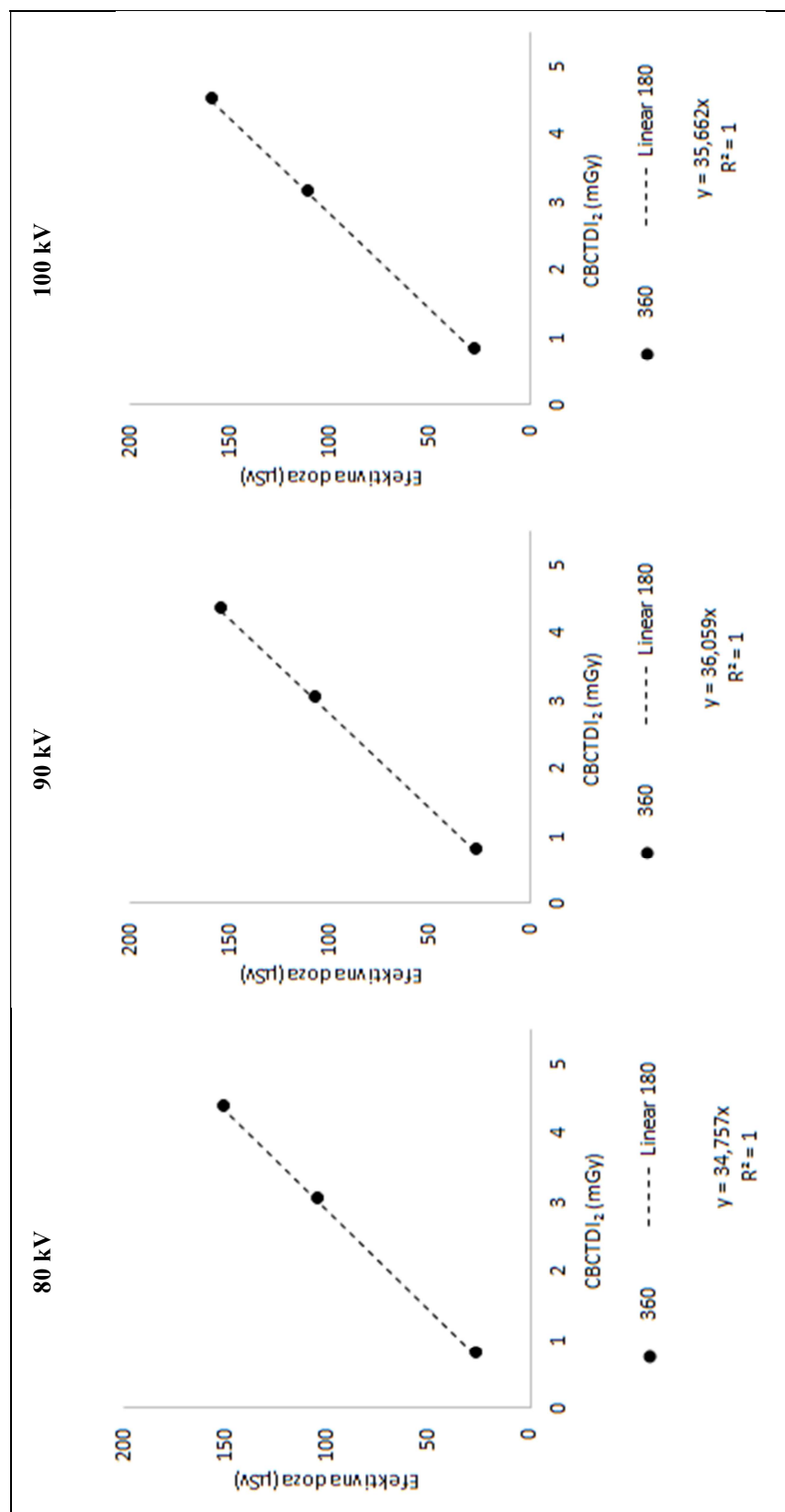
Slika 68. Odnos efektivne doze i CBCTDI₁-a za FOV-ove čija središta se nalaze u okluzijskoj ravni uz različite napone rendgenske cijevi.



Slika 69. Odnos efektivne doze i CBCTDI₂-a za FOV-ove čija središta se nalaze u okluzijskoj ravni uz različite napone rendgenske cijevi.



Slika 70. Odnos efektivne doze i CBCTDI₁-a za FOV-ove čija središta se nalaze u okluzijskoj ravni, bez FOV-a koji odgovara viscerokraniju uz različite napone rendgenske cijevi.



Slika 71. Odnos efektivne doze i CBCTDI₂-a za FOV-ove čija središta se nalaze u okluzijskoj ravlini, bez FOV-a koji odgovara viscerokraniju uz različite napone rendgenske cijevi.

Tablica 15. Konverzijski faktori E/CBCTDI₁ i E/CBCTDI₂ izraženi u µSv/mGy

FOV, vxš (mm ²)	Položaj FOV-a	Oznaka razlučivosti	CBCTDI (mGy)								
			80 kV			90 kV			100 kV		
			180°	360°		180°	360°		180°	360°	
			E/CBCTDI ₁	E/CBCTDI ₁	E/CBCTDI ₂	E/CBCTDI ₁	E/CBCTDI ₁	E/CBCTDI ₂	E/CBCTDI ₁	E/CBCTDI ₁	E/CBCTDI ₂
50 x 50	Maksimalni lijevi prednji zub	Minidose	20	18	-	20	18	-	19,8	18	-
		Std Res	20	18	-	20	18	-	19,8	18	-
		High Res	20	18	-	20	18	-	19,8	18	-
		Endo	20	18	-	20	18	-	19,8	18	-
	Maksimalni lijevi očniak	Minidose	21	25,8	-	22	26	-	21,5	26	-
		Std Res	21	25,8	-	22	26	-	21,5	26	-
		High Res	21	25,8	-	22	26	-	21,5	26	-
		Endo	21	25,8	-	22	26	-	21,5	26	-
	Maksimalni lijevi kutnjak	Minidose	18	18,8	-	19	19	-	19,3	19	-
		Std Res	18	18,8	-	19	19	-	19,3	19	-
		High Res	18	18,8	-	19	19	-	19,3	19	-
		Endo	18	18,8	-	19	19	-	19,3	19	-
	Maksimalni lijevi prednji zub	Minidose	14,1	13,1	-	14,4	13	-	14,4	13	-
		Std Res	14,1	13,1	-	14,4	13	-	14,4	13	-
		High Res	14,1	13,1	-	14,4	13	-	14,4	13	-
		Endo	14,1	13,1	-	14,4	13	-	14,4	13	-
	Mandibularni i lijevi očnjak	Minidose	15,0	18,7	-	15,3	19	-	15,4	19	-
		Std Res	15,0	18,7	-	15,3	19	-	15,4	19	-
		High Res	15,0	18,7	-	15,3	19	-	15,4	19	-
		Endo	15,0	18,7	-	15,3	19	-	15,4	19	-
	Mandibularni i lijevi kutnjak	Minidose	15,1	13,7	-	15,5	14	-	15,7	14	-
		Std Res	15,1	13,7	-	15,5	14	-	15,7	14	-
		High Res	15,1	13,7	-	15,5	14	-	15,7	14	-
		Endo	15,1	13,7	-	15,5	14	-	15,7	14	-
61 x 78	Maksimalni zubni luk	Minidose	23	26,3	-	23	27	-	23,5	27	-
		Std Res	23	26,3	-	23	27	-	23,5	27	-
		High Res	23	26,3	-	23	27	-	23,5	27	-
	Mandibularni i lijevi zubni luk	Minidose	31	44,3	-	32	44	-	31,5	44	-
		Std Res	31	44,3	-	32	44	-	31,5	44	-
		High Res	31	44,3	-	32	44	-	31,5	44	-
78 x 78	Maksimalni zubni luk	Minidose	25	28,5	-	26	29	-	25,5	29	-
		Std Res	25	28,5	-	26	29	-	25,5	29	-
		High Res	25	29,0	-	26	29	-	25,5	29	-
	Objekti čeljusti	Minidose	30	37,2	-	31	38	-	30,8	38	-
		Std Res	30	37,2	-	31	38	-	30,8	38	-
		High Res	30	37,2	-	31	38	-	30,8	38	-
	Mandibularni i lijevi zubni luk	Minidose	43	63,9	-	44	63	-	43,2	63	-
		Std Res	43	63,9	-	44	63	-	43,2	63	-
		High Res	43	63,9	-	44	63	-	43,2	63	-
		High Res	43	63,9	-	44	63	-	43,2	63	-
78 x 150	Maksimalni zubni luk	Minidose	26	27,5	27	26	28	27,8	26,4	29	28
		Std Res	26	27,5	27	26	28	27,8	26,4	29	28
		High Res	26	27,5	27	26	28	27,8	26,4	29	28
	Objekti čeljusti	Minidose	32	35,9	35	32	36	36,1	32,6	37	36
		Std Res	32	35,9	35	32	36	36,1	32,6	37	36
		High Res	32	35,9	35	32	36	36,1	32,6	37	36
	Mandibularni i lijevi kutnjak	Minidose	48	61,9	60	49	62	60,9	48,8	62	60
		Std Res	48	61,9	62	49	62	61,7	48,8	62	62
		High Res	48	61,9	60	49	62	60,9	48,8	62	60

			CBCTDI (mGy)								
			80 kV			90 kV			100 kV		
			180°	360°		180°	360°		180°	360°	
FOV, vxš (mm ²)	Položaj FOV-a	Oznaka razlučivosti	E/CBCTDI ₁	E/CBCTDI ₁	E/CBCTDI ₂	E/CBCTDI ₁	E/CBCTDI ₁	E/CBCTDI ₂	E/CBCTDI ₁	E/CBCTDI ₁	E/CBCTDI ₂
130 x 150	Viscerok ranij	Minidose	58,8	73,3	75,9	59,3	73,5	74,9	59,6	73,1	74,7
		Std Res	58,8	73,3	75,9	59,3	73,5	74,9	59,6	73,1	74,7
		High Res	58,8	73,3	75,9	59,3	73,5	74,9	59,6	73,1	74,7

Tablica 16. Konverzijski faktori E/CBCTDI₁ za veličinu FOV-a, izraženi u $\mu\text{Sv/mGy}$

FOV, vxš (mm ²)	80 kV				90 kV				100 kV			
	180°		360°		180°		360°		180°		360°	
	E/CBCTDI ₁	R ²	E/CBCTDI ₁	R ²	E/CBCTDI ₁	R ²	E/CBCTDI ₁	R ²	E/CBCTDI ₁	R ²	E/CBCTDI ₁	R ²
50 x 50	17	0,86	17	0,94	17	0,86	18	0,94	18	0,86	18	0,94
61 x 78	27	0,93	35	0,83	28	0,93	35	0,84	28	0,94	35	0,85
78 x 78	33	0,86	43	0,73	33	0,86	44	0,75	33	0,87	43	0,75
78 x 150	34	0,75	42	0,65	42	0,66	36	0,76	36	0,77	42	0,67
130 x 150	59	1	73	1	59	1	74	1	60	1	73	1

Tablica 17. Konverzijski faktori E/CBCTDI₂ za veličinu FOV-a, izraženi u $\mu\text{Sv/mGy}$

FOV, vxš (mm ²)	80 kV		90 kV		100 kV	
	360°					
	E/CBCTDI ₂	R ²	E/CBCTDI ₂	R ²	E/CBCTDI ₂	R ²
78 x 150	33	0,75	42	0,66	41	0,66
130 x 150	76	1	75	1	75	1

Tablica 18. Konverzijski faktori E/CBCTDI₁ i E/CBCTDI₂ za kut rotacije rendgenske cijevi, izraženi u $\mu\text{Sv/mGy}$

Kut rotacije (°)	80 kV				90 kV				100 kV			
	E/CBCTDI ₁	R ²	E/CBCTDI ₂	R ²	E/CBCTDI ₁	R ²	E/CBCTDI ₂	R ²	E/CBCTDI ₁	R ²	E/CBCTDI ₂	R ²
180	26	0,55	-	-	27	0,56	-	-	27	0,56	-	-
360	31	0,42	49	0,56	31	0,42	50	0,60	31	0,43	49	0,59

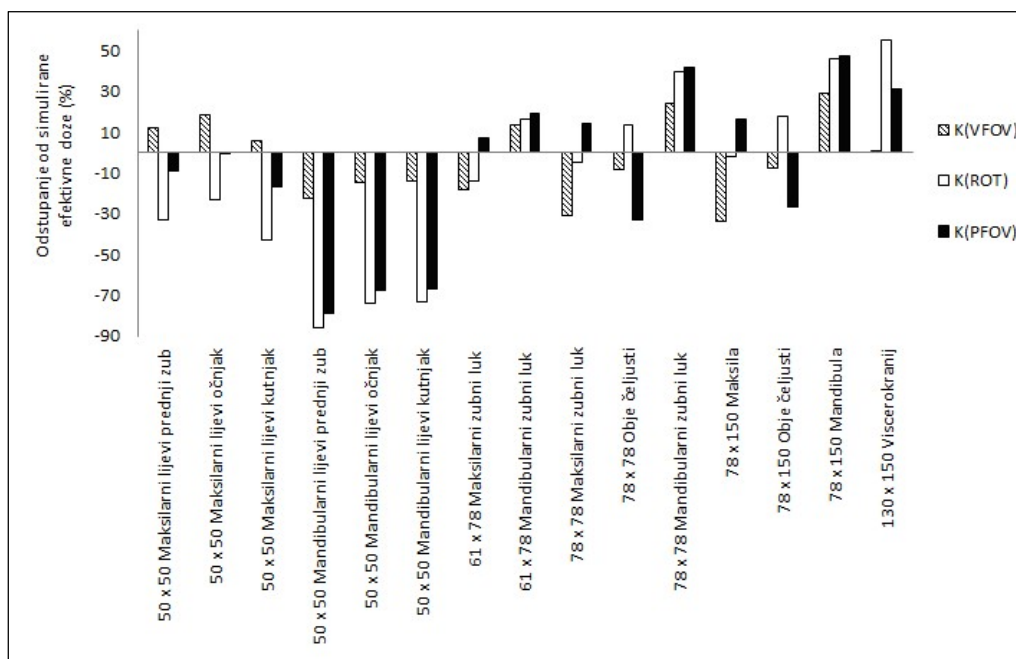
Tablica 19. Konverzijski faktori E/CBCTDI₁ za položaj FOV-a, izraženi u $\mu\text{Sv/mGy}$

Položaj FOV-a	80 kV				90 kV				100 kV			
	180°		360°		180°		360°		180°		360°	
	E/CBCTDI ₁	R ²	E/CBCTDI ₁	R ²	E/CBCTDI ₁	R ²	E/CBCTDI ₁	R ²	E/CBCTDI ₁	R ²	E/CBCTDI ₁	R ²
Maksila	21	0,95	23	0,88	22	0,95	23	0,88	22	0,95	23	0,88
Mandibula	25	0,49	31	0,35	26	0,50	31	0,35	26	0,50	31	0,36
Okluzijska ravnina	40	0,69	49	0,66	41	0,70	49	0,66	41	0,70	49	0,67
Okluzijska ravnina bez viscerokranija	30,97	1,00	36,61	1,00	31,56	1,00	36,99	1,00	31,6	1,00	37,22	1,00

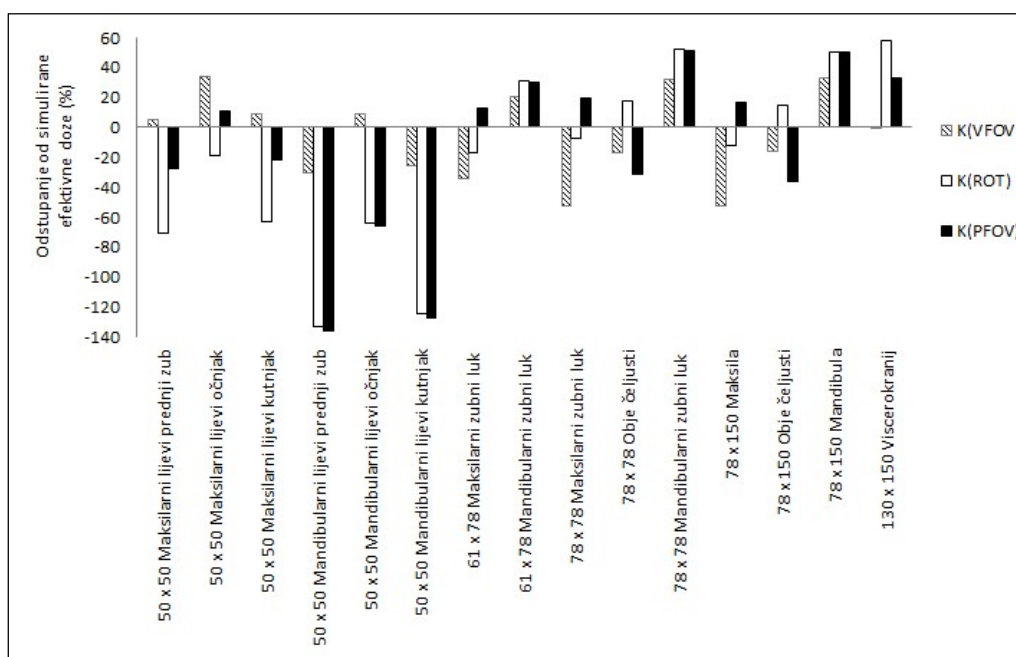
Tablica 20. Konverzijski faktori E/CBCTDI₂ za položaj FOV-a, izraženi u $\mu\text{Sv/mGy}$

Položaj FOV-a	80 kV		90 kV		100 kV	
	360°					
	CBCTDI ₂	R ²	CBCTDI ₂	R ²	CBCTDI ₂	R ²
Maksila	26,6	1	27,77	1	27,61	1
Mandibula	60,47	0,999	61,17	0,999	60,45	0,999
Okluzijska ravnina	55	0,58	56	0,632	55,0	0,62
Okluzijska ravnina bez viscerokranija	34,76	1	36,06	1	35,66	1

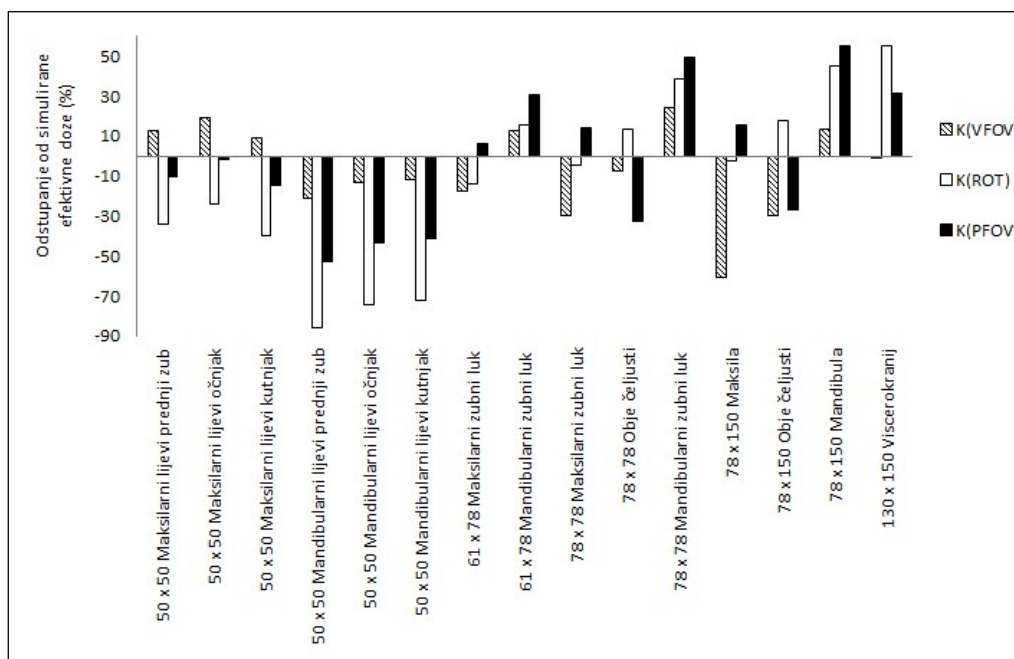
Pomoću konverzijskih faktora danih za veličinu FOV-a, kut rotacije rendgenske cijevi i položaj FOV-a izračunate su efektivne doze za sve simulirane protokole. Tako izračunate efektivne doze uspoređene su sa simuliranim efektivnim dozama što je prikazano na slikama 72. – 80. Prosječna odstupanja izračunate efektivne doze od simulirane su za pojedine konverzijske faktore dana u tablici 21.



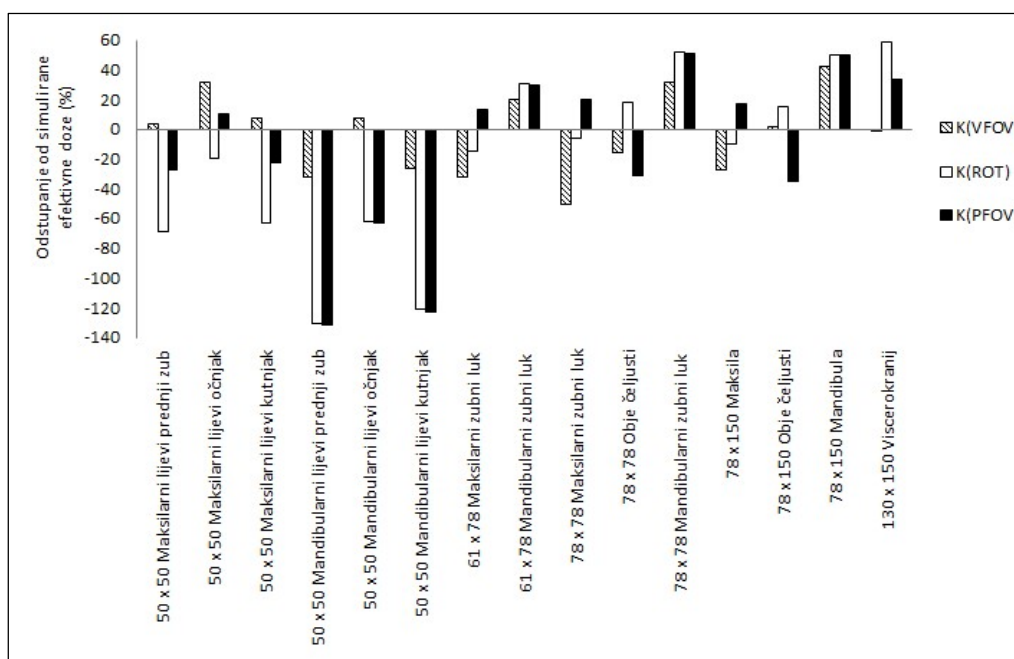
Slika 72. Odstupanja efektivne doze izračunate konverzijskim faktorima $E/CBCTDI_1$ danim za veličinu FOV-a (K(VFOV)), kut rotacije rendgenske cijevi (K(ROT)) i položaj FOV-a (K(PFOV)) od simulirane efektivne doze za sve simulirane kliničke protokole (80 kV, 180°)



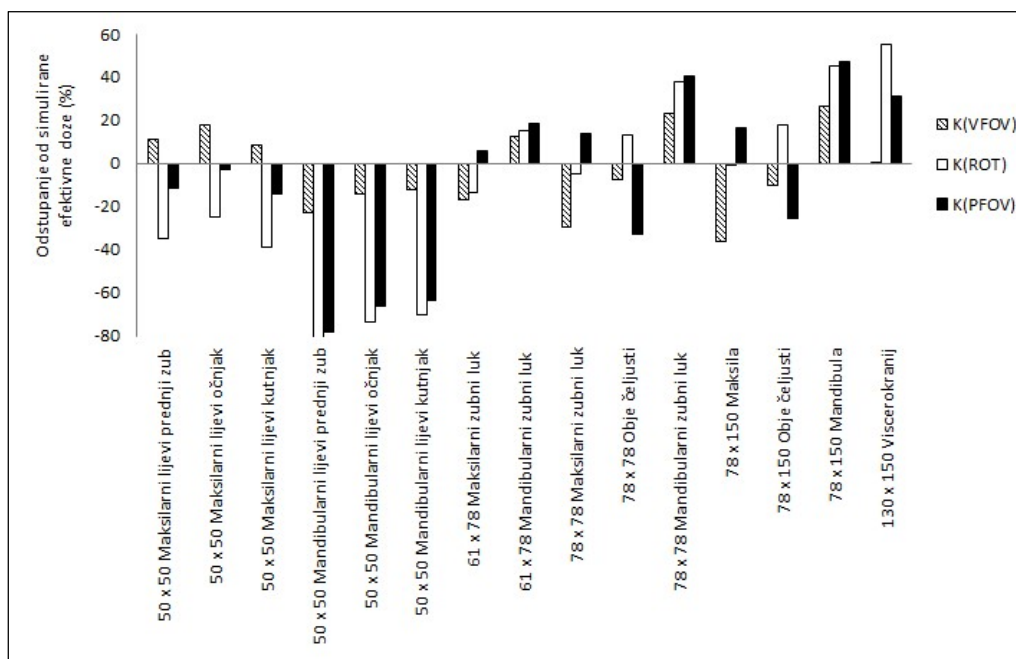
Slika 73. Odstupanja efektivne doze izračunate konverzijskim faktorima $E/CBCTDI_1$ danim za veličinu FOV-a (K(VFOV)), kut rotacije rendgenske cijevi (K(ROT)) i položaj FOV-a (K(PFOV)) od simulirane efektivne doze za sve simulirane kliničke protokole (80 kV, 360°)



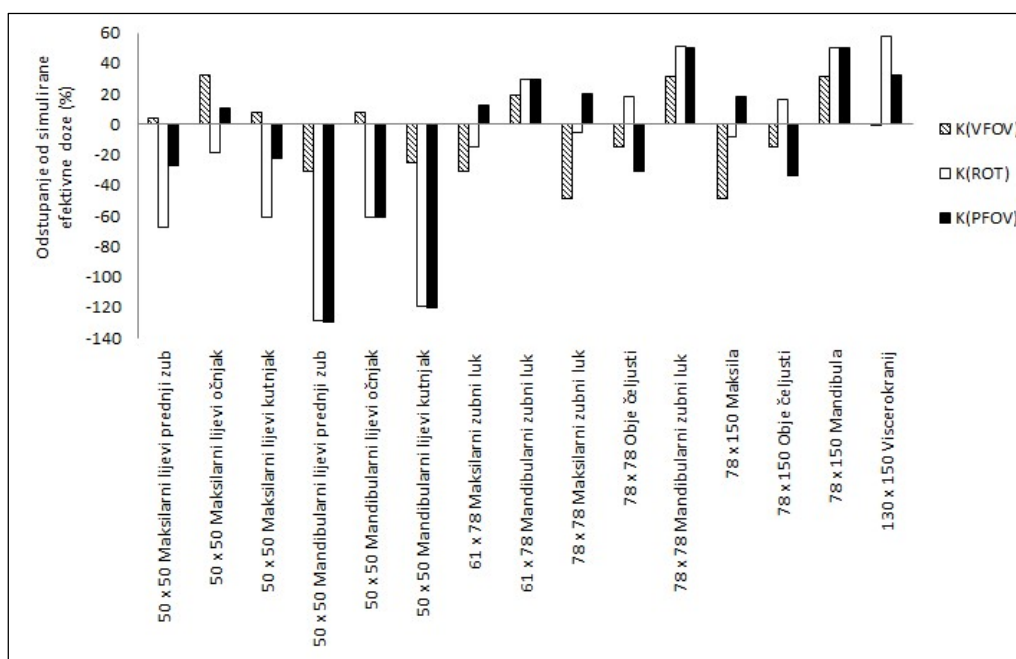
Slika 74. Odstupanja efektivne doze izračunate konverzijskim faktorima $E/CBCTDI_1$ danim za veličinu FOV-a (K(VFOV)), kut rotacije rendgenske cijevi (K(ROT)) i položaj FOV-a (K(PFOV)) od simulirane efektivne doze za sve simulirane kliničke protokole (90 kV, 180°)



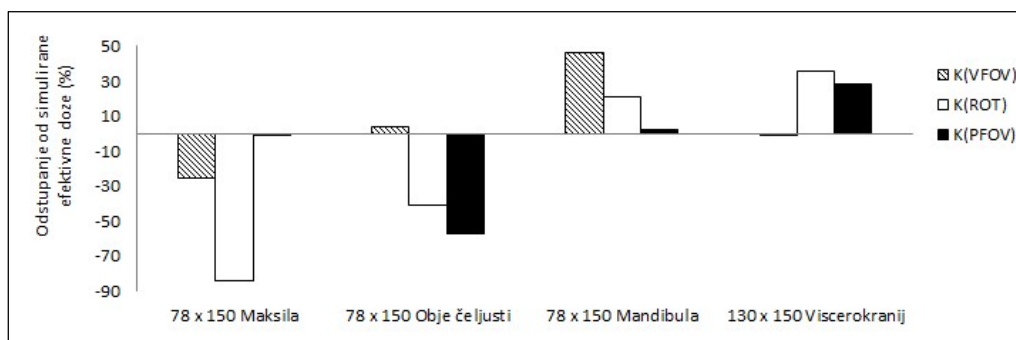
Slika 75. Odstupanja efektivne doze izračunate konverzijskim faktorima $E/CBCTDI_1$ danim za veličinu FOV-a (K(VFOV)), kut rotacije rendgenske cijevi (K(ROT)) i položaj FOV-a (K(PFOV)) od simulirane efektivne doze za sve simulirane kliničke protokole (90 kV, 360°)



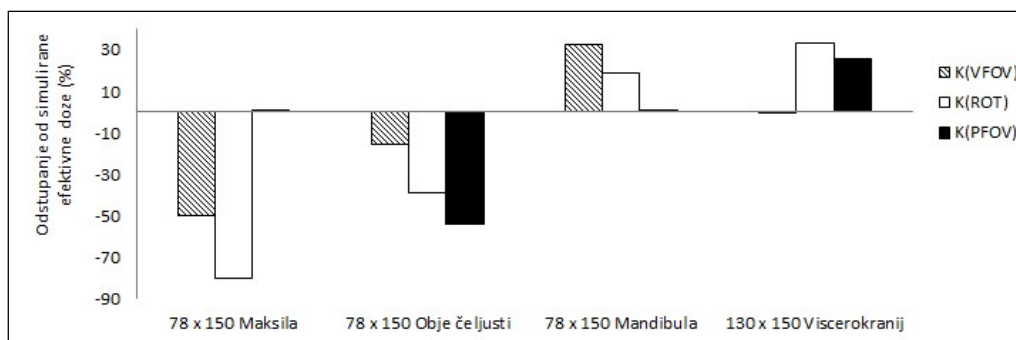
Slika 76. Odstupanja efektivne doze izračunate konverzijskim faktorima $E/CBCTDI_1$ danim za veličinu FOV-a (K(VFOV)), kut rotacije rendgenske cijevi (K(ROT)) i položaj FOV-a (K(PFOV)) od simulirane efektivne doze za sve simulirane kliničke protokole (100 kV, 180°)



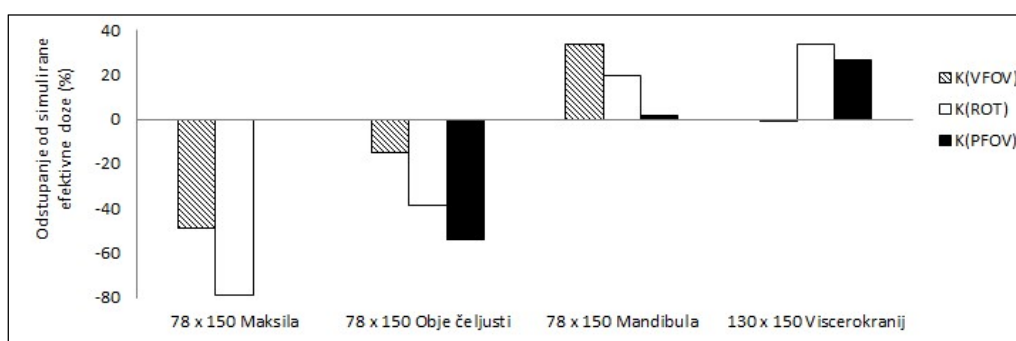
Slika 77. Odstupanja efektivne doze izračunate konverzijskim faktorima $E/CBCTDI_1$ danim za veličinu FOV-a (K(VFOV)), kut rotacije rendgenske cijevi (K(ROT)) i položaj FOV-a (K(PFOV)) od simulirane efektivne doze za sve simulirane kliničke protokole (100 kV, 360°)



Slika 78. Odstupanja efektivne doze izračunate konverzijskim faktorima $E/CBCTDI_2$ danim za veličinu FOV-a (K(VFOV)), kut rotacije rendgenske cijevi (K(ROT)) i položaj FOV-a (K(PFOV)) od simulirane efektivne doze za sve simulirane kliničke protokole (80 kV, 360°)



Slika 79. Odstupanja efektivne doze izračunate konverzijskim faktorima $E/CBCTDI_2$ danim za veličinu FOV-a (K(VFOV)), kut rotacije rendgenske cijevi (K(ROT)) i položaj FOV-a (K(PFOV)) od simulirane efektivne doze za sve simulirane kliničke protokole (90 kV, 360°)



Slika 80. Odstupanja efektivne doze izračunate konverzijskim faktorima $E/CBCTDI_2$ danim za veličinu FOV-a (K(VFOV)), kut rotacije rendgenske cijevi (K(ROT)) i položaj FOV-a (K(PFOV)) od simulirane efektivne doze za sve simulirane kliničke protokole (100 kV, 360°)

Tablica 21. Prosječna odstupanja efektivnih doza izračunatih konverzijskim faktorima $E/CBCTDI_1$ i $E/CBCTDI_2$ danim za veličinu FOV-a ($K(VFOV)$), kut rotacije rendgenske cijevi ($K(ROT)$) i položaj FOV-a ($K(PFOV)$) od simuliranih efektivnih doza za sve simulirane kliničke protokole (%)

	80 kV			90 kV			100 kV		
	180°	360°		180°	360°		180°	360°	
	$E/CBCTDI_1$	$E/CBCTDI_1$	$E/CBCTDI_2$	$E/CBCTDI_1$	$E/CBCTDI_1$	$E/CBCTDI_2$	$E/CBCTDI_1$	$E/CBCTDI_1$	$E/CBCTDI_2$
K(VFOV)	17	24	19	18	21	24	16	23	24
K(ROT)	38	52	45	38	51	43	38	51	42
K(PFOV)	33	47	22	28	46	20	32	45	20

3.3.3. Odnos efektivne doze i DAP-a

Izmjerene vrijednosti DAP-a dane su u tablici 22.

Tablica 22. Izmjerene vrijednosti DAP-a za sve veličine FOV-a i umnoške struje i vremena

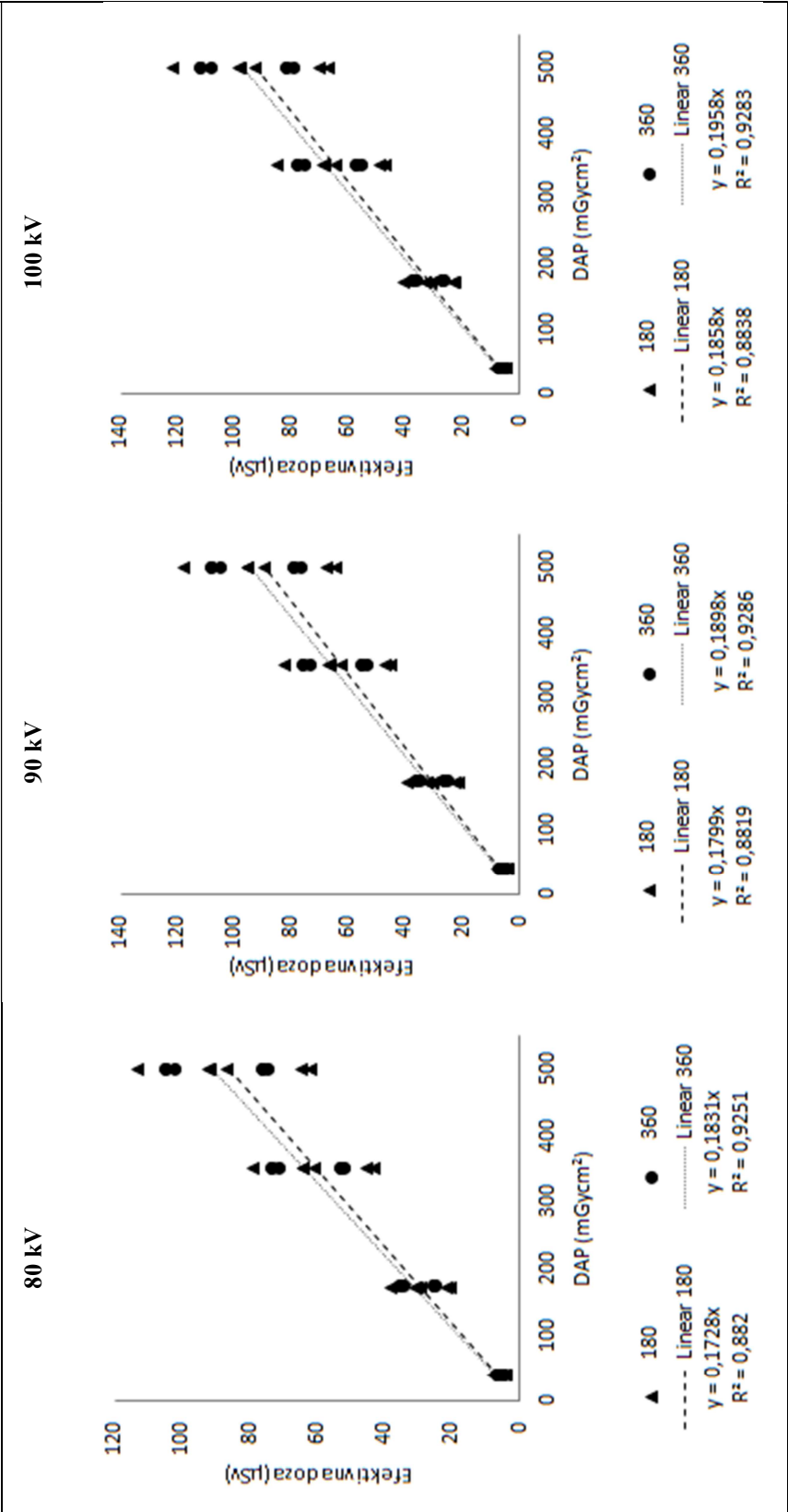
FOV, vxš (mm ²)	Oznaka razlučivosti	DAP (mGycm ²)
50 x 50	Minidose	36
	Std Res	168
	High Res	347
	Endo	495
67 x 78	Minidose	60
	Std Res	280
	High Res	577
78 x 78	Minidose	72
	Std Res	338
	High Res	698
78 x 150	Minidose	138
	Std Res	528
	High Res	757
130 x 150	Minidose	276
	Std Res	755
	High Res	1174

Efektivna doza pokazuje linearnu ovisnost o DAP-u u slučaju svih simuliranih protokola (slike 81. - 90). U tablici 23. dani su konverzijski faktori za svaki umnožak struje i vremena te za svaku veličinu i položaj FOV-a, kut rotacije rendgenske cijevi i napon na rendgenskoj cijevi.

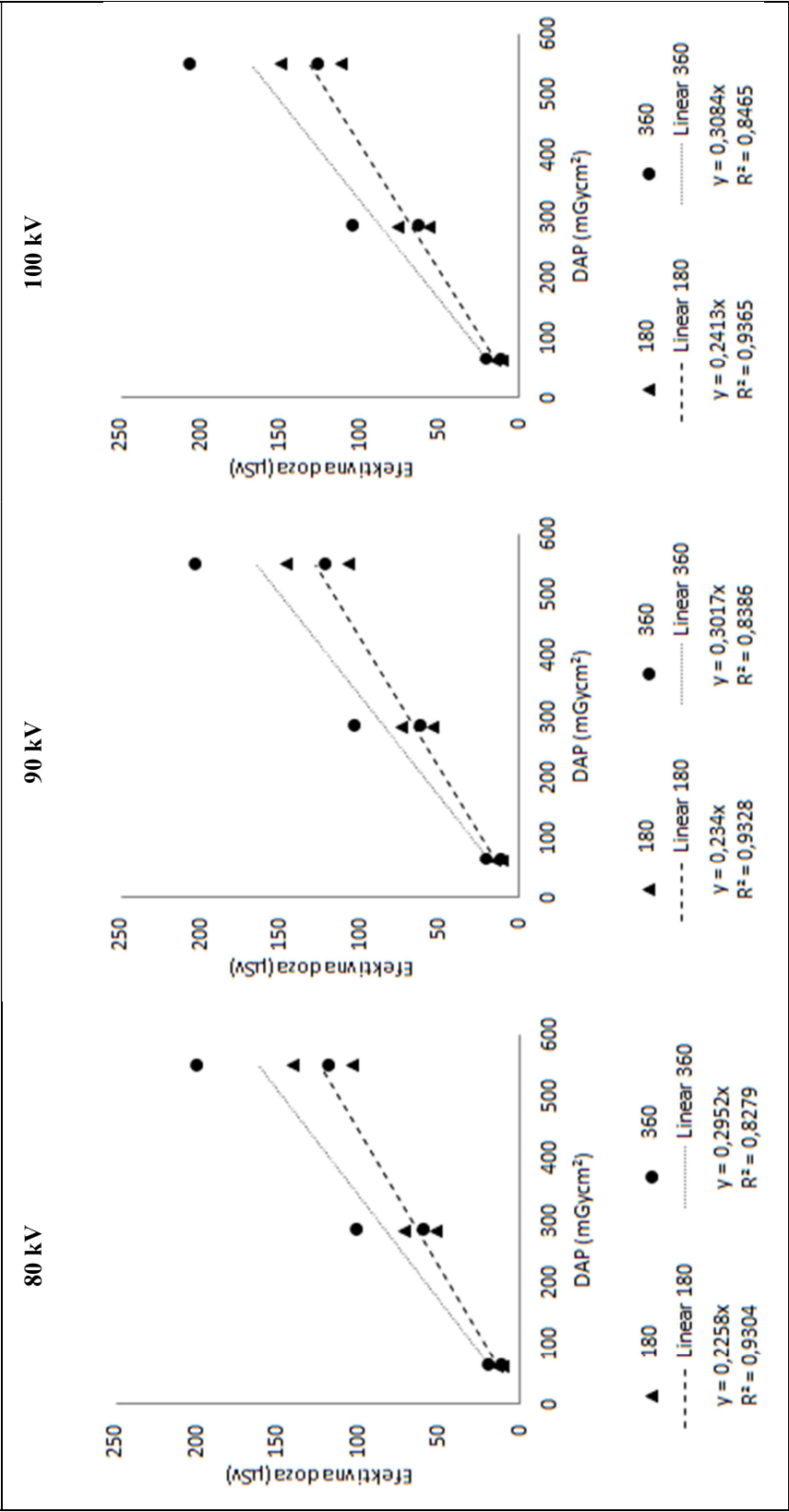
Tablica 23. Konverzijski faktori E/DAP izraženi u $\mu\text{Sv/mGycm}^2$

FOV, vxš (mm ²)	Položaj FOV-a	Oznaka razlučivosti	E/DAP ($\mu\text{Sv/mGycm}^2$)					
			80 kV		90 kV		100 kV	
			180°	360°	180°	360°	180°	360°
50 x 50	Maksilarni lijevi prednji zub	Minidose	0,18	0,21	0,18	0,21	0,19	0,22
		Std Res	0,18	0,21	0,18	0,21	0,19	0,22
		High Res	0,18	0,21	0,18	0,21	0,19	0,22
		Endo	0,18	0,21	0,18	0,21	0,19	0,22
	Maksilarni lijevi očnjak	Minidose	0,19	0,21	0,19	0,22	0,20	0,23
		Std Res	0,19	0,21	0,19	0,22	0,20	0,23
		High Res	0,19	0,21	0,19	0,22	0,20	0,23
		Endo	0,19	0,21	0,19	0,22	0,20	0,23
	Maksilarni lijevi kutnjak	Minidose	0,23	0,21	0,24	0,22	0,25	0,23
		Std Res	0,23	0,21	0,24	0,22	0,25	0,23
		High Res	0,23	0,21	0,24	0,22	0,25	0,23
		Endo	0,23	0,21	0,24	0,22	0,25	0,23
	Maksilarni lijevi prednji zub	Minidose	0,13	0,15	0,13	0,16	0,14	0,16
		Std Res	0,13	0,15	0,13	0,16	0,14	0,16
		High Res	0,13	0,15	0,13	0,16	0,14	0,16
		Endo	0,13	0,15	0,13	0,16	0,14	0,16
	Mandibularni lijevi očnjak	Minidose	0,13	0,16	0,14	0,16	0,14	0,17
		Std Res	0,13	0,16	0,14	0,16	0,14	0,17
		High Res	0,13	0,16	0,14	0,16	0,14	0,17
		Endo	0,13	0,16	0,14	0,16	0,14	0,17
	Mandibularni lijevi kutnjak	Minidose	0,19	0,16	0,19	0,16	0,20	0,17
		Std Res	0,19	0,16	0,19	0,16	0,20	0,17
		High Res	0,19	0,16	0,19	0,16	0,20	0,17
		Endo	0,19	0,16	0,19	0,16	0,20	0,17
61 x 78	Maksilarni zubni luk	Minidose	0,19	0,22	0,2	0,23	0,21	0,24
		Std Res	0,19	0,22	0,2	0,23	0,21	0,24
		High Res	0,19	0,22	0,2	0,23	0,21	0,24
	Mandibularni zubni luk	Minidose	0,26	0,37	0,27	0,38	0,28	0,38
		Std Res	0,26	0,37	0,27	0,38	0,28	0,38
		High Res	0,26	0,37	0,27	0,38	0,28	0,38
78 x 78	Maksilarni zubni luk	Minidose	0,17	0,20	0,18	0,21	0,19	0,22
		Std Res	0,17	0,20	0,18	0,21	0,19	0,22
		High Res	0,17	0,20	0,18	0,21	0,19	0,22
	Obje čeljusti	Minidose	0,21	0,26	0,22	0,27	0,23	0,28
		Std Res	0,21	0,26	0,22	0,27	0,23	0,28
		High Res	0,21	0,26	0,22	0,27	0,23	0,28
	Mandibularni zubni luk	Minidose	0,30	0,5	0,31	0,5	0,32	0,5
		Std Res	0,30	0,5	0,31	0,5	0,32	0,5
		High Res	0,30	0,5	0,31	0,5	0,32	0,5
78 x 150	Maksila	Minidose	0,14	0,15	0,14	0,16	0,15	0,16
		Std Res	0,14	0,15	0,14	0,16	0,15	0,16
		High Res	0,14	0,15	0,14	0,16	0,15	0,16
	Obje čeljusti	Minidose	0,17	0,20	0,18	0,21	0,19	0,21
		Std Res	0,17	0,20	0,18	0,21	0,19	0,21
		High Res	0,17	0,20	0,18	0,21	0,19	0,21
	Mandibula	Minidose	0,26	0,3	0,27	0,3	0,28	0,4
		Std Res	0,26	0,3	0,27	0,3	0,28	0,4
		High Res	0,26	0,3	0,27	0,3	0,28	0,4
130 x 150	Viscerokranij	Minidose	0,219	0,279	0,23	0,28	0,232	0,288
		Std Res	0,219	0,279	0,23	0,28	0,232	0,288
		High Res	0,219	0,279	0,23	0,28	0,232	0,288

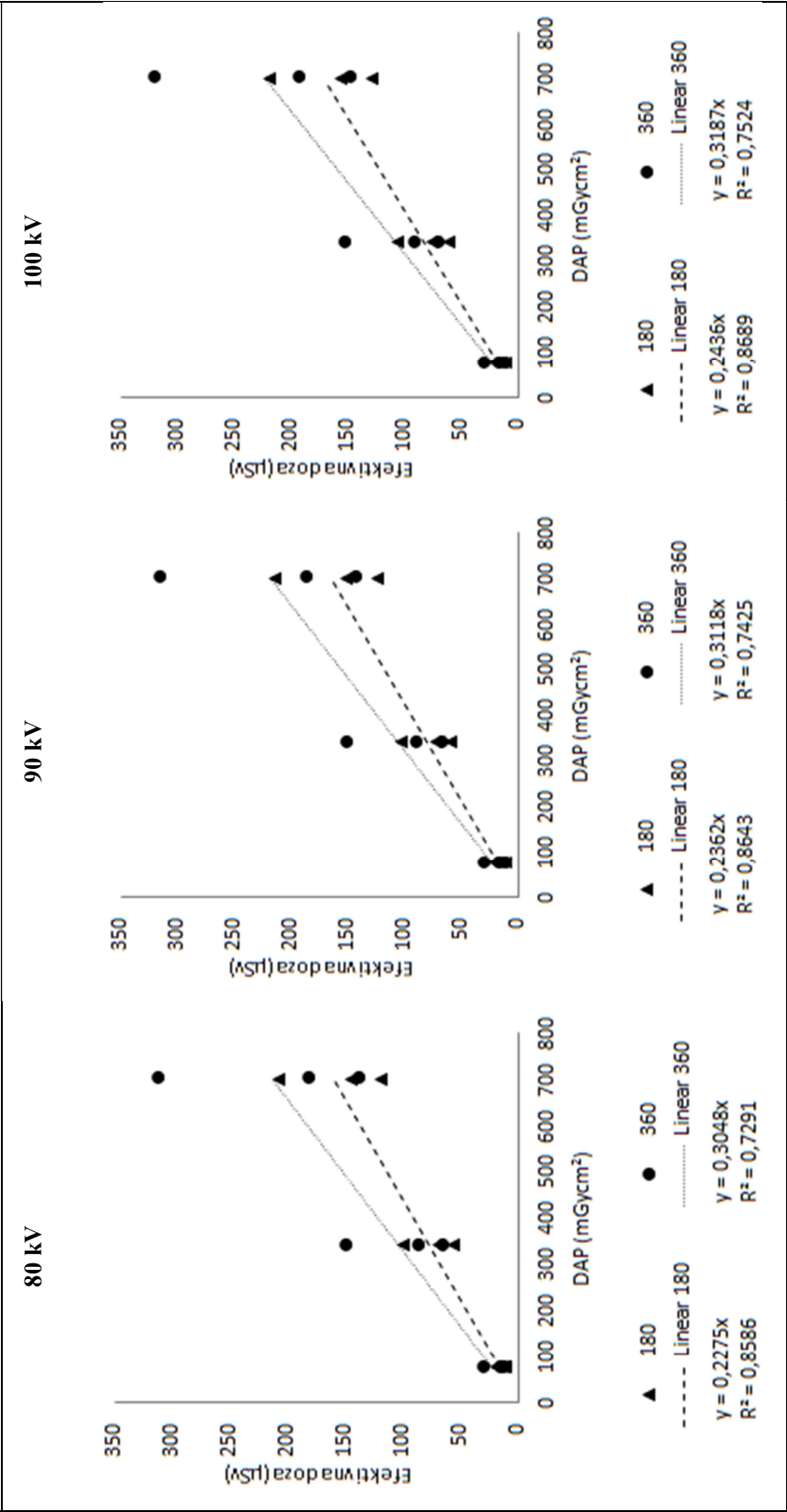
Srednje jaka i jaka linearna korelacija između efektivne doze i DAP-a postoji i u slučaju grupiranja konverzijskih faktora prema veličini (slike 81. - 85.), prema kutu rotacije rendgenske cijevi (slika 86.) i prema položaju FOV-a (maksila, okluzijska ravnina i mandibula) (slike 87. - 90.). U tablicama 24. - 26. dani su konverzijski faktori E/DAP izraženi u $\mu\text{Sv/mGycm}^2$, za spomenuta grupiranja.



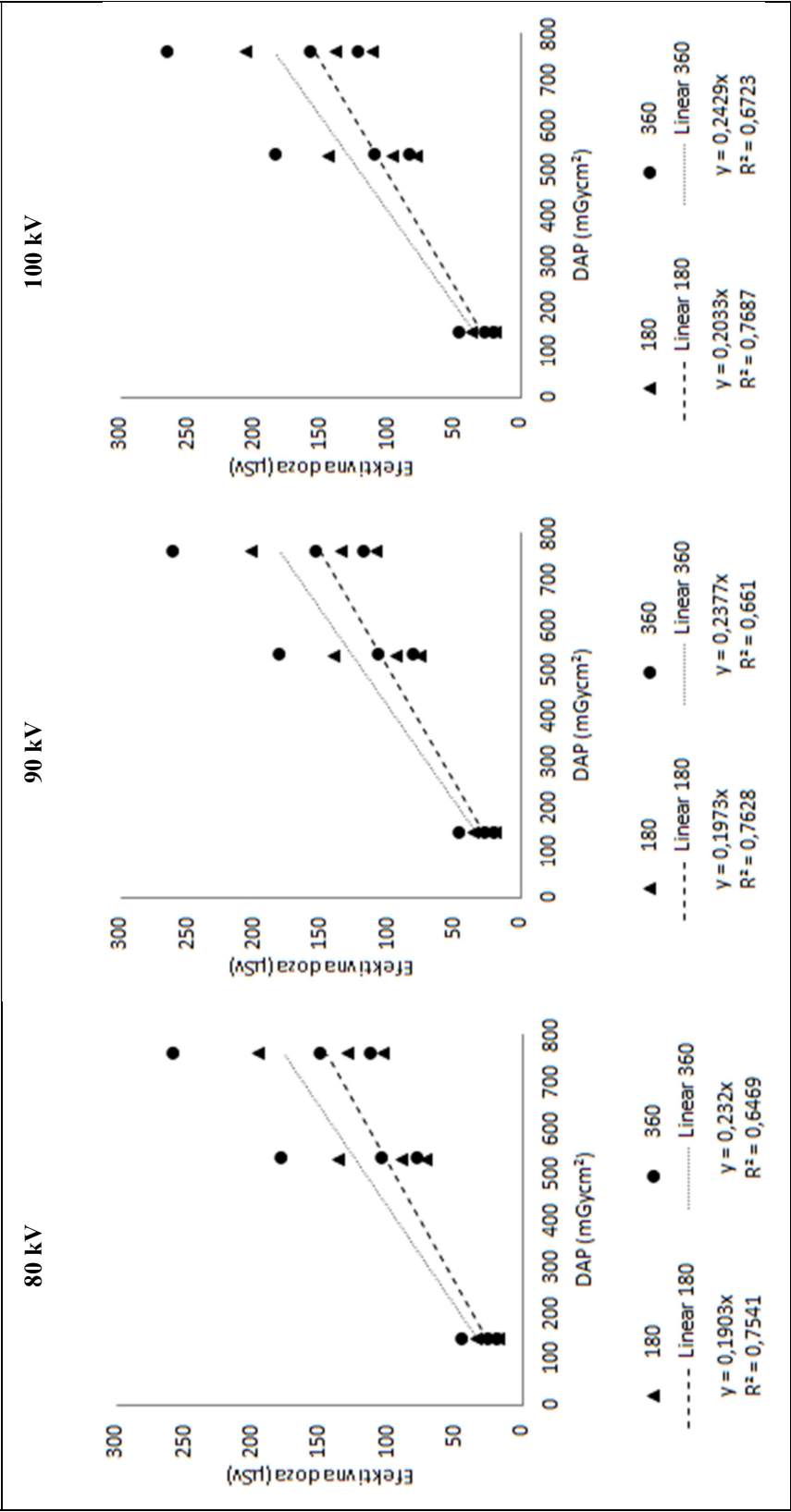
Slika 81. Odnos efektivne doze i DAP-a za FOV veličine 50 x 50 mm² uz različite napone rendgenske cijevi.



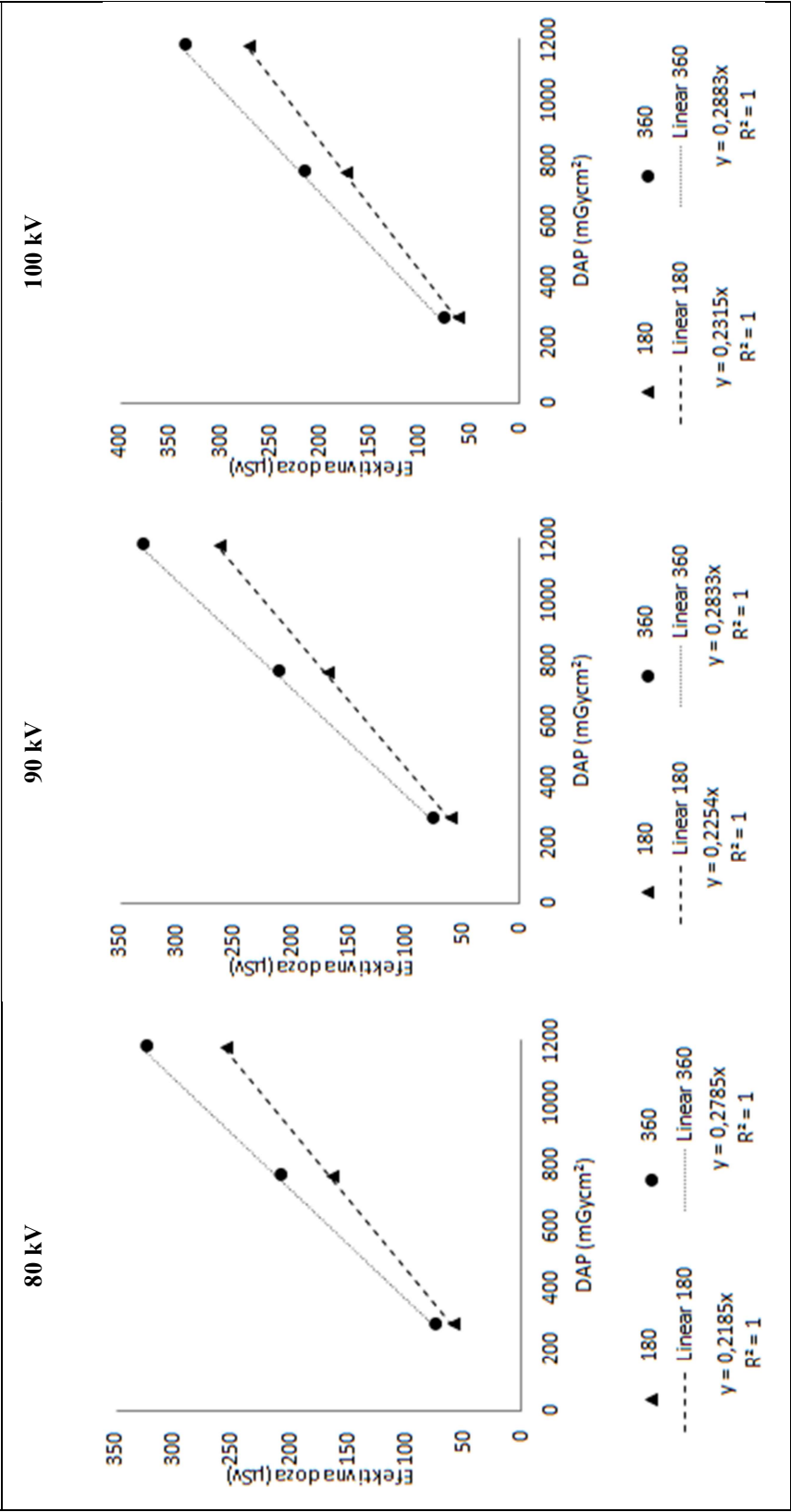
Slika 82. Odnos efektivne doze i DAP-a za FOV veličine 61 x 78 mm² uz različite napone rendgenske cijevi.



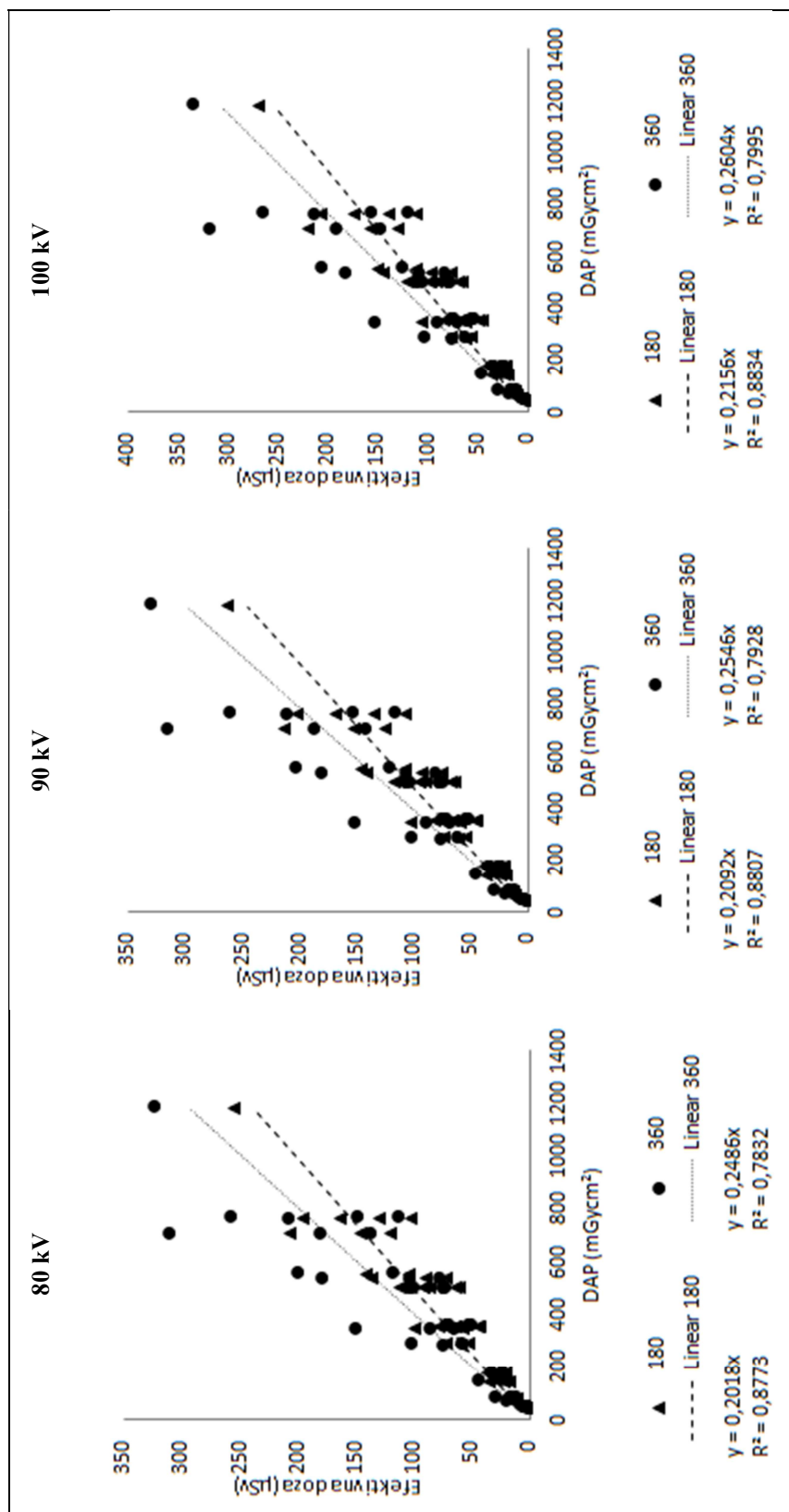
Slika 83. Odnos efektivne doze i DAP-a za FOV veličine 78 x 78 mm² uz različite napone rendgenske cijevi.



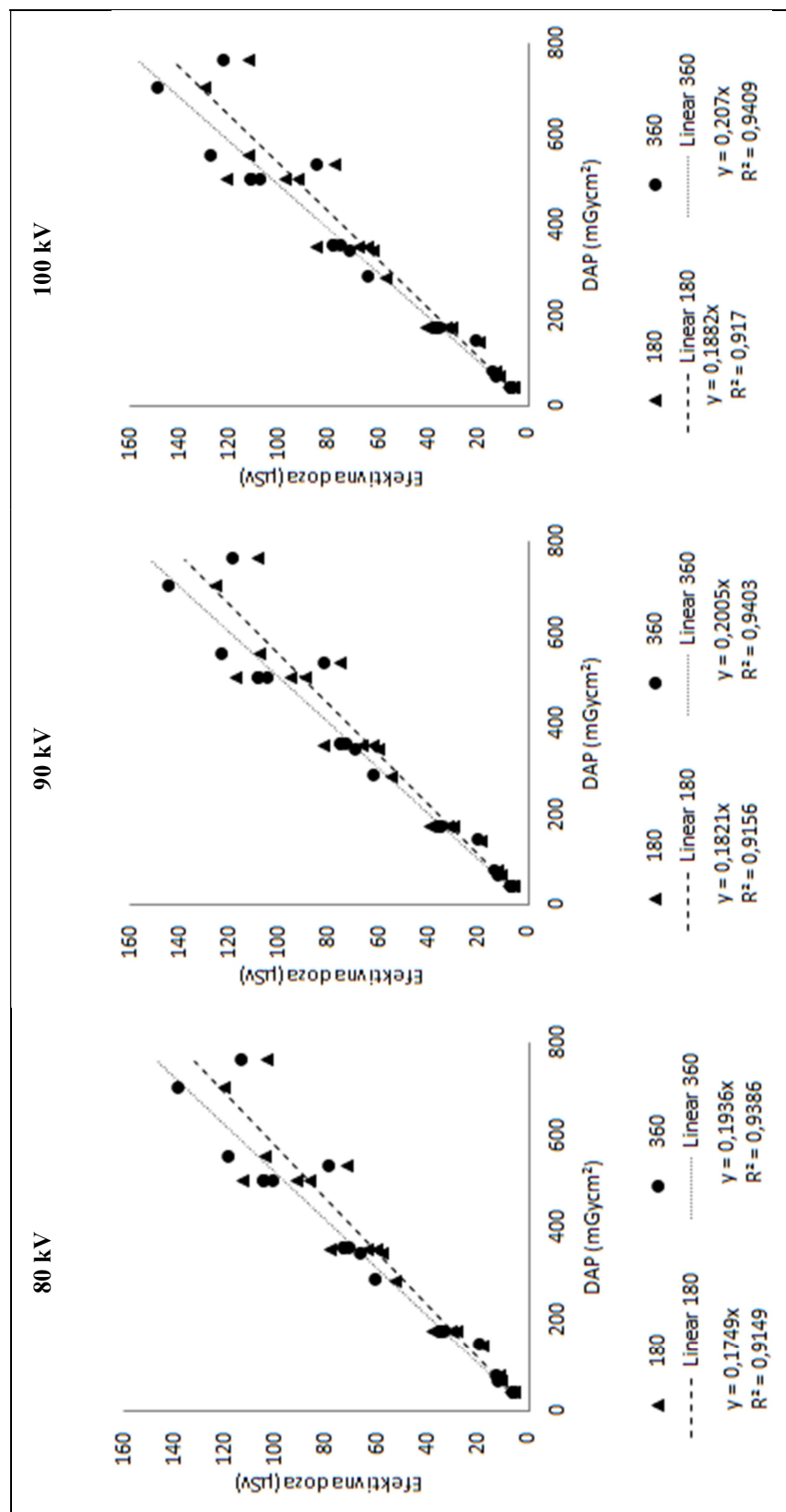
Slika 84. Odnos efektivne doze i DAP-a za FOV veličine 78 x 150 mm² uz različite napone rendgenske cijevi.



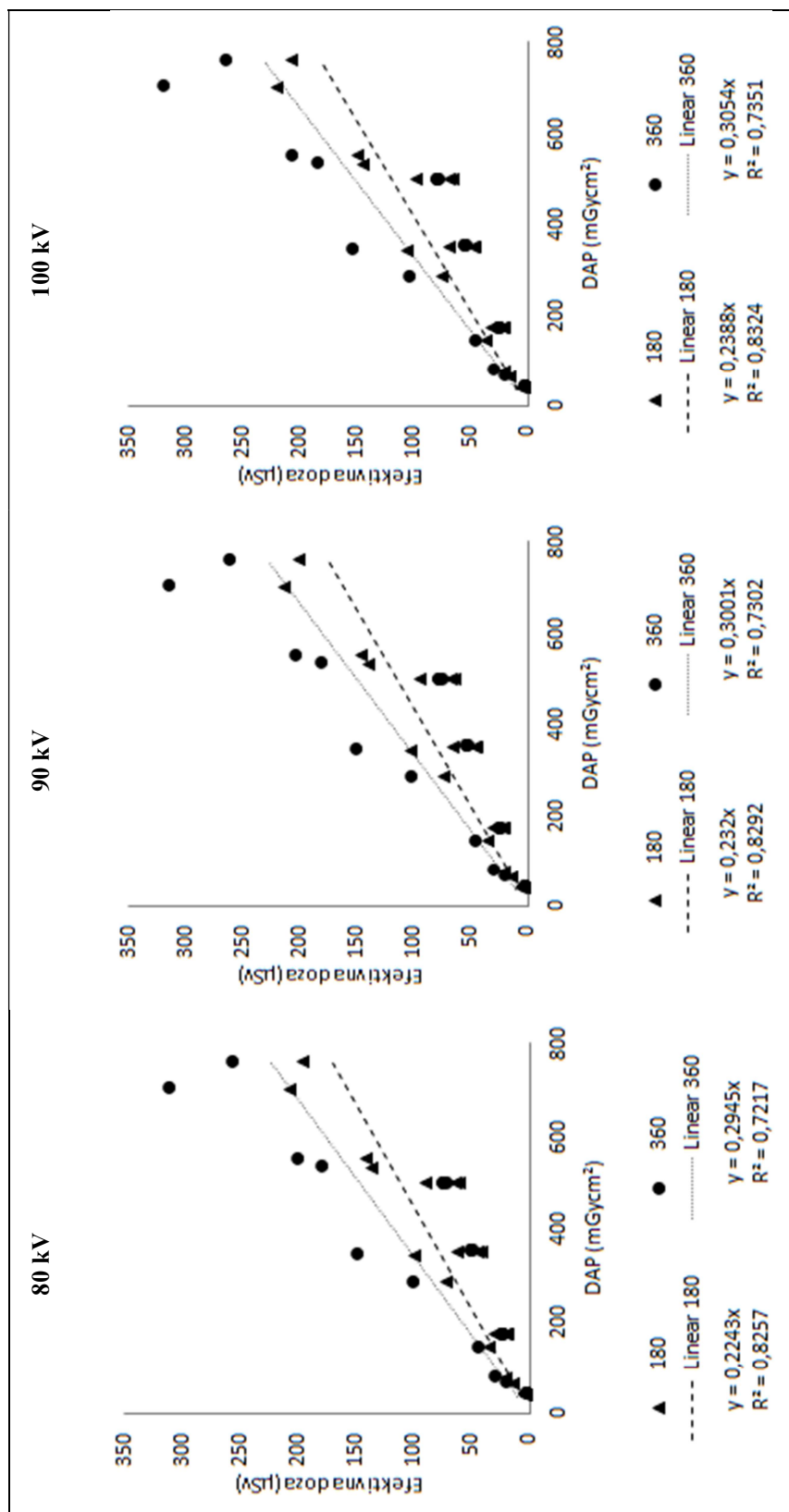
Slika 85. Odnos efektivne doze i DAP-a za FOV veličine 130 x 150 mm² uz različite napone rendgenske cijevi.



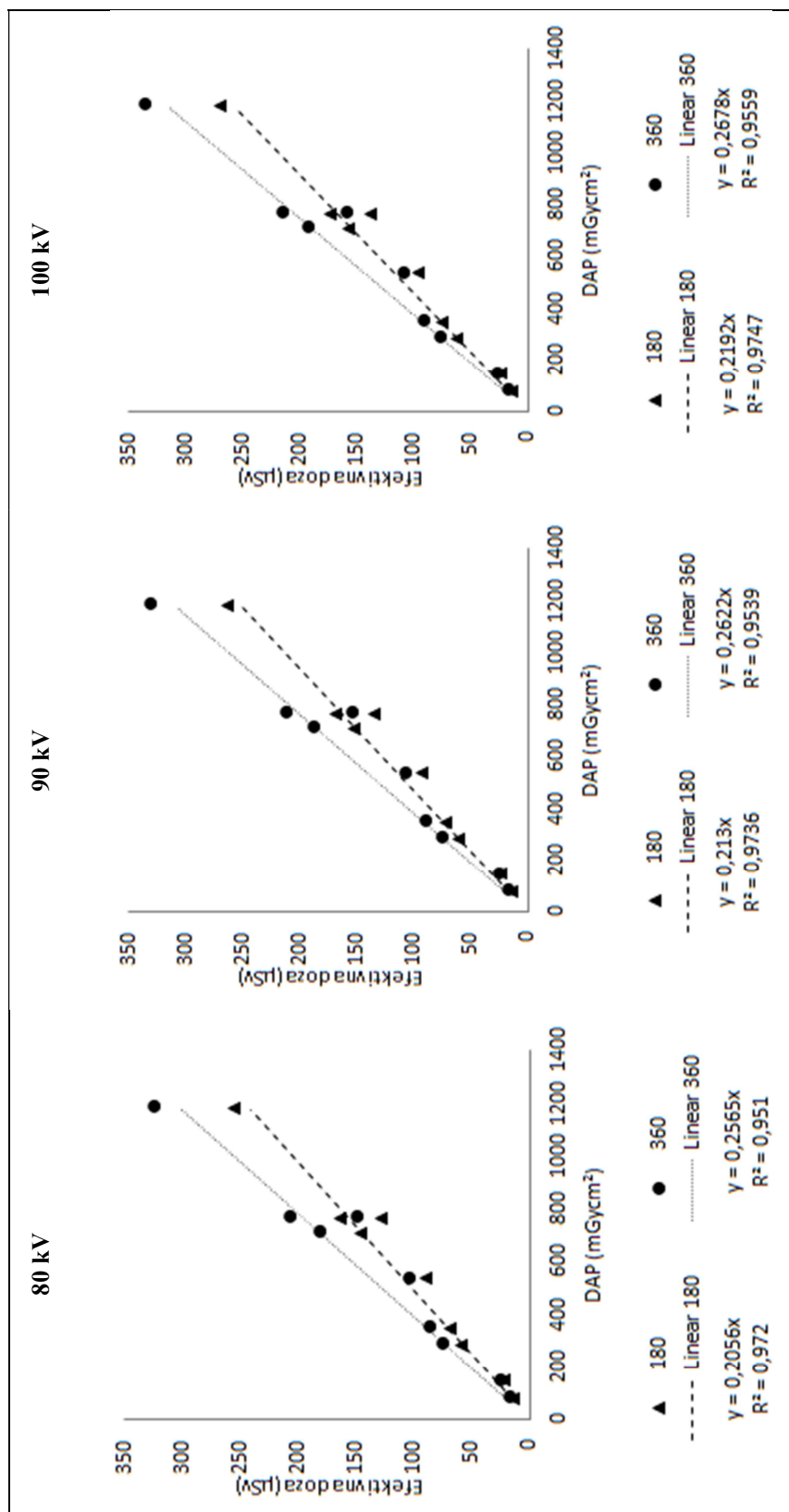
Slika 86. Odnos efektivne doze i DAP-a za sve simulirane protokole uz različite napone rendgenske cijevi.



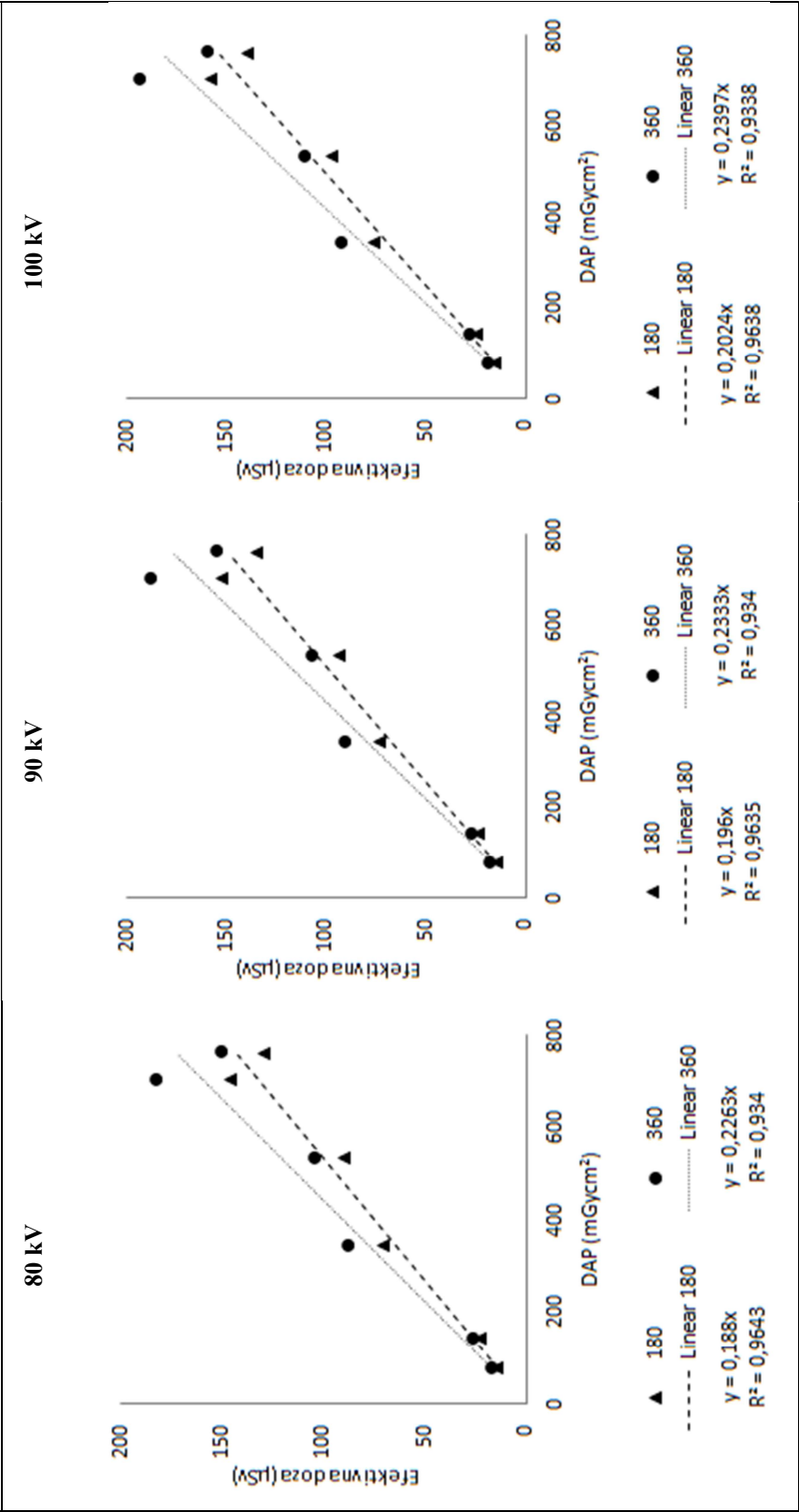
Slika 87. Odnos efektivne doze i DAP-a za FOV-ove čija središta se nalaze na maksili uz različite napone rendgenske cijevi.



Slika 88. Odnos efektivne doze i DAP-a za FOV-ove čija središta se nalaze na mandibuli uz različite napone rendgenske cijevi.



Slika 89. Odnos efektivne doze i DAP-a za FOV-ove čija središta se nalaze u okluzijskoj ravlini uz različite napone rendgenske cijevi.



Slika 90. Odnos efektivne doze i DAP-a za FOV-ove čija središta se nalaze u okluzijskoj ravlini, bez FOV-a koji odgovara viscerokraniju uz različite napone rendgenske cijevi.

Tablica 24. Konverzijski faktori E/DAP za veličine FOV-a, izraženi u $\mu\text{Sv}/\text{mGycm}^2$

FOV, vxš (mm ²)	80 kV				90 kV				100 kV			
	180°		360°		180°		360°		180°		360°	
	E/DAP	R ²	E/DAP	R ²	E/DAP	R ²	E/DAP	R ²	E/DAP	R ²	E/DAP	R ²
50 x 50	0,17	0,88	0,18	0,93	0,18	0,88	0,19	0,93	0,19	0,88	0,2	0,93
61 x 78	0,23	0,93	0,30	0,83	0,23	0,93	0,3	0,84	0,24	0,94	0,31	0,85
78 x 78	0,23	0,86	0,3	0,73	0,24	0,86	0,31	0,74	0,24	0,87	0,32	0,75
78 x 150	0,19	0,75	0,23	0,65	0,2	0,76	0,24	0,66	0,20	0,77	0,24	0,67
130 x 150	0,22	1	0,28	1	0,23	1	0,28	1	0,23	1	0,29	1

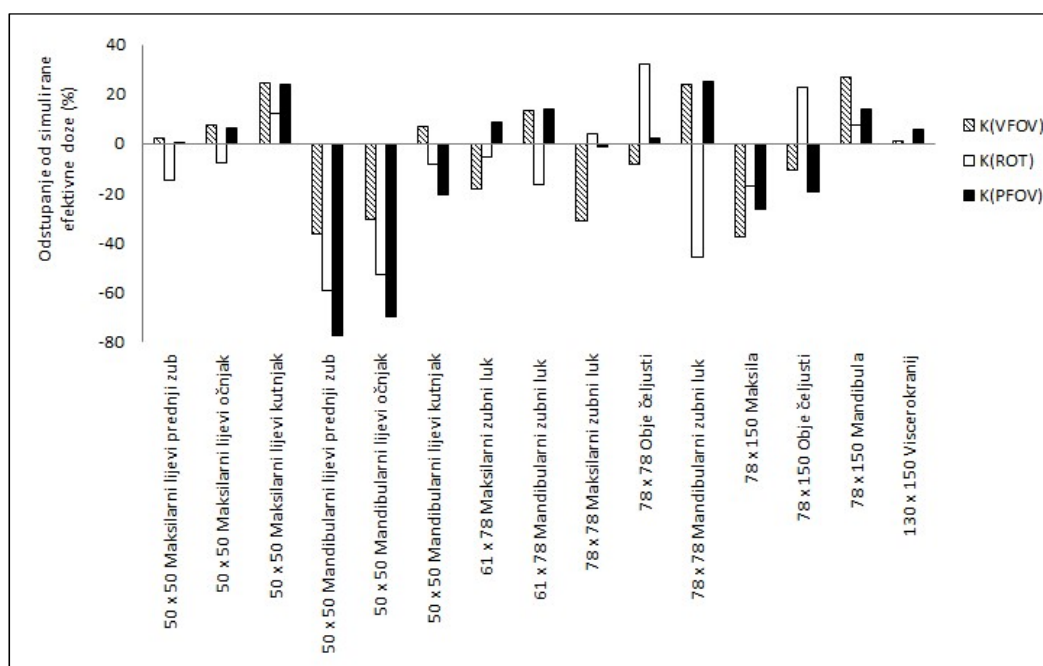
Tablica 25. Konverzijski faktori E/DAP za kut rotacije rendgenske cijevi, izraženi u $\mu\text{Sv}/\text{mGycm}^2$

Kut rotacije (°)	80 kV		90 kV		100 kV	
	E/DAP	R ²	E/DAP	R ²	E/DAP	R ²
180	0,20	0,88	0,21	0,88	0,22	0,88
360	0,25	0,78	0,25	0,79	0,26	0,8

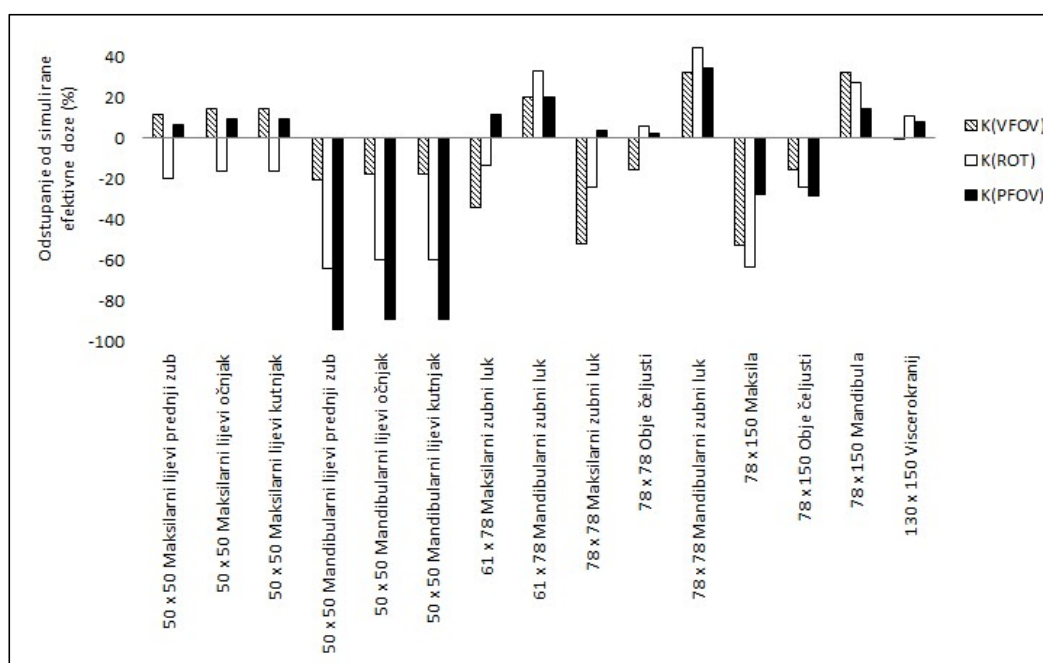
Tablica 26. Konverzijski faktori E/DAP za položaj FOV-a, izraženi u $\mu\text{Sv}/\text{mGycm}^2$

Položaj FOV-a	80 kV				90 kV				100 kV			
	180°		360°		180°		360°		180°		360°	
	E/DAP	R ²	E/DAP	R ²	E/DAP	R ²	E/DAP	R ²	E/DAP	R ²	E/DAP	R ²
Maksila	0,17	0,91	0,19	0,94	0,18	0,92	0,20	0,94	0,19	0,92	0,21	0,94
Mandibula	0,22	0,83	0,29	0,72	0,23	0,73	0,30	0,73	0,24	0,83	0,31	0,74
Okluzijska ravnina	0,206	0,97	0,26	0,95	0,213	0,97	0,26	0,95	0,219	0,97	0,27	0,96
Okluzijska ravnina bez viscerokranija	0,188	0,96	0,23	0,93	0,196	0,96	0,23	0,93	0,202	0,96	0,24	0,93

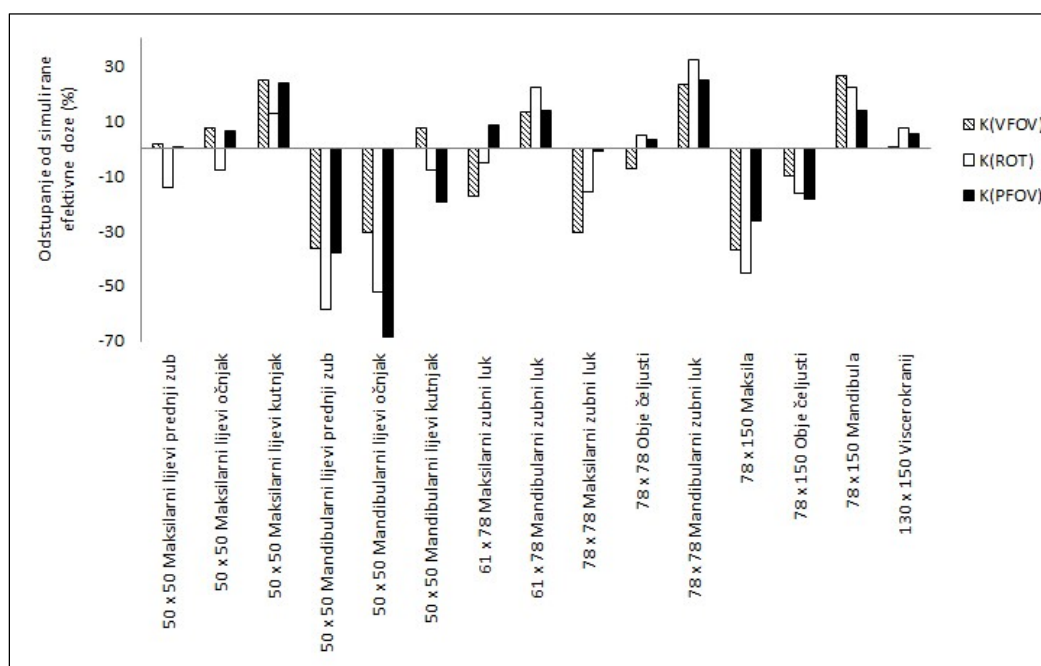
Pomoću konverzijskih faktora danih za veličinu FOV-a, kut rotacije rendgenske cijevi i položaj FOV-a izračunate su efektivne doze za sve simulirane protokole. Za tako izračunate efektivne doze izračunata su odstupanja od simuliranih efektivnih doza što je prikazano na slikama 91. – 96. Prosječna odstupanja izračunate efektivne doze od simulirane su za pojedine konverzijske faktore dana u tablici 27.



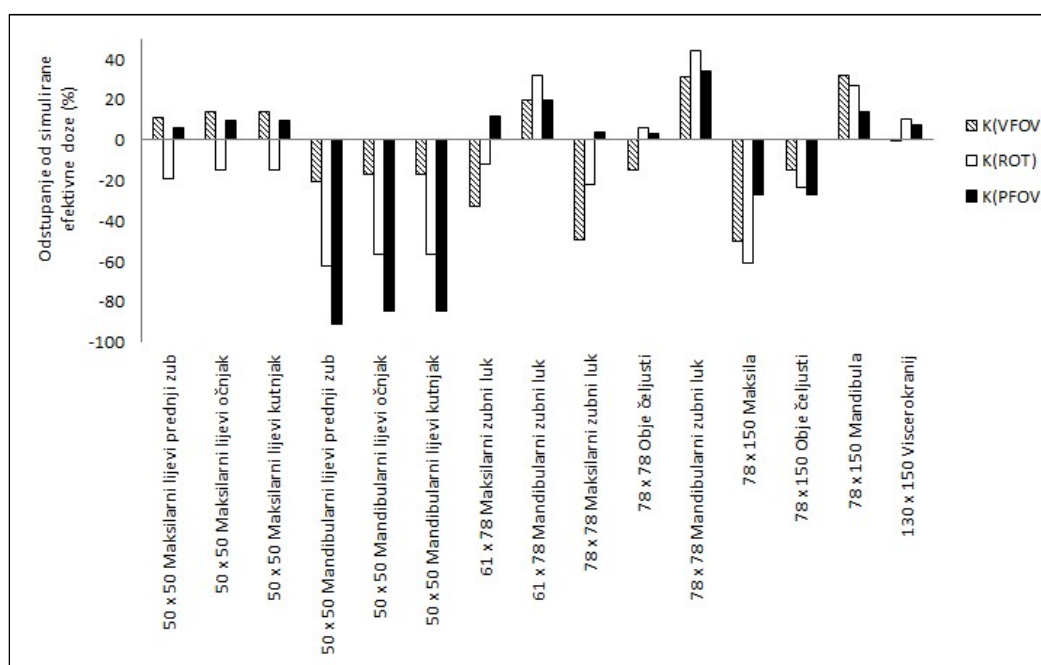
Slika 91. Odstupanja efektivne doze izračunate konverzijskim faktorima E/DAP danim za veličinu FOV-a (K(VFOV)), kut rotacije rendgenske cijevi (K(ROT)) i položaj FOV-a (K(PFOV)) od simulirane efektivne doze za sve simulirane kliničke protokole (80 kV, 180°)



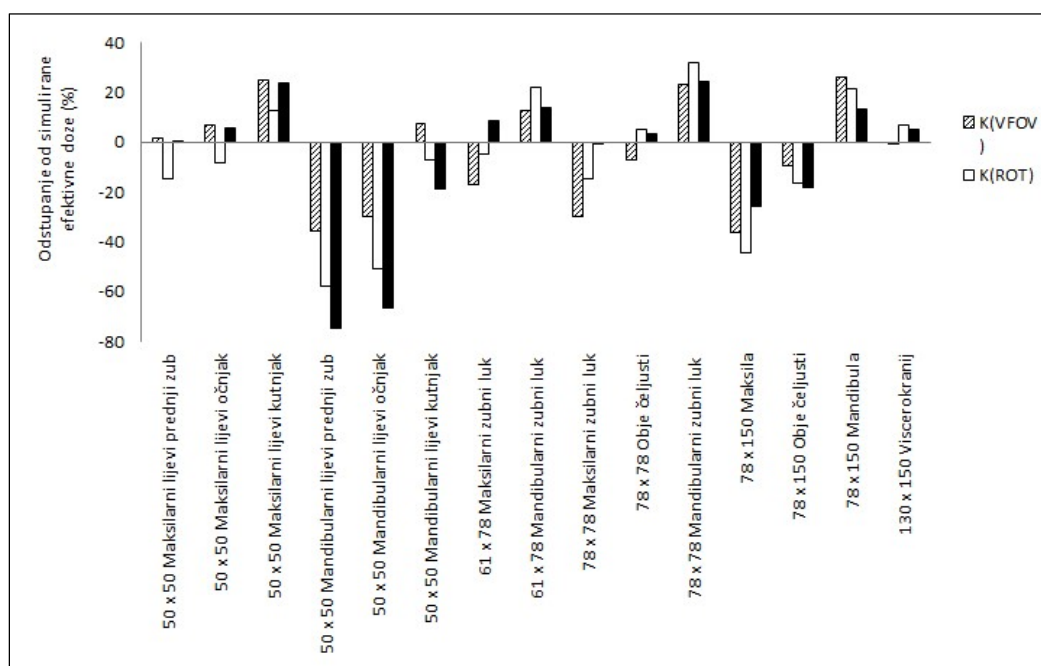
Slika 92. Odstupanja efektivne doze izračunate konverzijskim faktorima E/DAP danim za veličinu FOV-a (K(VFOV)), kut rotacije rendgenske cijevi (K(ROT)) i položaj FOV-a (K(PFOV)) od simulirane efektivne doze za sve simulirane kliničke protokole (80 kV, 360°)



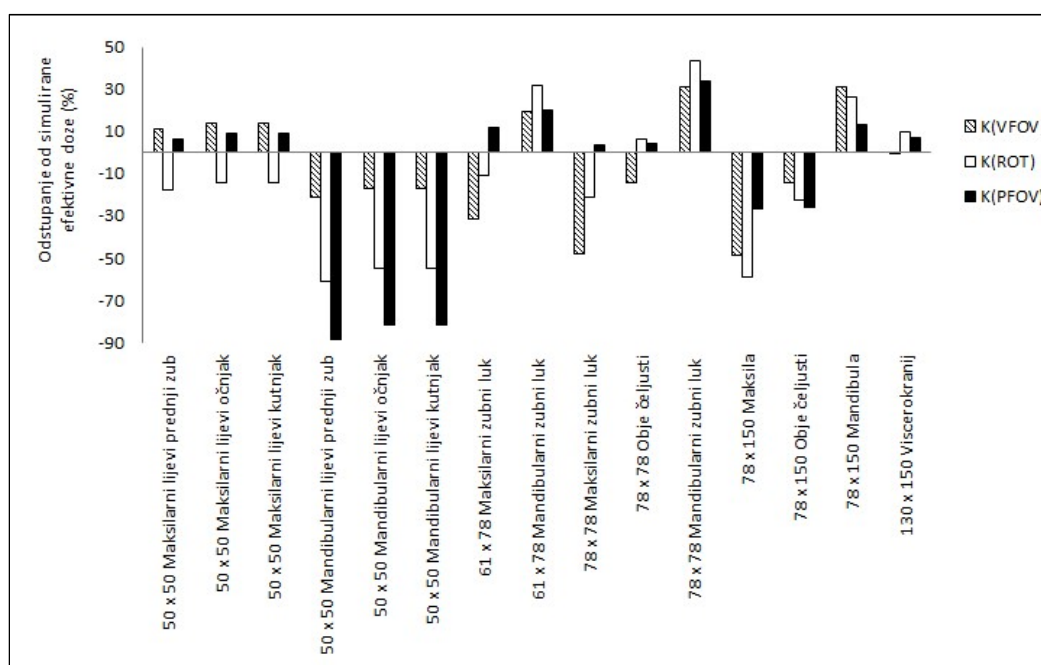
Slika 93. Odstupanja efektivne doze izračunate konverzijskim faktorima E/DAP danim za veličinu FOV-a (K(VFOV)), kut rotacije rendgenske cijevi (K(ROT)) i položaj FOV-a (K(PFOV)) od simulirane efektivne doze za sve simulirane kliničke protokole (90 kV, 180°)



Slika 94. Odstupanja efektivne doze izračunate konverzijskim faktorima E/DAP danim za veličinu FOV-a (K(VFOV)), kut rotacije rendgenske cijevi (K(ROT)) i položaj FOV-a (K(PFOV)) od simulirane efektivne doze za sve simulirane kliničke protokole (90 kV, 360°)



Slika 95. Odstupanja efektivne doze izračunate konverzijskim faktorima E/DAP danim za veličinu FOV-a (K(VFOV)), kut rotacije rendgenske cijevi (K(ROT)) i položaj FOV-a (K(PFOV)) od simulirane efektivne doze za sve simulirane kliničke protokole (100 kV, 180°)



Slika 96. Odstupanja efektivne doze izračunate konverzijskim faktorima E/DAP danim za veličinu FOV-a (K(VFOV)), kut rotacije rendgenske cijevi (K(ROT)) i položaj FOV-a (K(PFOV)) od simulirane efektivne doze za sve simulirane kliničke protokole (100 kV, 360°)

Tablica 27. Prosječna odstupanja efektivnih doza izračunatih konverzijskim faktorima E/DAP danim za veličinu FOV-a (K(VFOV)), kut rotacije rendgenske cijevi (K(ROT)) i položaj FOV-a (K(PFOV)) od simuliranih efektivnih doza za sve simulirane kliničke protokole (%)

	80 kV		90 kV		100 kV	
	180°	360°	180°	360°	180°	360°
K(VFOV)	19	23	18	22	18	21
K(ROT)	22	33	22	32	22	31
K(PFOV)	22	32	19	31	21	30

3.4. Konverzijski faktori pomoću kojih se iz DAP-a procjenjuju doze organa

Konverzijski faktori pomoću kojih se iz DAP-a može procijeniti doza pojedinog organa dani su u tablici 28. za napon na rendgenskoj cijevi od 90 kV i kut rotacije rendgenske cijevi od 180° te u tablici 29. za kut rotacije rendgenske cijevi od 360°.

Tablica 28. Konverzijski faktori doza organa/DAP izraženi u $\mu\text{Gy}/\text{mGycm}^2$ za kut rotacije rendgenske cijevi od 180° (90 kV, Std Res). Koeficijent determinacije (R^2) dan je zagradi

FOV, vxš (mm ²)	Koštana srž (crvena)	Štitna žlijezda	Koža	Površina kosti	Mozak	Žlijezde slinovnice	Ekstratorakalna regija	Limfni čvorovi	Mišići
50 x 50	1,76 (0,94)	0,94 (0,69)	0,52 (0,99)	7,60 (0,94)	0,4 (0,70)	5,22 (0,89)	3,85 (0,43)	2 (0,58)	3,18 (0,91)
61 x 78	1,71 (0,86)	2,51 (0,34)	0,43 (0,99)	6,81 (0,86)	4,89 (0,99)	4,89 (0,99)	3,36 (0,40)	2 (0,33)	3,54 (0,87)
78 x 78	1,69 (0,91)	2,51 (0,33)	0,41 (0,99)	6,72 (0,91)	5,06 (0,94)	5,06 (0,94)	3,48 (0,64)	1,88 (0,52)	3,47 (0,92)
78 x 150	1,4 (0,86)	2,71 (0,25)	0,35 (0,99)	5,58 (0,86)	0,5 (0,36)	4,63 (0,92)	2,28 (0,599)	2,42 (0,98)	3,14 (0,84)
130 x 150	1,37 (1)	3,14 (1)	0,37 (1)	5,46 (1)	0,73 (1)	3,77 (1)	2,00 (1)	1,69 (1)	3,01 (1)

Tablica 29. Konverzijski faktori doza organa/DAP izraženi u $\mu\text{Gy}/\text{mGycm}^2$ za kut rotacije rendgenske cijevi od 360° (90 kV, Std Res). Koeficijent determinacije (R^2) dan je zagradi

FOV, vxš (mm ²)	Koštana srž (crvena)	Štitna žlijezda	Koža	Površina kosti	Mozak	Žlijezde slinovnice	Ekstratorakalna regija	Limfni čvorovi	Mišići
50 x 50	1,81 (0,98)	1,1 (0,60)	0,46 (0,99)	7,23 (0,98)	0,3 (0,70)	3,51 (1)	5 (0,39)	1,8 (0,58)	2,63 (0,97)
61 x 78	1,78 (0,89)	4 (0,30)	0,39 (0,96)	7,10 (0,89)	0,56 (0,40)	3,92 (0,99)	5 (0,35)	2 (0,33)	3,31 (0,88)
78 x 78	1,80 (0,93)	4 (0,28)	0,37 (0,97)	7,15 (0,93)	0,6 (0,46)	4,06 (0,96)	5 (0,58)	2 (0,53)	3,26 (0,92)
78 x 150	1,46 (0,89)	3 (0,22)	0,33 (0,98)	5,81 (0,89)	1 (0,35)	3,96 (0,94)	3 (0,52)	2 (0,45)	2,91 (0,86)
130 x 150	1,33 (1)	4,48 (1)	0,34 (1)	5,31 (1)	0,69 (1)	3,14 (1)	2,96 (1)	1,65 (1)	2,81 (1)

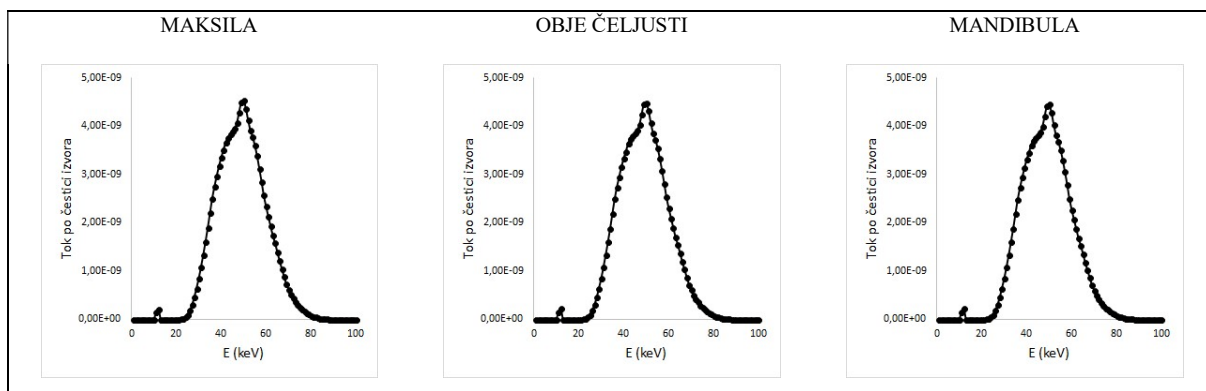
3.5. Eksperimentalna mjerenja dozimetrima

Prosječne TL dozimetrima izmjerene ulazne kožne doze mjerene na koži na mjestu štitnjače i između očiju dane su u tablici 30.

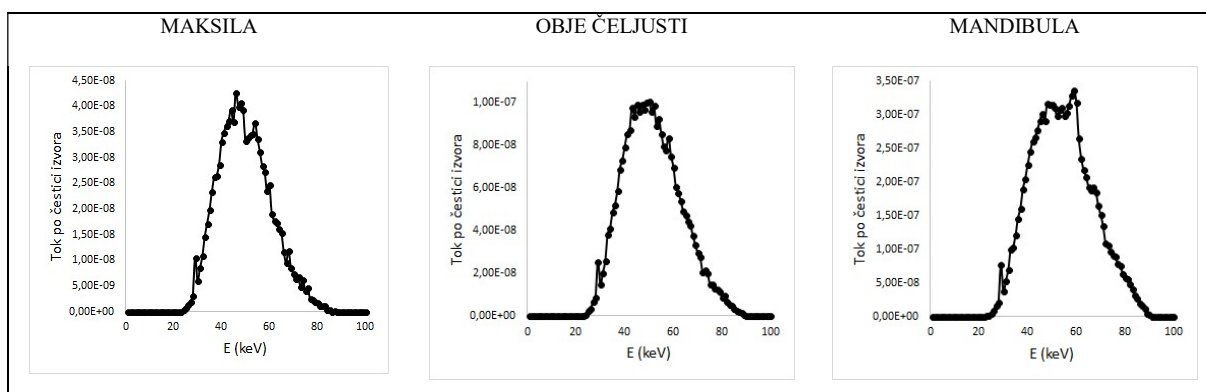
Tablica 30. Prosječne doze organa temeljene na mjerenjima ulazne kožne doze (μGy)

	Maksila		Okluzijska ravnina		Mandibula	
	OČNA LEĆA	ŠTITNA ŽLIJEZDA	OČNA LEĆA	ŠTITNA ŽLIJEZDA	OČNA LEĆA	ŠTITNA ŽLIJEZDA
PROSJEČNA DOZA ORGANA (μGy)	220	170	170	230	160	290

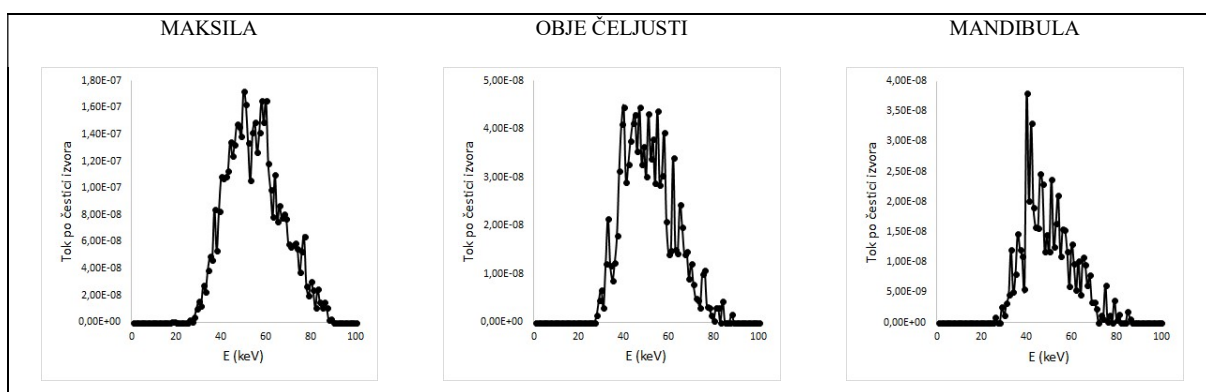
Energijski spektri na mjestima na kojima se mjerila doza pomiču se prema nižim energijama, ovisno o položaju središta FOV-a što je prikazano na slikama 97. - 99.



Slika 97. Energijski spektar fotonskog snopa u centru štitne žlijezde za simulirani CBCT uređaj pri naponu na rendgenskoj cijevi od 90 kV i kut rotacije rendgenske cijevi od 180° za različite položaje središta FOV-a veličine 78 x 78 mm²



Slika 98. Energijski spektar fotonskog snopa štitnoj žlijezdi za simulirani CBCT uređaj pri naponu na rendgenskoj cijevi od 90 kV i kut rotacije rendgenske cijevi od 180° za različite položaje središta FOV-a veličine 78 x 78 mm²



Slika 99. Energijski spektar fotonskog snopa u očnoj leći za simulirani CBCT uređaj pri naponu na rendgenskoj cijevi od 90 kV i kut rotacije rendgenske cijevi od 180° za različite položaje središta FOV-a veličine 78 x 78 mm²

4. DISKUSIJA

4.1. Težinski faktori tkiva ili organa

Težinski faktori za pojedina tkiva ili organe izračunati u ovoj studiji usporedivi su s prethodno objavljenom studijom u kojoj se koristio isti računalni fantom [40] (tablica 6.). Najveća razlika leži u činjenici da u prethodno objavljenoj studiji štitna žlijezda nije uzeta u obzir. Veća razlika (za red veličine) uočena je između težinskih faktora za kožu izračunatih u okviru ovog istraživanja i faktora izračunatih za ICRP 110 fantom u prethodnoj studiji [40]. Objašnjenje za ovako veliku razliku u faktorima leži u činjenici da je u okviru ovog istraživanja u obzir uzeta i koža dijela trupa.

4.2. Doze organa i efektivna doza dobivene Monte Carlo simulacijom te utjecaj parametara snimanja na te doze

Doze organa koji doprinose efektivnoj dozi dobivene Monte Carlo simulacijom u okviru ovog istraživanja unutar su raspona doza organa dobivenih u prethodno objavljenim studijama koje su provedene eksperimentalnim mjerenjima različitim dozimetrima i fantomima te Monte Carlo simulacijama [24,27,53]. U slučaju najčešćih kliničkih protokola (tablica 1.), usrednjeno po svim protokolima, najmanju dozu primi koža ($134 \mu\text{Gy}$), a najveću površina kosti ($2043 \mu\text{Gy}$) (slika 19.). Iako primi najveću dozu, površina kosti ne doprinosi bitno efektivnoj dozi s obzirom na malu radiosenzitivnost (prosječno sa 4 %). Doprinosi pojedinih organa efektivnoj dozi ovise o kliničkom protokolu, a prosječno najviše doprinose štitna žlijezda (31 %), žlijezde slinovnice (25 %) i ekstratorakalna regija (21%) (slika 22.).

Promjenom kuta rotacije rendgenske cijevi sa 180° na 360° uz zadržavanje iste kvalitete snimke, mijenjaju se i doze organa i efektivna doza (tablica 7. i slika 20.). Najveće povećanje vidljivo je u slučaju štitne žlijezde za FOV veličine $78 \times 78 \text{ mm}^2$ sa središtem pozicioniranim na mandibuli koje iznosi 69 % dok je najveće smanjenje u slučaju žlijezde slinovnice za FOV veličine $61 \times 78 \text{ mm}^2$ sa središtem pozicioniranim na maksili i iznosi 29 %. Za razliku od doze pojedinih organa, promjena kuta rotacije uzrokovala je samo povećanje efektivne doze. Najmanje povećanje efektivne doze uočeno je u slučaju FOV-a veličine $61 \times 78 \text{ mm}^2$ sa središtem pozicioniranim na maksili (14 %), a najveće u slučaju FOV-a veličine $78 \times 78 \text{ mm}^2$ sa središtem pozicioniranim na mandibuli (48 %). Prosječno povećanje efektivne doze za FOV-ove visine manje od 100 mm sa središtem pozicioniranim na maksili iznosi 14 %, u okluzijskoj ravnini 19 %, a na mandibuli 39 % (tablica 8.) kao posljedica činjenice da tijekom rotacije s

kutom od 360° rendgenska cijev rotira i anteriorno za razliku od 180° kada najveći dio vremena rotira posteriorno te da se spuštanjem FOV-a od maksile prema mandibuli povećava ozračenje štitne žlijezde i žlijezda slinovnica. Nadalje, kut rotacije rendgenske cijevi od 180° samo je proizvođačem deklarirani kut od 180°; stvarni kut rotacije razlikuje se od protokola do protokola i kreće se od 195° do 204° (tablica 1.). Ukoliko bi kut bio manji, i razlike u dozi bi bile veće kako je pokazano u drugoj studiji u kojoj se istraživao utjecaj kuta rotacije rendgenske cijevi na efektivnu dozu pacijenta [27]. Promjenom kuta rotacije sa 180° na 360° mijenja se i doprinos pojedinih organa efektivnoj dozi (slika 21.). S obzirom na to da tada cijev rotira i ispred pacijenta, u prosjeku se povećavaju doprinosi štitne žlijezde (35 %) i ekstratorakalne regije (28 %), dok se doprinos žlijezda slinovnica smanjuje (17 %) (slika 22.).

Promjene veličine FOV-a bitno utječu na doze organa i efektivnu dozu, kao i na doprinose organa efektivnoj dozi (tablica 7. te slike 20., 21. i 23. – 29.) jer se povećanjem FOV-a povećava udio organa koji je u primarnom snopu ili primarnim snopom bivaju obuhvaćeni i drugi organi, a povećava se i količina raspršenog zračenja. Primjerice, u slučaju provedbe CBCT postupka FOV-ovom veličine 61 x 78 mm² čije se središte nalazi na mandibuli umjesto FOV-om 78 x 150 mm², doza štitne žlijezde se u slučaju kuta rotacije rendgenske cijevi od 180° smanjuje za 49 %, žlijezda slinovnica za 44%, a efektivna doza smanjuje se za 47 % te je stoga posebno važno veličinu FOV-a prilagoditi kliničkom pitanju. Rezultati ovog istraživanja pokazuju da promjena visine rezultira većim povećanjem efektivne doze nego je to u slučaju povećanja širine FOV-a što je u skladu s opažanjem iz prethodno objavljene studije [53]. Naime, u slučaju FOV-a veličine 78 x 150 mm² efektivna doza je 30 % veća nego u slučaju FOV-a veličine 78 x 78 mm² dok je širina prvog 92 % veća od drugog, a u slučaju FOV-a veličine 130 x 150 mm² prosječna efektivna doza je 40 % veća nego u slučaju FOV-a veličine 78 x 150 mm² iako se radi o povećanju visine za 67 % (slike 23. i 24.). Rezultati ovog istraživanja ukazuju na potrebu mogućnosti promjene veličine FOV-a od strane korisnika koja bi se prilagodila antropometrijskim značajkama pacijenta.

Položaj središta FOV-a također ima veliki utjecaj na doze organa i na efektivnu dozu te na doprinos organa efektivnoj dozi (tablica 7., slike 18., 20. i 31.). Čak se i u slučaju najmanjeg FOV-a (50 x 50 mm²) za kut rotacije rendgenske cijevi od 180° pri promjeni položaja središta FOV-a s prednjeg zuba na kutnjak maksile primjećuje povećanje doze štitne žlijezde, žlijezda slinovnica, ekstratorakalne regije i efektivne doze od 47 %, 50 %, 15% i 31 %, respektivno. U slučaju premještanja središta istog FOV-a smještenog na mandibuli s prednjeg zuba na kutnjak, promjene su još izraženije te se navedene doze povećavaju za 62 %, 53 %, 39 % i 47 % (slika

30.). Za kut rotacije rendgenske cijevi od 360° promjene su manje izražene; navedene doze se povećavaju za 0,3 %, 6 %, 3 % i 3 % s premještanjem položaja središta FOV-a s prednjeg zuba na maksili, odnosno za 4 %, 4 %, 2 % i 4 % na mandibuli što je također posljedica činjenice da tijekom rotacije od 360° cijev rotira i ispred pacijenta (slika 31.). Promjenom položaja ovog FOV-a s prednjeg maksilarnog zuba na mandibularni kutnjak doprinos štitne žlijezde efektivnoj dozi povećat će se 2,71 puta, a žlijezda slinovnica za trećinu dok će se doprinos ekstratorakalne regije smanjiti na trećinu (slika 32.). Rezultati pomicanja središta FOV-a veličine $75 \times 150 \text{ mm}^2$ i $130 \times 150 \text{ mm}^2$ po z-osi (slike 33.- 40.) dodatno ukazuju na važnost pravilnog pozicioniranja s obzirom na to da se doza štitne žlijezde i efektivna doza bitno povećavaju njegovim spuštanjem prema mandibuli te one u slučaju položaja na mandibuli mogu biti veće i do 3,7 puta (štitnjača), odnosno za 70 % (efektivna doza). Ove promjene će u kliničkoj praksi ovisiti o antropometrijskim značajkama pojedinog pacijenta. Dodatno, zbog male udaljenosti cijevi rendgenskog uređaja od pacijenta, valja naglasiti da prilikom odabira položaja FOV-a, osim doze pojedinih organa i efektivne doze u vidu treba imati i činjenicu da je zbog divergencije rendgenskog snopa kvaliteta snimke lošija što je snimano područje dalje od središnje osi snopa.

I doze organa i efektivna doza linearno se povećavaju povećanjem umnoška struje i vremena ozračivanja (slike 41. – 51.) dok se doprinosi organa efektivnoj dozi ne mijenjaju s njegovom promjenom (tablica 9.).

Promjena napona na rendgenskoj cijevi od $\pm 10 \text{ kV}$ ne mijenja bitno doze organa, njihov doprinos efektivnoj dozi, kao ni efektivnu dozu (tablice 10. i 11. te slika 52.). Za utjecaj promjene napona na rendgenskoj cijevi na doze organa i efektivnu dozu u cilju optimizacije CBCT postupka potrebno je provesti dodatna istraživanja koja bi u obzir uzela veći raspon napona kao i kvalitetu snimke.

Iako ne doprinosi efektivnoj dozi, u okviru ovog istraživanja ispitani su i utjecaji pojedinih parametara snimanja i na dozu očne leće s obzirom na to da se uz dozu očne leće vežu deterministički efekti [8] (slike 18., 19., 23., 24., 33. – 36. i 50.). Doze očne leće također ovise o parametrima snimanja i kreću se od $11 \mu\text{Gy}$ u slučaju napona od 80 kV , kuta rotacije rendgenske cijevi od 180° , najmanjeg umnoška struje i vremena te FOV-a veličine $50 \times 50 \text{ mm}^2$ središta smještenog na mandibularnom prednjem zubu do $5535 \mu\text{Gy}$ u slučaju napona od 100 kV , kuta rotacije rendgenske cijevi od 360° , najvećeg umnoška struje i vremena ozračivanja te FOV-a veličine $130 \times 150 \text{ mm}^2$ (viscerokranij). Dobiveni rezultati potvrđuju da se ni u slučaju

ponovljenih CBCT postupaka ne može dosegnuti prag za determinističke efekte, a kako je to navedeno u prethodnoj studiji [20].

4.3. Odnos efektivne doze i dozimetrijskih veličina

4.3.1. Odnos efektivne doze i CTDI-a

U ovom istraživanju se iz vrijednosti izmjerenih CTDI komorom nije mogao izračunati CTDI jer nije bilo moguće postići uvjete za koje je CTDI definiran. Naime, u slučaju FOV-ova širine manje od 150 mm ne postoje protokoli tijekom kojih se izocentar rotacije i pacijenta poklapaju pa se za svaki protokol širina rendgenskog snopa koji pada na CTDI komoru smještenu u središtu fantoma mijenja. Iako se u slučaju FOV-ova širina većih od 150 mm izocentri rotacije i pacijenta mogu poklapati, snimanje se tada provodi tzv. *offset* načinom snimanja kod kojeg se tijekom rotacije rendgenske cijevi mijenja odnos cijevi i detektora [18,29] zbog čega CTDI komora smještena u središtu fantoma ne bi cijelo vrijeme snimanja bila u izocentru rotacije. Uz navedeno, svakako treba uzeti u obzir činjenicu da se u slučaju dentalnog CBCT uređaja koriste i veličine snopa koje visinom premašuju 6 cm za koje je primjenjiva definicija CTDI-a te da bi u tim slučajevima mjerenja CTDI-a trebalo provoditi prema protokolima i korištenjem opreme predviđene za široke rendgenske snopove CT uređaja [54,55] što je u slučaju CBCT dentalnog uređaja zbog njegove izvedbe neprimjenjivo. Slijedom navedenog, ovim istraživanjem je potvrđeno da se CTDI ne bi trebao koristiti kao dozimetrijska veličina u svrhu procjene ozračenja pacijenta, već samo kao parametar koji se provjerava tijekom provedbe provjere kvalitete onih CBCT uređaja za koje je proizvođač definirao njegovu vrijednost, a kako je to predloženo u literaturi [4,15]. Dodatni nedostatak ovog indeksa koji je došao do izražaja tijekom ovog istraživanja jest pozicioniranje fantoma za koje je bilo potrebno rastavljati dijelove CBCT uređaja koje mora vršiti za to ovlaštena osoba. Osim rastavljanja dijelova uređaja, bilo bi poželjno koristiti odgovarajući držač fantoma (npr. tronožac) što mjerenja u svrhu izračuna ovog indeksa čini zahtjevnijim od mjerenja DAP-a. Uz navedeno, postavljanje fantoma u izocentar rotacije može biti dodatno otežano u slučaju CBCT uređaja kod kojih nije moguće putem korisničkog sučelja odabrati željene koordinate izocentra rotacije kao što je to bio slučaj kod uređaja korištenog u ovom istraživanju.

4.3.2. Odnos efektivne doze i CBCTDI-a

MC simulacijom izračunati su $CBCTDI_1$ i $CBCTDI_2$ (tablica 14.) koji su u skladu s indeksima izračunatim u okviru SEDENTEXCT projekta [15]. Ispitan je odnos efektivne doze i oba indeksa te su izračunati konverzijski faktori (tablica 15.). Rezultati ovog istraživanja pokazuju da odnos efektivne doze i oba CBCT dozna indeksa ovisi o veličini FOV-a i njegovom položaju, kao i o kutu rotacije rendgenske cijevi što je u skladu s prethodno objavljenim pretpostavkama [15]. Naime, srednje jaka i jaka linearna korelacija vidljiva je za oba indeksa u slučaju grupiranja indeksa po veličini FOV-a (slike 55. - 61. te tablice 16. i 17.) Relativno slaba korelacija primjećuje se u slučaju grupiranja konverzijskih faktora po kutu rotacije rendgenske cijevi (slike 62. i 63. te tablica 18.) dok je u slučaju grupiranja po položaju FOV-a ona srednje jaka ili jaka osim u slučaju $CBCTDI_2$ kada se središte FOV-a nalazi na mandibuli kada je korelacija relativno slaba (slike 64. - 71. te tablice 19. i 20). U slučaju $CBCTDI_1$, najmanje odstupanje konverzijskim faktorima izračunatih efektivnih doza rezultira korištenje konverzijskih faktora danih za veličinu FOV-a (16 – 24 %, ovisno o naponu na rendgenskoj cijevi), a u slučaju $CBCTDI_2$ korištenje konverzijskih faktora danih za položaj FOV-a (20 – 22 %, ovisno o naponu na rendgenskoj cijevi) (slike 72. – 80. i tablica 21.).

Nadalje, rezultati ovog istraživanja potvrđuju i pretpostavku da, s obzirom na to da bi se mjerio samo u jednoj ravnini (aksijalnoj), $CBCTDI_1$ ne bi sadržavao informaciju o raspodjeli doze duž z-osi te da bi se usrednjavanjem doze mjerene duž promjera fantoma gubila informacija o raspodjeli doze, odnosno da bi se ista vrijednost indeksa mogla dobiti za različite raspodjele doza [15] (tablice 7. i 14.). U obzir treba uzeti i prethodno navedeni nedostatak vezan uz $CBCTDI_2$, a to je činjenica da je limitiran samo na kut rotacije od 360° i slučajeve kada se središte fantoma i središte FOV-a podudaraju. U suprotnom bi se mogla izgubiti informacija o gradijentu doze ili izgubiti najveće vrijednosti doze ukoliko položaji na kojima se doza mjeri nisu unutar FOV-a [15].

Ostali nedostaci, a vezani uz moguću primjenu ovih indeksa u kliničkoj praksi identični su onima navedenim za CTDI, a vezani su uz nepraktičnost provedbe mjerenja s obzirom na specifičnosti izvedbe CBCT uređaja koji rezultiraju potrebom za rastavljanjem pojedinih dijelova uređaja i poteškoćama vezanim uz pozicioniranje fantoma.

4.3.3. Odnos efektivne doze i DAP-a

Iako se u kliničkoj praksi DAP sve češće koristi za procjenu efektivne doze i optimizaciju postupaka CBCT uređajem [12,56], njegova točnost u procjeni vezanog rizika za pacijenta je upitna [53]. U ovom istraživanju prikazani su odnosi efektivne doze i DAP-a za sve veličine i položaje FOV-a te kutove rotacije rendgenske cijevi od 180° i 360° i tri različita napona na rendgenskoj cijevi koji pokazuju linearnu ovisnost (slike 81. - 90). Izračunati su i konverzijski faktori za sve simulirane kliničke protokole (tablica 23.).

U slučaju svih FOV-ova vidljiva je srednje jaka do jaka linearna korelacija (slike 81. – 85. i tablica 24.). Grupiranjem konverzijskih faktora po kutu rotacije rendgenske cijevi korelacija je i dalje srednje jaka ili jaka, ali nešto lošija, posebice u slučaju kuta rotacije rendgenske cijevi od 360°. (slika 86. i tablica 25.). Ista vrijednost DAP-a rezultirat će većom efektivnom dozom u slučaju kuta rotacije rendgenske cijevi od 360° što je vezano uz anatomske položaj štitne žlijezde koja najviše doprinosi efektivnoj dozi. Puna bolja korelacija ostvaruje se grupiranjem po položaju FOV-a (slike 87. – 90. i tablica 26.), osim u slučaju FOV-a čije središte se nalazi na mandibuli što je također posljedica približavanja štitnoj žlijezdi koja tada efektivnoj dozi doprinosi najviše (slika 88.), a i razlika među efektivnim dozama je za isti DAP za kut rotacije od 180° i 360° tada najveća. S druge strane, s obzirom na to da je doprinos štitne žlijezde u slučaju FOV-a smještenog na maksili najmanji (slika 87.), razlika među efektivnim dozama je za taj položaj FOV-a za isti DAP za kut rotacije od 180° i 360° bitno manja.

Slike 91. – 96. ukazuju na to da se najmanje odstupanje pomoću konverzijskih faktora izračunate doze ostvaruje korištenjem konverzijskih faktora danih za položaj i veličinu FOV-a imajući u vidu kut rotacije rendgenske cijevi i napon na rendgenskoj cijevi i prosječno ono iznosi 18 – 23 % (tablica 23.).

4.4. Konverzijski faktori pomoću kojih se iz DAP-a procjenjuju doze organa

Nakon što je utvrđeno da je u slučaju CBCT postupaka u dentalnoj medicini DAP najprimjerenija dozimetrijska veličina, izračunati su konverzijski faktori pomoću kojih se može izračunati doza pojedinog organa (tablice 28. i 29.). Utvrđeno je da jaka linearna korelacija između doze organa i DAP-a postoji u slučaju koštane srži (crvene), kože, površine kosti, žlijezda slinovnica i mišića dok je u slučaju štitne žlijezde, mozga, ekstratorakalne regije i limfnih čvorova ona slaba (tablice 28. i 29.).

4.5. Eksperimentalna mjerenja dozimetrima na pacijentima

Rezultati temeljeni na mjerenjima ESD-a u ovom istraživanju u skladu su s prethodno objavljenima [57] (ESD na kopcima 44 - 1968 μGy te iznad štitne žlijezde 23 - 2559 μGy) koji su također dobiveni mjerenjima provedenim na pacijentima korištenjem CBCT uređaja, ali za različite veličine FOV-a bez naznačenog položaja FOV-a. Nadalje, dozimetar koji se koristio za procjenu utjecaja položaja FOV-a na ozračenje očne leće nije se postavljao na kapak pacijentu kako se to radilo u studijama koje su koristile antropomorfne fantome [24,27,58], već na mjesto između očiju na korijenu nosa na interpupilarnoj liniji kako bi pacijentima bilo što je moguće manje neugodno. Rezultati temeljeni na mjerenju ESD-a u okviru ovog istraživanja pokazuju smanjenje doze očne leće spuštanjem središta FOV-a s maksile prema mandibuli uz istovremeno povećanje doze štitne žlijezde (tablica 30.) iako su obje promjene slabije izražene nego u slučaju doza dobivenih MC simulacijom (tablica 7., slika 18. i slike 33. - 36.). To je posljedica različitih antropometrijskih značajki pacijenata koji su sudjelovali u istraživanju. Uz to, mjerenja su provedena postavljanjem dozimetara na pacijente indicirane za snimanje CBCT uređajem te je stoga bilo nemoguće ponoviti snimanje u svrhu dobivanja pouzdanih rezultata s obzirom na nisku osjetljivost korištenih dozimetara i činjenicu da su se dozimetri najčešće nalazili u području raspršenih fotona malih energija, a kako bi to bilo učinjeno u slučaju mjerenja korištenjem antropomorfnog fantoma. Nadalje, za razliku od mjerenja korištenjem antropomorfnih fantoma u slučaju kojih je dozimetre moguće postaviti u za to predviđeni položaj [24,27,58], u ovoj su studiji dozimetri bili postavljeni na kožu pacijenta čime je onemogućeno bilježenje doprinosa unutarnjeg raspršenog zračenja, djelomično ili u potpunosti.

S druge strane, rezultati dobiveni MC simulacijom pokazuju da su postavljeni detektori izloženi različitim energijskim spektrima fotona što unosi dodatnu nesigurnost u mjerenja. Odziv detektora kao funkcija energije upadnog zračenja ovisi o procesu međudjelovanja zračenja s detektorom. U energijskom rasponu koje je dominantan u dijagnostičkoj radiologiji (do 70 kV), najvjerojatniji proces međudjelovanja fotona s detektorom je fotoelektrični efekt. Budući da vjerojatnost fotoelektričnog efekta raste sa Z^4 sredstva, TLD dozimetri s visokim efektivnim atomskim brojem bi davali precijenjene vrijednosti prema dozimetrima s manjim atomskim brojem. Jednako tako se vjerojatnost međudjelovanja materijala s fotonima povećava sa smanjenjem energije i ta je ovisnost tim veća što je veći efektivni atomski broj korištenog detektora. Iz tog su razloga u dozimetrijskoj uporabi najčešći detektori s malim efektivnim atomskim brojem kako bi bili što sličniji tkivu (efektivni atomski broj korištenog dozimetra je blizu 7.5) iako bi se povećanjem atomskog broja postigla veća osjetljivost dozimetra.

Primjeri energijskih spektara kojima su bili izloženi dozimetri tijekom ispitivanja doza mjerenjima na pacijentima ili bi mogli biti izloženi tijekom ispitivanja doza u antropomorfnim fantomima dani su na slikama 97. - 99. iz kojih je vidljiv pomak spektra u štitnjači prema nižim energijama za slučaj kada središte FOV-a nalazi na maksili (46 keV), kao i očnoj leći kada se nalazi na mandibuli (40 keV).

Iako je primarni CBCT snop vrlo slične energijske raspodjele kao i ISO N-80 snop, TL dozimetri koji su se u ovom istraživanju koristili za procjenu ozračenja štitne žlijezde i očne leće pretežito su izloženi raspršenom zračenju nižih energija te podcjenjuju dozu organa za 20 % kada se nalaze u snopu i do 2 puta kada se nalaze izvan snopa (jednadžba (14)) što ukazuje na važnost kalibracije dozimetara u snopu u kojem će se koristiti [59].

5. ZAKLJUČAK

MC simulacijom dobivene doze organa kreću se od 35 μGy (mozak) do 4136 μGy (površina kosti), a efektivne doze od 21 μSv do 218 μSv , ovisno o veličini i položaju FOV-a, kutu rotacije rendgenske cijevi, umnošku struje i vremena ozračivanja te naponu na rendgenskoj cijevi (tj. energiji fotona). Prosječno efektivnoj dozi najviše doprinose štitna žlijezda (31 %), žlijezde slinovnice (25 %) i ekstratorakalna regija (21 %).

Rezultati ovog istraživanja ukazuju na to da prilikom optimizacije postupaka računalne tomografije stožastim rendgenskim snopom u dentalnoj medicini posebnu pažnju treba posvetiti odabiru veličine FOV-a i njegovog položaja te ih prilagoditi kliničkom pitanju i antropometrijskim značajkama pacijenta jer bitno utječu na doze organa i efektivnu dozu, posebice doze štitne žlijezde i žlijezda slinovnica.

Ukoliko rendgenski uređaj to omogućuje, za kut rotacije rendgenske cijevi trebalo bi odabirati 180° jer se na taj način ne umanjuje kvaliteta snimke, a može se bitno smanjiti ozračenje organa koji najviše doprinose efektivnoj dozi (štitna žlijezda, žlijezde slinovnice i ekstratorakalna regija).

Nadalje, s obzirom na to da doze organa i efektivna doza linearno prate promjene umnoška struje i vremena ozračivanja, kad god nije nužno potrebno, predlaže se koristiti što je moguće manji, a u skladu s kliničkim pitanjem.

Rezultati ovog istraživanja ukazuju na to da promjena napona na rendgenskoj cijevi od $\pm 10 \text{ kV}$ ne utječe bitno na doze organa i efektivnu dozu te su potrebna daljnja istraživanja koja bi u obzir uzela veći raspon promjene napona, kao i kvalitetu snimke.

Doze očne leće također ovise o parametrima snimanja. MC simulacijom dobivene doze očne leće kreću se od 11 μGy do 5535 μGy , ovisno o kliničkom protokolu. Rezultati ovog istraživanja potvrđuju da se ni u slučaju ponovljenih CBCT postupaka ne može dosegnuti prag za determinističke efekte.

Ovim istraživanjem ispitana je primjerenost dosad predloženih dozimetrijskih veličina za CBCT postupke, pokazane su njihove prednosti i nedostaci. S obzirom na linearnu korelaciju s efektivnom dozom na koju jako utječe udaljenost središta FOV-a od štitne žlijezde te da je mjerljiv na jednostavan način za razliku od drugih predloženih indeksa koji za mjerenja podrazumijevaju složeniju opremu i postupak mjerenja, kao najprimjerenija dozimetrijska veličina predlaže se DAP modifican na način da se koristi za dva položaja središta

FOV-a – smješten na maksili i na mandibuli. Na ovaj se način također izbjegava i velika ovisnost ozračenja štitne žlijezde o položaju FOV-a.

Za procjenu efektivne doze pacijenta tijekom provedbe postupaka računalne tomografije stožastim rendgenskim snopom u dentalnoj medicini predlažu se konverzijski faktori dani za položaj i veličinu FOV-a imajući u vidu kut rotacije rendgenske cijevi i napon na rendgenskoj cijevi (tablica 26.).

S obzirom na to da efektivna doza nije predviđena za procjenu rizika pojedinca izloženog ionizirajućem zračenju, već se u tu svrhu treba koristiti doze organa, odnosno ekvivalentne doze te da je u slučaju postupaka računalne tomografije stožastim rendgenskim snopom u dentalnoj medicini ionizirajućem zračenju izložen manji dio tijela pacijenta, kao rezultat ovog istraživanja predloženi su i konverzijski faktori za procjenu doze organa (tablice 28. i 29.). Koristeći konverzijske faktore, iz DAP vrijednosti se za svakog pacijenta mogu procijeniti doze organa, pa i efektivna doza.

6. LITERATURA

- [1] Vassileva J, Rehani MM, Al-Dhuhli H, Al-Naemi HM, Al-Suwaidi JS, Applegate K, et al. IAEA survey of pediatric CT practice in 40 countries in Asia, Europe, Latin America, and Africa: Part 1, frequency and appropriateness. *American Journal of Roentgenology*. 2012;198(5):1021–31.
- [2] Vassileva J, Rehani MM, Applegate K, Ahmed NA, Al-Dhuhli H, Al-Naemi HM. IAEA survey of paediatric computed tomography practice in 40 countries in Asia, Europe, Latin America and Africa: procedures and protocols. *European Radiology*. 2013;23(3):623–31.
- [3] Vassileva J, Rehani M, Kostova-Lefterova D, Al-Naemi HM, Al Suwaidi JS, Arandjic D, et al. A study to establish international diagnostic reference levels for paediatric computed tomography. *Radiation Protection Dosimetry*. 2015;165(1–4):70–80.
- [4] ICRP. Radiological Protection in Cone Beam Computed Tomography (CBCT). ICRP Publication 129. 2015;ICRP 44(1).
- [5] Kralik I, Šegota D, Boban D, Borovina A, Čavka M, Klarić K, et al. Procjena doze pacijenta u dijagnostičkim pregledima i intervencijskim postupcima - EU projekt IPA 2008 Zaštita od zračenja prilikom medicinskog ozračivanja. *Radiološki vjesnik*. 2015;1:34–44.
- [6] Faj D. Procjena medicinskog ozračenja stanovništva Republike Hrvatske te izrada raspodjele procijenjenih doza pacijenata za stanovništvo i preporučenih vrijednosti doza u medicini i dentalnoj medicini. 2017.
- [7] ICRU. Patient dosimetry for x-rays used in medical imaging. Vol. 74. 2005.
- [8] ICRP. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. 2007;ICRP 37(2–4).
- [9] Shope TB, Gagne RM, Johnson GC. A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography. *Medical Physics*. 1981;8(4):488–95.
- [10] Faj D, Steiner R, Trifunović D, Faj Z, Kasabašić M, Kubelka D, et al. Patient dosimetry in interventional cardiology at the University hospital of Osijek. *Radiation Protection Dosimetry*. 2008;128(4):485–90.
- [11] IAEA. Technical Reports Series no: 457. Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice. 2007.
- [12] European Commission. Cone Beam CT for Dental and Maxillofacial Radiology: Evidence Based Guidelines. Radiation Protection Publication 172. 2012;
- [13] Pauwels R, Theodorakou C, Walker A, Bosmans H, Jacobs R, Horner K, et al. Dose

- distribution for dental cone beam CT and its implication for defining a dose index. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2012;41:583–93.
- [14] Araki K, Patil S, Endo A, Okano T. Dose indices in dental cone beam CT and correlation with dose-area product. *Dentomaxillofac Radiology*. 2013;42:20120362.
 - [15] KULeuven. D2.1 Definition of a standard index for characterizing the CBCT dose distribution. SEDENTEXCT Project deliverable [Internet]. 2009; Available from: Zadnji puta pristupljeno 10. 07. 2018. www.sedentexct.eu
 - [16] Vassileva J, Stoyanov D. Quality control and patient dosimetry in dental cone beam CT. *Radiation Protection Dosimetry*. 2010;139(1–3):310–2.
 - [17] Kiljunen T, Kaasalainen T, Suomalainen A, Kortensniemi M. Dental cone beam CT: A review. *Physica Medica: European Journal of Medical Physics*. 2015;31(8):844–60.
 - [18] Scarfe WC, Angelopoulos C, editors. *Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography*. 1st ed. Springer International Publishing; 2018. XIX, 1242.
 - [19] Borrás C, Huda W, Orton CG. The use of effective dose for medical procedures is inappropriate. *Medical Physics*. 2010;37(7Part1):3497–500.
 - [20] Morant JJ, Salvadó M, Hernández-Girón I, Casanovas R, Ortega R, Calzado A. Dosimetry of a cone beam CT device for oral and maxillofacial radiology using Monte Carlo techniques and ICRP adult reference computational phantoms. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2013;42(3):92555893.
 - [21] Kim D-S, Rashsuren O, Kim E-K. Conversion coefficients for the estimation of effective dose in cone-beam CT. *Imaging Science in Dentistry*. 2014;44(1):21–9.
 - [22] Theodorakou C, Walker A, Horner K, Pauwels R, Bogaerts R, Jacobs Dds R, et al. Estimation of paediatric organ and effective doses from dental cone beam CT using anthropomorphic phantoms. *The British Journal of Radiology*. 2012;85(1010):153–60.
 - [23] Soares MR, Batista WO, de Lara Antonio P, Caldas LVE, Maia AF. Study of effective dose of various protocols in equipment cone beam CT. *Applied Radiation and Isotopes*. 2015;100:21–6.
 - [24] Pauwels R, Beinsberger J, Collaert B, Theodorakou C, Rogers J, Walker A, et al. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *European Journal of Radiology*. 2012;81:267–71.
 - [25] Theodorakou C, Walker A. Paediatric effective and organ dose conversion factors for dental cone beam computed tomography using MCNP5. In: *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering May 26-31, 2012, Beijing, China*. 2013. p. 1199–202.

- [26] Zhang G, Marshall N, Jacobs R, Liu Q, Bosmans H. Bowtie filtration for dedicated cone beam CT of the head and neck: a simulation study. *The British Journal of Radiology*. 2013;86(1028):20130002.
- [27] Pauwels R, Zhang G, Theodorakou C, Walker A, Bosmans H, Jacobs R, et al. Effective radiation dose and eye lens dose in dental cone beam CT: effect of field of view and angle of rotation. *The British Journal of Radiology*. 2014;87:20130654.
- [28] Koivisto J, Kiljunen T, Tapiovaara M, Wolff J, Kortensniemi M. Assessment of radiation exposure in dental cone-beam computerized tomography with the use of metal-oxide semiconductor field-effect transistor (MOSFET) dosimeters and Monte Carlo simulations. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology*. 2012;114(3):393–400.
- [29] Scarfe WC, Farman AG. What is Cone-Beam CT and How Does it Work? Vol. 52, *Dental Clinics of North America*. 2008. p. 707–30.
- [30] Briesmeister JF. MCNP6-A general Monte Carlo N-particle transport code. Version 4C, LA-13709-M, Los Alamos National Laboratory. 2000;2.
- [31] Goorley T. MCNP6. 1.1-beta release notes. Los Alamos National Laboratory Technical Report. 2014;
- [32] McConn Jr RJ, Gesh CJ, Pagh RT, Rucker RA, Williams III RG. Compendium of material composition data for radiation transport modeling. PNNL-15870 Rev 1. 2011.
- [33] Boone JM, Seibert JA. An accurate method for computer-generating tungsten anode x-ray spectra from 30 to 140 kV. *Medical physics*. Wiley Online Library; 1997;24(11):1661–70.
- [34] Swift AL, McKigney EA, Schirato RC, Robinson AP, Temple BA. A Verification of MCNP6 FMESH Tally Capabilities. 2015.
- [35] Zubal IG, Harrell C, Smith E. Zubal phantom data. *Voxel-based anthropomorphic phantoms*. 2003;
- [36] Zubal IG, Harrell CR, Smith EO, Smith AL, Krischlunas P. 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*. 1995. p. 6–7.
- [37] 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.
- [38] ICRU. Neutron Interaction Data for Body Tissues. ICRU Report. 1992;46:1–8.
- [39] ICRP. Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection

Reference Values. ICRP Publication 89. 2002;ICRP 32(3–4).

- [40] Zhang G, Marshall N, Bogaerts R, Jacobs R, Bosmans H. Monte Carlo modeling for dose assessment in cone beam CT for oral and maxillofacial applications. *Medical Physics*. 2013;40:072103.
- [41] Kramer R, Khoury HJ, Vieira JW, Kawrakow I. Seletal dosimetry in the MAX06 and FAX06 phantoms for external exposure to photons based on vertebral 3D-microCT images. *Physics in Medicine & Biology*. 2006;51:6265–89.
- [42] 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.
- [43] Zankl M, Fill U, Petoussi-Henss N, Regulla D. Organ dose conversion coefficients for external photon irradiation of male and female voxel models. *Physics in Medicine & Biology*. 2002;47:2367–85.
- [44] 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.
- [45] King SD, Spiers FW. Photoelectron enhancement of the absorbed dose from X rays to human bone marrow: experimental and theoretical studies. *The British Journal of Radiology*. 1985;58:345–56.
- [46] Dance DR, Christofides S, Maidment ADA, McLean ID, Ng KH. Diagnostic radiology physics. International Atomic Energy Agency. 2014;
- [47] ISO. X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and doserate meters and for determining their response as a function of photon energy—Part 1: Radiation characteristics and production methods. International Organization for Standardisation, Genf. 1996;
- [48] IAEA. IAEA Safety Standards Series No. GSG-7: Occupational Radiation Protection - General Safety Guide. 2018.
- [49] Pauwels R, Cockmartin L, Ivanauskaitė D, Urbonienė A, Gavala S, Donta C, et al. Estimating cancer risk from dental cone-beam CT exposures based on skin dosimetry. *Physics in Medicine & Biology*. IOP Publishing; 2014;59(14):3877.
- [50] Sánchez RM, Vañó E, Fernández JM, Rosati S, López-Ibor L. Radiation doses in patient eye lenses during interventional neuroradiology procedures. *American Journal of Neuroradiology*. *Am Soc Neuroradiology*; 2016;37(3):402–7.
- [51] Kanzaki T, Takahashi Y, Yarita K. Absorbed dose to the eye lens during dental

- radiography. *Oral Radiology*. Springer; 2017;33(3):246–50.
- [52] ICRP. Adult Reference Computational Phantoms. ICRP Publication 110. 2009;ICRP 43(4).
 - [53] Ludlow JB, Timothy R, Walker C, Hunter R, Benavides E, Samuelson DB, et al. Effective dose of dental CBCT—a meta analysis of published data and additional data for nine CBCT units. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2015;44(1):20140197.
 - [54] Dixon RL, Anderson JA, Bakalyar DM, Boedeker K, Boone J, Cody D, et al. Comprehensive methodology for the evaluation of radiation dose in x-ray computed tomography. Report of AAPM Task Group. 2010;111:20740–3846.
 - [55] IAEA. Status of computed tomography dosimetry for wide cone beam scanners. IAEA Human Health Reports No. 5. 2011.
 - [56] Endo A, Katoh T, Vasudeva SB, Kobayashi I, Okano T. A preliminary study to determine the diagnostic reference level using dose–area product for limited-area cone beam CT. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2013;42(4):20120097.
 - [57] Pauwels R, Cockmartin L, Ivanauskatié D, Tsiklakis K, Jacobs R, Bosmans H, et al. Estimating cancer risk from dental cone-beam CT exposures based on skin dosimetry. *Physics in Medicine and Biology*. 2014;59:3877–91.
 - [58] Goren AD, Prins RD, Dauer LT, Quinn B, Al-Najjar A, Faber RD, et al. Effect of leaded glasses and thyroid shielding on cone beam CT radiation dose in an adult female phantom. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2013;42:20120260.
 - [59] Shirazi A, Mahdavi SR, Khodadadee A, Ghaffory M, Mesbahi A. Monte Carlo simulation of TLD response function: Scattered radiation field application. *Reports of Practical Oncology & Radiotherapy*. 2008;13(1):23–8.
 - [60] Muretić Ž, Lauc T, Ferreri S. *Rendgenska kefalometrija*. Zagreb: Školska knjiga. 2014. 174 p.

7. ŽIVOTOPIS

Ivana Kralik rođena je 24. svibnja 1973. godine u Osijeku, Hrvatska gdje je završila osnovnu i srednju školu. Prirodoslovno-matematički fakultet u Zagrebu, smjer fizika, završila je 1999. godine obranivši diplomski rad naslova „Identifikacija procesa opaženih LADS detektorom po pionskoj apsorpciji“ pod mentorstvom prof. dr. sc. Miroslava Furića. Poslijediplomski doktorski studij fizike, smjer Medicinska fizika, upisuje 2011. godine. Temu doktorskog rada naziva „Učinak optimizacijskih postupaka na ozračenje pacijenta računalnom tomografijom stožastim rendgenskim snopom u dentalnoj medicini“ pod mentorstvom prof. dr. sc. Darija Faja i doc. dr. sc. Tomislava Lauca prijavila je 2017. godine.

Po završetku studija 1999. godine zapošljava se u tijelu državne uprave nadležnom za zaštitu od ionizirajućeg zračenja gdje radi sve do rujna 2017. godine. Tijekom navedenog vremena sudjelovala je u provedbi ili je vodila europske projekte i projekte Međunarodne agencije za atomsku energiju (IAEA) od kojih su neki iz područja primjene mjera zaštite od ionizirajućeg zračenja u medicini i dentalnoj medicini. Usavršavala se sudjelovanjem na raznim tečajevima i radionicama organiziranim od strane IAEA i hrvatskih obrazovnih ustanova te aktivnim sudjelovanjem na domaćim i inozemnim stručnim i znanstvenim skupovima. Predavač je na Zdravstvenom veleučilištu u Zagrebu. Od 2008. do 2017. godine bila je član IAEA Odbora za standarde iz područja zaštite od ionizirajućeg zračenja, a od 2014. godine član je europske grupe stručnjaka osnovane temeljem članka 31. Ugovora o osnivanju Europske zajednice za atomsku energiju (EURATOM). Od rujna 2017. godine radi kao medicinski fizičar u Kliničkoj bolnici Dubrava u Zagrebu.

8. POPIS RADOVA

Izvorni znanstveni i pregledni radovi u CC časopisima

1. **Kralik, Ivana**; Faj, Dario; Lauc, Tomislav; Škarica, Matko; Popić, Jelena; Brkić, Hrvoje. Dose area product in estimation of effective dose of the patients undergoing dental cone beam computed tomography examinations. *Journal of radiological protection*. 34 (2018), 4; 1412-1427
2. Vassileva, J.; Rehani, M.; Kostova-Lefterova, D.; Al-Naemi, H.H.; Al Suwaidi, J.S.; Arandjic, D.; Bashier, E.H.O.; Kodlulovich, Renha, S.; El-Nachef, L.; Aguilar, J.G.; Gershan, V.; Gershkevitch, E.; Gruppetta, E.; Hustuc, A.; Jauhari, A.; Kharita, M.H.; Khelassi-Toutaoui, N.; Khosravi, H.R.; Khoury, H.; **Kralik, Ivana**; Mahere, S.; Mazuoliene, J.; Mora, P.; Muhogora, W.; Muthuvelu, P.; Nikodemova, D.; Novak, Lukša; Pallewatte, A.; Pekarović, D.; Shaaban, M.; Shelly, E.; Stepanyan, K.; Thelsy, N.; Visrutaratna, P.; Zaman A. A study to establish international diagnostic reference levels for paediatric computed tomography. *Radiation protection dosimetry*. 165 (2015), 1-4; 70-80
3. Vassileva, Jenia; Rehani, Madan; Applegate, K.; Ahmed, N.A.; Al-Dhuhli, H.; Al-Naemi, H.M.; Al Suwaidi, J.S.; Arandjić, D.; Beganović, A.; Benavente, T.; Dias, J.; El-Nachef, L.; Faj, Dario; Gamarra-Sánchez, M.E.; Aguilar, J.G.; Gershan, Vesna; Gershkevitch, E.; Gruppetta, E.; Hustuc, A.; Ivanović, Sonja; Jauhari, A.; Kharita, M.H.; Kharuzhyk, S.; Khelassi-Toutaoui, N.; Khosravi, H.R.; Kostova-Lefterova, D.; **Kralik, Ivana**; Liu, L.; Mazuoliene, J.; Mora, P.; Muhogora, W.; Muthuvelu, P.; Nikodemova, D.; Novak, Lukša; Pallewatte, A.S.; Shaaban, M.; Shelly, E.; Stepanyan, K.; Teo, E.L.; Thelsy, N.; Visrutaratna, P.; Zaman, A.; Zontar, Dejan. IAEA survey of paediatric computed tomography practice in 40 countries in Asia, Europe, Latin America and Africa: procedures and protocols.. *European radiology*. 23 (2013), 3; 623-631
4. Vassileva, Jenia; Rehani, Madan M.; Al-Dhuhli, Humoud; Al-Naemi, Huda; Salem Al-Suwaidi, Jamila; Appelgate, Kimberly; Arandjic, Danijela; Einas, Hamed Osman Bashier; Beganovic, Adnan; Benavente, Tony; Bieganski, Tadeusz; Dias, Simone Dias; Leila El-Nachef; Faj, Dario; Gamarra-Sánchez, Mirta; Juan Garcia-Aguilar; L'ubka Gbelcová; Gershan, Vesna; Gershkevitch, Eduard; Gruppetta, Edward; Hustuc, Alexandru; Ivanovic, Sonja; Jauhari, Ari; Kharita, Mohammad Hassan; Kharuzhyk, Siarhei; Khelassi-Toutaoui, \$ Nadia; Reza Khosravi, Hamid; Khoury, Helen; Kostova-Lefterova, Desislava; **Kralik,**

Ivana; Liu, Lantao; Mazuoliene, Jolanta; Mora, Patricia; Muhogora, Wilbroad; Pirunthavany, Muthuvelu; Novak, Leos; Pallewatte, Aruna S.; Shaaban, Mohamed; Shelly, Esti; Stepanyan, Karapet; Eu- Leong Harvey J. Teo; Thelsy, Naw; Visrutaratna, Pannae; Zaman, Areesha; Zontar, Dejan Zontar. IAEA Survey of Pediatric CT Practice in 40 Countries in Asia, Europe, Latin America, and Africa. Part 1: Frequency and Appropriateness. American journal of roentgenology. 198 (2012), 5; 1021-1031

Znanstveni radovi u drugim časopisima

1. **Kralik, Ivana;** Štefanić, Mario; Brkić, Hrvoje; Šarić, Gordan; Težak, Stanko; Grbac Ivanković, Svjetlana; Girotto, Neva; Štimac, Damir; Rubin, Otmar; Ivanišević, Zrinka; Jurković, Slaven; Faj, Dario. Estimated collective effective dose to the population from nuclear medicine diagnostic procedures in Croatia: A comparison of 2010 and 2015. PLoS One. 12 (2017), 6; e0180057-e0180057. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0180057>

Ostali radovi u drugim časopisima

1. Busić Pavlek, Iva; Brnić, Zoran; Schmidt, Sasa; Krpan, Tomislav; **Kralik, Ivana.** Old and outdated radiology equipment in Croatia—radiation safety and economic consequences. Insights into Imaging. 7 (2016), 2; 283-284
2. **Kralik, Ivana;** Šegota, D.; Boban, D.; Borovina, A.; Čavka, Mislav; Klarić, K.; Marinčević, K.; Pavić, J.; Petrović, Josipa; Pirović, J.; Polović, M.; Tičinović, Nino; Vlašić, Mijo. Procjena doze pacijenta u dijagnostičkim pregledima i intervencijskim postupcima - EU projekt IPA 2008 Zaštita od zračenja prilikom medicinskog ozračivanja. Radiološki vjesnik. 2015 (2015), 1; 34-44
3. Kubelka, Dragan; Sviličić, Nikša; **Kralik, Ivana;** Belamarić, Nera; Faj, Dario. Usklađenost hrvatskog zakonodavstva s propisima Europske unije kojima se regulira radiološka i nuklearna sigurnost. Arhiv za higijenu rada i toksikologiju. 61 (2010); 89-97
4. Kubelka, Dragan; **Kralik, Ivana;** Faj, Dario; Trifunović, Dejan. Program osiguranja kvalitete kod obavljanja djelatnosti s izvorima ionizirajućeg zračenja. Radiološki vjesnik. 38 (2008), 2; 39-41

5. Kubelka, Dragan; Sviličić, Nikša; **Kralik Markovinović, Ivana**. Što je novo u zakonodavstvu kojim se regulira zaštita od ionizirajućih zračenja. Radiološki vjesnik. 1 (2004); 6-7
6. Kubelka, Dragan; Sviličić, Nikša; **Kralik Markovinović, Ivana**. Organizacija zaštite od ionizirajućih zračenja u Republici Hrvatskoj. Radiološki vjesnik. 2 (2001); 15-19

Sažeci u zbornicima skupova

1. **Kralik, Ivana**; Vavro, Hrvoje; Popić Jelena; Ružić, Katarina; Buinac, Ana; Vrtarić Renata; Bjelobrk, Ivana; Sučić Štengl, Ana; Štimac Damir; Brkljačić, Boris; Faj, Dario. Treba li više pažnje posvetiti uvjetima očitavanja snimki?. 7. Kongres Hrvatskog društva radiologa - Knjiga sažetaka. Hrvatsko društvo radiologa, 2018. 27
2. **Kralik, Ivana**; Brkljacic, Boris; Ivanac, Gordana; Medakovic, Sasa; Popic, Jelena; Salha, Tamer; Stimac, Damir; Turk, Tajana; Faj, Dario. A study to establish diagnostic reference levels and achievable doses in the most frequent diagnostic radiology examinations in Croatia. EuroSafe Imaging 2018. 2018.
https://poster.ng.netkey.at/eurosafe/viewing/index.php?module=viewing_poster&task=&pi=145692
3. Diklić, Ana; Šegota, Doris; Banušić, Goran; Valković Zujić, Petra; Benaković, Tomislav; Bjelobrk, Ivana; Šarić, Gordan; **Kralik, Ivana**; Marinčević, Krunoslav; Popić Ramač, Jelena; Krivec, Neven; Brnić, Zoran; Jurković, Slaven; Faj, Dario. Dose management and optimization in computerized tomography in Croatia - First results of the IAEA project. Abstract book: 8th AAMP Meeting Alpe-Adria Medical Physics Meeting, Novi Sad, Serbia, May 25-27, 2017. 77-78
4. Popić Ramač, Jelena, Knežević, Željka; **Kralik, Ivana**. Kultura zaštite od zračenja u medicini. Zbornik radova 11. Simpozija Hrvatskog društva za zaštitu od zračenja. Zagreb: Hrvatsko društvo za zaštitu od zračenja, 2017. 15-26
5. Štimac, Damir; Jurković, Slaven; Posedel, Dario; Šegota, Doris; Valković Zujić, Petra; Diklić, Ana; **Kralik, Ivana**; Žauhar, Gordana; Kasabašić, Mladen; Faj, Dario. Comparison of dose and image quality of full field digital, computer radiography and film/screen mammography units. Abstract book, The Third International Conference on Radiation and Applications in Various Fields of Research (RAD 2015).

6. Šegota, Doris; Jurković, Slaven; Posedel, Dario; **Kralik, Ivana**; Miletić, Damir; Faj, Dario. Uspostava lokalnih dijagnostičkih referentnih razina (LDRL) za CT preglede u KBC-u Rijeka i suporedba s preporukama Europske komisije. 6. Kongres Hrvatskog društva radiologa - Knjiga sažetaka. Hrvatsko društvo radiologa, 2014. 82
7. **Kralik, Ivana**; Faj, Dario; Jurković, Slaven; Posedel, Dario; Šegota, Doris. EU projekt IPA 2008 Zaštita od zračenja prilikom medicinskog ozračivanja – kontrola kvalitete i procjena doze pacijenta. 6. Kongres Hrvatskog društva radiologa - Knjiga sažetaka. Hrvatsko društvo radiologa, 2014. 83
8. Šegota, Doris; Jurković, Slaven; Faj, Dario; Valković Zujić, Petra; Posedel, Dario; **Kralik, Ivana**; Miletić, Damir. Rezultati uspostave programa osiguranja kvalitete u mamografiji u KBC Rijeka. 6. Kongres Hrvatskog društva radiologa - Knjiga sažetaka. 2014. Hrvatsko društvo radiologa, 88
9. **Kralik, Ivana**; Faj, Dario; Jurković, Slaven; Posedel, Dario; Šegota, Doris. Kontrola kvalitete kroz propise u Republici Hrvatskoj. Knjiga sažetaka 1. Kongresa radiološke tehnologije. 2014. 34
10. Šegota, Doris; Jurković, Slaven; Faj, Dario; Valković Zujić, Petra; Posedel, Dario; **Kralik, Ivana**; Miletić, Damir. Implementation of Quality Control Programme in Mammography Practice at the University Hospital Rijeka: First Results. Abstract book, 6th AAMP meeting Alpe Adria medical physics meeting. Budapest, 2014. 26
11. Šegota, Doris; Jurković, Slaven; Posedel, Dario; **Kralik, Ivana**; Miletić, Damir; Faj, Dario. Radiation doses on CT scanner in UH Rijeka and comparison with European Commission dose reference levels. Zbornik radova 9. Simpozija Hrvatskog društva za zaštitu od zračenja. Zagreb: Hrvatsko društvo za zaštitu od zračenja, 2013. 259-264
12. **Kralik, Ivana**; Štefanić, Mario; Šarić, Gordan; Težak, Stanko; Grbac Ivanković, Svjetlana; Radić Wolfl, Miroslava; Posedel, Dario; Jurković, Slaven; Brkić, Hrvoje; Faj, Dario. The estimation of collective dose from medical exposures from diagnostic nuclear medicine examinations in Croatia. Zbornik radova 9. Simpozija Hrvatskog društva za zaštitu od zračenja. Zagreb: Hrvatsko društvo za zaštitu od zračenja, 2013. 253-257
13. Kubelka, Dragan; Trifunović, Dejan; **Kralik, Ivana**; Krča, Sanja; Šmalcelj, Katarina; Medaković, Saša. Uloga regulatornog tijela u zbrinjavanju radioaktivnog otpada u

- državama bez nuklearnog programa. Zbornik radova 9. Simpozija Hrvatskog društva za zaštitu od zračenja. Zagreb: Hrvatsko društvo za zaštitu od zračenja, 2013. 45-50
14. Kubelka, Dragan; Belamaric, Nera; Trifunovic, Dejan; **Kralik, Ivana**. Establishment of the Control and Exchange of Information System on Radioactively Contaminated Shipments or Shipments Containing Radioactive Sources in the Region. Illicit Nuclear Trafficking: Collective Experience and the Way Forward - Proceedings of an international conference. Vienna: Interantinal Atomic Energy Agency, 2008. 327-329
 15. Kubelka, Dragan; Sviličić, Nikša; **Kralik Markovinović, Ivana**; Trifunović, Dejan. Pregled stanja zaštite od ionizirajućih zračenja u Republici Hrvatskoj. Zbornik radova 6.. Simpozija Hrvatskog društva za zaštitu od zračenja. Zagreb: Hrvatsko društvo za zaštitu od zračenja, 2005. 19-24
 16. Kubelka, Dragan; Sviličić, Nikša; **Kralik Markovinović, Ivana**. Dozimetrijski nadzor djelatnika zaposlenih u zoni ionizirajućih zračenja. Zbornik radova 5. Simpozija Hrvatskog društva za zaštitu od zračenja. Zagreb: Hrvatsko društvo za zaštitu od zračenja, 2003. 177-182
 17. Kubelka, Dragan; Sviličić, Nikša; **Kralik Markovinović, Ivana**. Control of Personal Exposure to Ionising Radiation in The Republic of Croatia. IAEA International Conference on National Infrastructures for Radiation Safety, Proceedings. International Atomic Energy Agency, 2003. 229-233

Neobjavljena sudjelovanja na skupovima

1. **Kralik, Ivana**; Lauc, Tomislav; Brkić, Hrvoje; Čuković-Bagić, Ivana; Rupiće, Ivana; Faj, Dario. Analysis of influence of vertical position of small field of view on patient's thyroid gland, parotid salivary gland and eye lens doses using Monte Carlo simulation. 16th European Congress of Dentomaxillofacial Radiology. Lucerne 2018.
2. **Kralik, Ivana**. Issues in radiation protection related to CTA and interventional procedures. AVUS 2018 - XI Adriatic vascular ultrasound and imaging symposium. Lovran 2018.
3. Diklić, Ana; Šegota, Doris; Banušić, Goran; Valković Zujić, Petra; Benaković, Tomislav; Bjelobrk, Ivana; Šarić, Gordan; **Kralik, Ivana**; Marinčević, Krunoslav; Popić Ramač,

Jelena; Krivec, Neven; Brnić, Zoran; Jurković, Slaven; Faj, Dario. Dose management and optimization in computerized tomography in Croatia - First results of the IAEA project. XXIX Simpozijum DZZSCG. Srebrno jezero, 2017.

4. **Kralik, Ivana;** Popović, Stela; Faj, Dario; Popić Ramač, Jelena. Radiološka sigurnost pacijenata – hrvatska realnost. 4. Kongres Hrvatskog društva za sigurnost pacijenata. Zagreb 2016.
5. **Kralik, Ivana.** Provjera kvalitete rendgenskih uređaja koji se koriste u dentalnoj radiologiji - muke po regulatoru. 2. Kongres radiološke tehnologije. Vukovar 2016.