VPLIV ŠČITENJA PACIENTA NA DOZO PRI IZBRANIH PREISKAVAH V KLASIČNI RADIOGRAFIJI

Nejc Mekiš

Doktorska disertacija
Mednarodna podiplomska šola Jožefa Stefana
Ljubljana, Slovenija, september 2015

Komisija za oceno doktorske disertacije:

prof. dr. Milena Horvat, predsednica, Mednarodna podiplomska šola Jožefa Stefana, Jamova 39, 1000 Ljubljana
doc. dr. Katarina Šurlan Popović, članica, Univerzitetni klinični center, Zaloška 7, 1000 Ljubljana
doc. dr. Damijan Škrk, član, Uprava RS za varstvo pred sevanji, Ajdovščina 4, 1000 Ljubljana

MEDNARODNA PODIPLOMSKA ŠOLA JOŽEFA STEFANA
JOŽEF STEFAN INTERNATIONAL POSTGRADUATE SCHOOL



Nejc Mekiš

VPLIV ŠČITENJA PACIENTA NA DOZO PRI IZBRANIH PREISKAVAH V KLASIČNI RADIOGRAFIJI

Doktorska disertacija

INFLUENCE OF PATIENT SHIELDING ON DOSE IN SELECTED PROJECTIONS DURING CONVENTIONAL RADIOGRAPHY

Doctoral Dissertation

Mentor: doc. dr. Dejan Žontar

Ljubljana, Slovenija, september 2015

Kazalo

Povzetek ..... **VII**
Abstract ..... **IX**
Seznam kratic ..... **XI**
1 Uvod **1**
2 Namen dela **11**
2.1 Raziskovalna vprašanja 11
2.2 Cilji raziskave 12
2.3 Prispevek k razvoju znanosti 12
3 Materiali in metode **13**
3.1 Testiranje merilne opreme 14
3.2 Meritve na fantomu 16
3.3 Meritve na pacientih 22
4 Rezultati **27**
4.1 Testiranja merilne opreme 27
4.1.1 Linearnost odziva dozimetra 27
4.1.2 Kotna odvisnost dozimetra 37
4.1.3 Ocena primernosti elektronskega dozimetra EDD 30 41
4.2 Meritve na fantomu 42
4.2.1 Rentgensko slikanje prsnih organov – meritve na fantomu 42
4.2.2 Rentgensko slikanje glave – meritve na fantomu 43
4.2.3 Rentgensko slikanje vratne hrbtenice – meritve na fantomu 45
4.2.4 Rentgensko slikanje medenice – meritve na fantomu 46
4.2.5 Rentgensko slikanje roke in kolena – meritve na fantomu 46
4.2.6 Mamografsko slikanje – meritve na fantomu 48
4.2.7 Analiza rezultatov pri meritvah doz na testisih 49
4.3 Meritve na pacientih 50
4.3.2 Meritve pri slikanju prsnih organov 66
4.3.3 Meritve pri slikanju medenice 67
4.3.4 Meritve pri slikanju vratne hrbtenice 69
4.3.5 Meritve doze pri slikanju roke 72
4.3.6 Meritve doze pri slikanju kolena 73
5 Razprava **77**
5.1 Razprava – slikanje prsnih organov 77
6 Zaključki **85**
7 Zahvale **87**
8 Literatura in viri **97**
Kazalo slik **101**

Kazalo tabel 105
Priloge 107
Priloga A 108
Priloga B 109
Priloga C 110
Priloga D – protokoli slikanja fantoma 111
Priloga E – protokoli slikanja pacientov v ZDL 119
Priloga F 122

Povzetek

Uvod: Zaradi širokega spektra uporabe rentgenskih žarkov v medicini si dandanes le-to brez njih kar težko predstavljamo. Poleg vseh, za diagnostiko in zdravljenje ugodnih učinkov, pa ima ionizirajoče sevanje tudi škodljive učinke, ki lahko nastopijo že pri najnižjih dozah. Zato moramo zagotoviti čim nižjo izpostavljenost pacientov, kar med drugim lahko dosežemo z uporabo osebne varovalne opreme (OVO). Na podlagi novih ugotovitev ICRP (International Commission of Radiation Protection, 2007) za najbolj radiosenzibilne organe veljajo debelo črevo, pljuča, kostni mozeg, želodec in dojke s tkivnim utežnim faktorjem 0,12.

Namen: S pričujočo raziskavo želimo s sistematično analizo ugotoviti, ali, in če, za koliko, uporaba osebne varovalne opreme pri klasičnem rentgenskem slikanju medenice, vratne hrbtenice, glave, prsnih organov, roke, kolena ter pri mamografiji zmanjša absorbirano dozo ionizirajočega sevanja na površini kože v bližini izbranih radiosenzibilnih organov, in sicer dojk, testisov, pljuč in debelega črevesa.

Metode: Za izdelavo doktorske naloge smo uporabili deskriptivno in eksperimentalno metodo raziskovanja. Raziskave so potekale v treh delih. V prvem delu smo preverili ustreznost delovanja elektronskega dozimetra Unfors EDD 30 kot izbrane merilne opreme. Nato smo merili absorbirano dozo ionizirajočega sevanja na radiosenzibilnih organih (pljuča, debelo črevo, dojke in testisi) na fantomu celega telesa. Rentgenske preiskave smo izbrali glede na pogostost izvedbe v Sloveniji (rentgensko slikanje prsnih organov in mamografija) ter na podlagi efektivne doze, ki jo prejmejo pacienti pri določenih preiskavah (slikanje glave, vratne hrbtenice in medenice). Za širši spekter preiskav in boljšo primerjavo učinka uporabe OVO pri različnih preiskavah sem vključil še dve manj dozno obremenjujoči preiskavi, in sicer rentgensko slikanje roke in kolena. Tako prvi kot drugi del raziskave smo opravili v Radiološkem laboratoriju Zdravstvene fakultete v Ljubljani. V zadnjem delu raziskave smo merili absorbirano dozo na površini istih radiosenzibilnih organov kot v laboratorijskih pogojih pri pacientih, ki so bili napoteni na rentgensko slikanje na Radiološki oddelek Zdravstvenega doma Ljubljana – enota Center. V tem delu smo v realnih kliničnih razmerah preverili rezultate, ki smo jih pridobili v drugem delu raziskave.

Rezultati in razprava: Pri slikanju medenice je uporaba OVO vodila do znatnega (več μGy) znižanja doze na pljuča (okoli 60 %) in dojke (okoli 80 %), medtem ko znižanje doze na debelo črevo ni bilo statistično značilno, kar kaže, da ščitenje debelega črevesa pri slikanju medenice ni učinkovito. Pri slikanju prsnih organov se je uporaba OVO izkazala kot učinkovita pri ščitenju debelega črevesa, kjer je prejeto dozo znižala za več μGy (okoli 40 %), medtem ko je bilo znižanje doze na testise v relativnem smislu sicer precej učinkovito (najmanj 50 %), v absolutnem smislu pa je prejeta doza že brez uporabe OVO dokaj nizka (do nekaj desetink μGy). Uporaba OVO pri slikanju vratne hrbtenice je vodila do znatnega (nekaj μGy) znižanja doze pri ščitenju pljuč (vsaj 65 %) in dojk (vsaj 70 %), pri ščitenju debelega črevesa (80 %) in testisov (vsaj 90 %) pa je uporaba OVO

prejeto dozo znižala za nekaj desetink do enega μGy. Pri slikanju roke in kolena je uporaba OVO v večini primerov vodila do znižanja doze pod mejo detekcije, pri čemer so bile absolutne vrednosti doze že brez uporabe OVO nizke (do nekaj desetink μGy). Čeprav meritve na pacientih žal niso bile izvedljive, pa meritve na fantomu kažejo na visoko učinkovitost OVO pri **slikanju glave**, kjer dozo na vse organe, zajete v raziskavo (**pljuča, dojke, debelo črevo** in **testisi**), zniža na približno desetino, po absolutni vrednosti pa je še posebej pomembna pri ščitenju pljuč, kjer znižanje lahko dosega nekaj 10 μGy. Pri **mamografskem** slikanju meritve na fantomu kažejo na pomen ščitenja **pljuč** in **debelega črevesa** pri slikanju v CC projekciji s povečavo, kjer se je OVO izkazala kot izjemno učinkovita (nekaj 10-kratno znižanje doze), izpostavljenost navedenih dveh organov brez uporabe OVO pa znatna (več μGy).

Zaključek: Glede na rezultate absolutnih in relativnih znižanj doze ionizirajočega sevanja, ki ga prejmejo izbrani radiosenzibilni organi, lahko zaključimo, da je uporaba OVO potrebna pri preiskavah z »večjo dozno obremenitvijo« za pacienta, kot so bile v mojem primeru slikanje medenice, vratne hrbtenice in glave. Pri preiskavah s tako imenovano »srednjo dozno obremenitvijo« izbranih radiosenzibilnih organov **dojk, pljuč** in **debelega črevesa** pri slikanju prsnih organov, glave, vratne hrbtenice in mamografskem slikanju s povečavo (v naši raziskavi opredeljene kot tiste, kjer je doza na radiosenzibilne organe med približno 1 in 10 μGy) je uporaba OVO priporočljiva, saj se že tako nizka doza ionizirajočega sevanja še dodatno zniža in v večini primerov spusti pod detekcijsko mejo dozimetra. Pri preiskavah s tako imenovano »nizko dozo« (slikanje roke in kolena) pa je ščitenje omenjenih radiosenzibilnih organov bolj psihološke narave in kljub pogosto velikemu relativnemu znižanju je absolutna vrednost znižanja le nekaj desetink ali celo stotink μGy.

Ključne besede: uporaba OVO, radiosenzibilni organi, radiološka tehnologija, optimizacija protokola

Abstract

Introduction: Due to the wide variety of use of x-rays in medicine, it is nowadays difficult to imagine medicine without them. In addition to its beneficial effects in diagnostics and treatment, ionising radiation can also be harmful, even at a very low dose. Therefore, we need to ensure the lowest possible exposure of patients. In addition to other measures this can be achieved, also by the use of protective lead shielding. Based on the latest findings of ICRP (International Commission of Radiation Protection, 2007), the most radiosensitive organs are colon, lungs, bone marrow, stomach and breasts, with the tissue weighting factor of 0.12.

Purpose: The purpose of this study is to determine, by a systematic analysis, whether and to what extent, the use of protective lead shielding in conventional x-ray imaging of pelvis, cervical spine, head, thoracic organs, hand and knee, as well as in mammography, reduces the absorbed dose of ionising radiation on the surface of the skin near the radiosensitive organs, i.e. breasts, testicles, lungs and colon.

Methods: Descriptive and experimental methods of research were used. The research was conducted in three parts. In the first part, we evaluated the electronic dosimeter Unfors EDD 30 as the measuring equipment of choice. Next, we measured the absorbed dose of ionising radiation in radiosensitive organs (lungs, colon, breasts and testicles) on a whole-body phantom. The x-ray examinations were selected with regard to the frequency of their performance in Slovenia (thoracic x-ray imaging and mammography) and on the basis of the effective dose received by the patients in certain examinations (head, cervical spine and pelvic imaging). For a wider range of examinations and for a better comparison of the effect of the use of lead shielding in different tests, we also included two examinations with lower dose exposure, i.e. x-rays of hand and knee. Both, the first and the second part of the research were conducted at the Radiological laboratory of the Faculty of Health Sciences in Ljubljana. In the last part of the research we measured the absorbed dose on the surface of the same radiosensitive organs as in the laboratory conditions, but on patients that were referred to x-ray imaging to the Radiology Department of the Community Health Centre Ljubljana (unit “Center”). In this part the results from the second part of the research were verified in real clinical situations.

Results and discussion: In pelvic imaging, the use of lead shielding led to a significant (several μGy) reduction of the dose to the lungs (about 60%) and breasts (about 80%). However, the reduction of the dose to the colon was not statistically significant, indicating that the use of colon protection in pelvic imaging is ineffective. In thoracic imaging, the use of lead shielding proved to be effective in colon protection, where the received dose was reduced by several μGy (about 40%). In relative terms shielding of testicles was quite effective (at least 50% reduction) while in absolute terms the received dose was quite low even without the use of lead shielding (up to a few tenths of μGy). The use of lead shielding in cervical spine imaging led to a significant (a few μGy) dose reduction to lungs (at least 65%) and breasts (at least 70%), whereas on colon (80%) and testicles (at least 90%) the dose was reduced by only a few tenths up to one μGy. The use of lead

shielding in hand and knee imaging in most cases caused the dose to be reduced below the detection limit, but the absolute dose values were low even without the use of lead shielding (up to a few tenths of μGy). In head imaging it was unfortunately not possible to perform measurements on patients, but the measurements on the phantom showed high efficiency of lead shielding, with the dose on all the organs included in the study (lungs, breasts, colon and testicles) were reduced to about one tenth. Considering the absolute values lead shielding is particularly important in lung protection, where the reduction can reach several 10 μGy. In mammographic imaging, the measurements on the phantom indicate importance of lung and colon protection in CC projection with magnification. In those cases lead shielding proved to be very effective (dose reduction by several 10 times), while the exposure of the two organs without the use of lead shielding was significant (several μGy).

Conclusion: According to the results of the absolute and relative reductions of dose received by the selected radiosensitive organs, the conclusion can be made that the use of lead shielding is necessary in examinations with a "high dose level" for patients, which in this study included the imaging of pelvis, cervical spine and head. In the examinations with the so-called "medium dose level" (in my research defined as those with the dose to radiosensitive organs between about 1 and 10 μGy) to the selected radiosensitive organs, i.e. breasts, lungs and colon, in the imaging of thorax, cerebral spine and in mammography with magnification, it is recommended to use lead shielding, since the already low dose of ionising radiation is further reduced, often below the dosimeter detection limit. In the examinations with the so-called "low dose" (hand and knee imaging), the nature of protection of the selected radiosensitive organs is primarily psychological. Although the relative reduction is often great, the absolute value of reduction is only a few tenths or even hundredths of μGy.

Keywords: Use of lead shielding, radiosensitive organs, radiological technology, protocol optimisation

Seznam kratic

µGy	= mikro Gray
µGy m^2	= mikro Gray × meter kvadrat
AP	= anteroposteriorno
CC – povečava	= kranio-kavdalna projekcija s povečavo
CC	= kranio-kavdalna projekcija
cm	= centimeter
CR	= računalniška radiografija
CT	= računalniška tomografija (computed tomography)
DAP	= produkt doze in površine (dose area product)
EDD	= Educational Direct Dosemeter
g	= gram
GFX	= gel filled texture
Gy	= Gray
IAEA	= International Atomic Energy Agency
ICRP	= International Commission on Radiological Protection
ITM	= indeks telesne mase
kg	= kilogram
kV	= kilovolt/pospeševalna napetost
kVp	= najvišja vrednost napetosti
m	= meter
maks	= maksimum
mAs	= mili amper sekunda
min	= minimum
MLO	= mediolateralna polstranska projekcija
mm	= milimeter
Mo	= molibden
ms	= mili sekunda
nGy	= nano Gray
OVO	= osebna varovalna oprema
PA	= posteroanteriorno
povp.	= povprečje
PSP	= fotostimulativni fluorescentni detektorski sistem
RGS	= razdalja gorišče slikovni sprejemnik
Rh	= rodij
STR	= stransko
std. odklon	= standardni odklon
TLD	= termoluminiscentni dozimeter
VKD	= vstopna kožna doza

1 Uvod

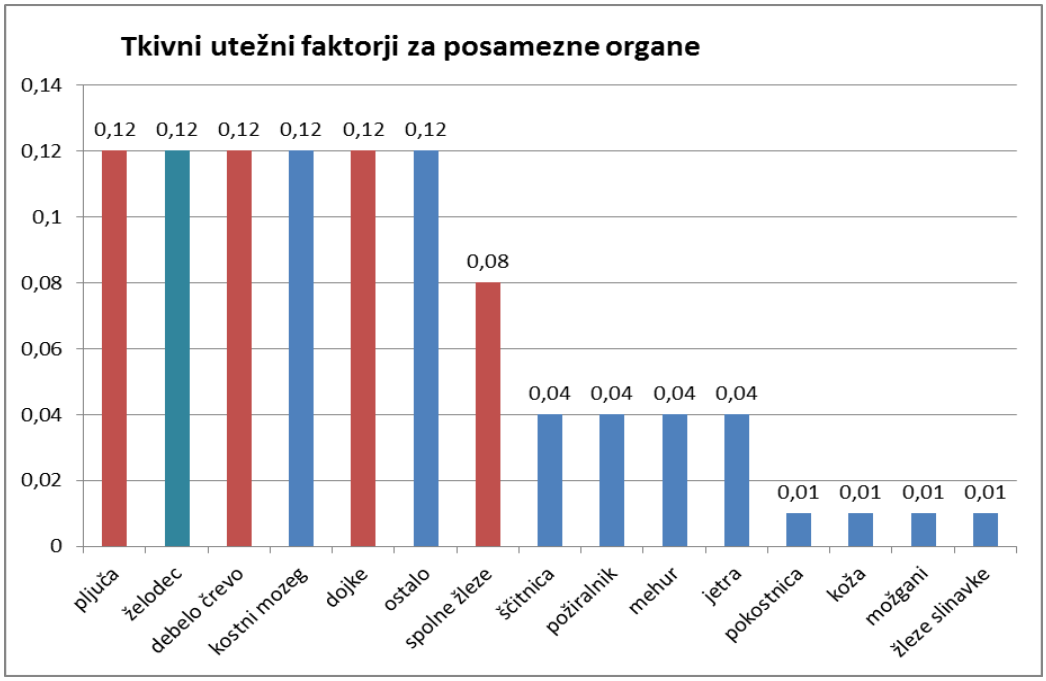
Že kmalu po odkritju rentgenskih žarkov leta 1895 so ugotovili, da jih lahko uporabljamo v medicinske namene za ugotavljanje bolezni. Kmalu za tem pa so ugotovili tudi, da rentgenski žarki zavirajo rast izpostavljenih celic, pri večjih dozah pa lahko pride celo do odmrtja le-teh. Zaradi teh lastnosti lahko rentgenske žarke uporabljamo za zdravljenje v radioterapiji, v diagnostični radiografiji pa moramo zagotoviti čim nižjo izpostavljenost pacientov. To med drugim zagotavljamo tako, da paciente primerno zaščitimo z osebno varovalno opremo (OVO) (Tabor in sod, 2001).

Biološke učinke, ki nastanejo kot posledica ionizirajočega sevanja, delimo v dve skupini, in sicer na deterministične in stohastične. Determinístični so odvisni od prejete doze ionizirajočega sevanja in nastopijo šele, če ta preseže določen prag. Ti učinki se kažejo kot poškodbe kože, katarakta očesne leče, zmanjšanje števila celic kostnega mozga, sterilnost zaradi poškodbe spolnih celic in podobno. Pri stohastičnih ni praga doze, pri katerih nastanejo, ampak možnost za nastanek celičnih okvar linearno narašča s povečevanjem doze. Te vrste učinki so npr. pojav karcenogeneze in dedni učinki (International Commission on Radiological Protection, 2007; Serša, 2004). Zaradi stohastičnih učinkov je pomembna tudi zaščita pred nizkimi dozami ionizirajočega sevanja (International Commission on Radiological Protection, 2007).

Ker škodljivi učinki lahko nastopijo tudi pri nizkih dozah, je potrebno načelom varstva pred sevanji slediti tudi pri radioloških posegih v zdravstvu, pri katerih pride do izpostavljenosti pacienta ionizirajočemu sevanju. Glavni načeli varstva pred ionizirajočimi sevanji v zdravstvu sta upravičenost in optimizacija. Upravičenost pomeni, da je potrebno upoštevati vse pozitivne in negativne posledice, ki nastanejo zaradi posega. Z drugimi besedami to pomeni, da mora biti tveganje oziroma škoda, ki bo nastala zaradi radiološkega posega, manjša od koristi. Optimizacija pa pomeni, da mora biti obsevanost pacientov v diagnostični radiografiji tako nizka, kot je to še razumno mogoče, da se pridobi diagnostično ustrezen rentgenogram. Povedano drugače, pri slikanju v diagnostični radiografiji želimo, da je obsevanost pacientov tako nizka, kot je to razumno še mogoče doseči oziroma, da se držimo načela ALARA (As Low As Reasonably Achievable). Tako bo pacient prejel najmanjšo možno dozo ionizirajočega sevanja ob izdelavi rentgenske slike primerne kakovosti za posamezno diagnozo (International Commission on Radiological Protection, 2007).

Različni organi in tkiva so za vpliv ionizirajočega sevanja in s tem možnost pojava kancerogeneze različno dovzetni. Dovzetnost posameznih organov in tkiv se podaja s tkivnimi utežnimi faktorji. Tkivni utežni faktor (w_T) je delež ekvivalentne doze za posamezno tkivo ali organ, ki se uporabi pri določanju efektivne doze, in je brez enote (International Commission of Radiation Protection, 2007). Vsota vrednosti vseh tkivnih utežnih faktorjev po vseh tkivih ali organih je enaka 1 (slika 1), vrednosti za posamezne organe oziroma tkiva pa so določene kot povprečja preko različnih starosti in spolov. Najbolj občutljivi na ionizirajoče sevanje so otroci, občutljivost pa se s starostjo zmanjšuje. Do leta 2007 (International Commission of Radiation Protection, 2007) so za najbolj radiosenzibilen organ veljale gonade s tkivnim utežnim faktorjem 0,20. Sledili so debelo črevo, pljuča, kostni mozeg in želodec s faktorjem 0,12. Od leta 2007 (International Commission on Radiological Protection, 2007) pa na podlagi novih

ugotovitev za najbolj radiosenzibilne organe veljajo debelo črevo, pljuča, kostni mozeg, želodec in dojke s tkivnim utežnim faktorjem 0,12. V skladu z novimi ugotovitvami se je utežni faktor za gonade znižal na 0,08. Največje povečanje tkivnega utežnega faktorja je bilo pri dojkah, kjer so ugotovili povečano tveganje za nastanek raka kot posledico izpostavljenosti ionizirajočemu sevanju, stopnja tveganja je največja pri dekletih do 20 leta (International Commission on Radiological Protection, 2007).



Slika 1: *Tkivni utežni faktorji za posamezne organe*. Skupina »ostalo« zajema 14 organov in tkiv: nadledvične žleze, zgornja dihala (nosna in ustna votlina, žrelo in grlo), žolčnik, srce, ledvici, bezgavke, mišice, sluznico ustne votline, trebušno slinavko, tanko črevo, vranico, priželjc ter prostato in maternico z maternično vratom (International Commission of Radiation Protection, 2007). *Z rdečo so označeni organi, vključeni v mojo raziskavo.*

Izpostavljenost pacienta je posledica obsevanosti s fotoni rentgenske svetlobe koristnega snopa in sipanega sevanja. Koristni snop je tisti del rentgenskih žarkov, ki prispeva k nastanku rentgenske slike in tako poda diagnostično informacijo. Zato je za pridobitev diagnostične informacije izpostavljenost rentgenskim žarkom oziroma ionizirajočemu sevanju potrebna. To izpostavljenost lahko znižamo z optimizacijo radioloških protokolov, s katero se v okviru doktorske naloge ne bomo ukvarjali. Sipano sevanje pa predstavljajo sipani fotoni, ki niso nosilci diagnostične informacije temveč le povečujejo dozno obremenitev pacienta. Zaradi sipanega sevanja so izpostavljeni tudi organi, ki se ne nahajajo v koristnem snopu. Izpostavljenost teh organov je sicer opazno nižja od izpostavljenosti organov v koristnem snopu, a je v celoti nezaželena, zato jo želimo v skladu s principom ALARA čim bolj zmanjšati (Bushberg et al., 2002; Huda in Slone, 1995; Lipovec in sod., 2011).

Dozno obremenitev pacienta v radiografiji lahko zmanjšamo na več načinov (Lipovec in sod. 2011):

- s pravilno izbiro velikosti slikovnega polja,
- s pravilno izbiro ekspozicijskih pogojev,
- s pravilno filtracijo izhodnega snopa,
- s pravilno izbiro radiografske rešetke,
- s pravilno izbiro slikovnega sprejemnika,
- z natančno namestitvijo objekta,
- z uporabo osebne varovalne opreme za pacienta,
- z zmanjšanjem ponavljanja postopkov slikanj,
- s preverjanjem kakovosti opreme in materiala.

Večina od naštetih načinov vpliva tako na izpostavljenost organov v koristnem in sipanem snopu kot na kakovost rentgenske slike ter spada na področje optimizacije protokolov. V naši raziskavi se bomo izmed zgoraj naštetih načinov osredotočili na zmanjševanje doze z uporabo OVO za paciente, ki vpliva le na znižanje izpostavljenosti organov v sipanem snopu.

Evropska komisija (Commission of European Communities, 1996a) v Evropskih smernicah za merila kakovosti za diagnostično slikanje navaja, da je potrebno uporabljati OVO z namenom, da bi zaščitili radiosenzibilne organe, kadarkoli je to mogoče. Še posebej je potrebno biti pozoren pri ščitenju gonad pri pacientih v reproduktivnem obdobju, kadar se le-te nahajajo blizu primarnega polja. Primarno polje predstavljajo fotoni rentgenske svetlobe, ki izstopajo iz rentgenskega aparata in gredo proti slikanemu predelu. Ko primarni del rentgenske svetlobe zadene pacienta, se določen del le-tega absorbira, del nadaljuje pot v enaki smeri, del pa spremeni smer in ta del predstavlja sipano sevanje (Huda in Slone, 1995).

V Evropskih smernicah za merila kakovosti za diagnostično slikanje v pediatriji (Commission of European Communities, 1996b) pa je zapisano, da je potrebno uporabiti OVO, da bi paciente zaščitili pred zunanjim sipanim sevanjem, tako da se OVO v obliki svinčene gume namesti v bližini slikovnega polja. Opisujejo, da se lahko s pravilno uporabo OVO z ekvivalenta debelino svinca 0,25 mm, ki je nameščena na robu slikovnega polja, zmanjša dozno obremenitev na gonade za 30 do 40 % pri ekspozicijskih pogojih z anodno napetostjo med 60 in 80 kV. Smernice navajajo, da je OVO, ki ne sega do roba primarnega polja, manj učinkovita, če je od njega oddaljena več kot 4 cm, pa je popolnoma neučinkovita. Navajajo tudi, da je možno z uporabo gonadne zaščite v obliki čaše dozo na testise zmanjšati za 95 % in da se pri slikanju glave s posteroanteriorno (PA) projekcijo namesto anteroposteriorne (AP) lahko zmanjša dozo na oči za 95 %. Posebno pozornost je potrebno posvečati tudi tkivu dojk, tako da prejmejo kolikor je le mogoče nizko dozo. Opisujejo, da je najbolj učinkovita metoda uporaba PA projekcije namesto AP, npr. pri slikanju pljuč (Commission of European Communities, 1996b).

Med OVO, ki jo v radiološki diagnostiki uporabljamo za ščitenje pacientov, spadajo zaščitni plašč, zaščita za ščitnico, zaščitno pregrinjalo, gonadni predpasnik in mala gonadna zaščita (Frank et al., 2007; Lipovec in sod., 2011). Frank et al. (2007) navajajo, da je pri vseh slikanjih potrebno ščititi gonade, Statkiewicz-Sherer et al. (2011) pa, da je potrebno ščititi očesne leče, dojke in gonade, in nadaljujejo, da je ščitenje gonad potrebno, kadar so od slikovnega polja oddaljene za 5 cm ali manj.

Lipovec in sod. (2011) navajajo, da se pri slikanju izbranih delov telesa uporabljajo naslednja OVO:

- prsni organi – gonadni predpasnik,
- glava – zaščitno pregrinjalo oziroma gonadni predpasnik,
- vratna hrbtenica – gonadni predpasnik (sede) oziroma zaščitno pregrinjalo (leže),
- medenica – zaščitno pregrinjalo,
- koleno – zaščitno pregrinjalo,
- roka – zaščitni predpasnik za vse telo.

Po naših izkušnjah se uporaba OVO v radiografiji zelo razlikuje od ustanove do ustanove in od države do države. Tudi v pregledani literaturi nismo našli jasnih in doslednih priporočil glede uporabe OVO v klasični radiografiji.

1.1 Pregled literature

Učinki uporabe OVO v klasični radiografiji so še relativno slabo raziskani, saj je večina raziskav v zadnjem obdobju narejenih na računalniški tomografiji. V različnih raziskavah, opisanih v tem poglavju, je bilo dokazano, da se z uporabo OVO, ki je nameščena izven slikovnega polja, lahko zmanjša dozo ionizirajočega sevanja, ki ga pri radioloških preiskavah prejmejo različni radiosenzibilni organi.

Njeh et al. (1997) so ugotavljali, ali je glede na dobro delovanje zaslonk v klasični radiografiji uporaba OVO v obliki gonadnega predpasnika pri slikanju prsnih organov potrebna ali ne. Meritve so izvedli na antropomorfnem fantomu s termoluminiscentnimi dozimetri (TLD) in ionizacijsko celico. Dozo so merili na anteriorni in posteriorni strani fantoma ter na sredini fantoma, kjer se nahajajo jajčniki. Na podlagi meritev s TLD-ji pri anodni napetosti 70 kV in tokovnem sunku 160 mAs je doza na jajčnike znašala 98 μGy. Pri ekspozicijskih pogojih 120 kV in 40 mAs pa je doza, ki so jo prejeli jajčniki, znašala 90 μGy. V obeh primerih to znaša le 2 % v primerjavi z vstopno kožno dozo (VKD), ki jo je prejel fantom v koristnem snopu. Pri meritvah z ionizacijsko celico je bila absorbirana doza na področju jajčnikov brez uporabe gonadnega predpasnika pri 70 kV 7 μGy, z gonadnim predpasnikom pa 6 μGy. Pri anodni napetosti 110 kV je bila doza na predelu jajčnikov brez uporabe gonadnega predpasnika 20 μGy, z njim pa se je zmanjšala na 19 μGy. Ob predpostavki, da bi uporabili standardne ekspozicijske pogoje (70 kV in 4 mAs), bi pacientka prejela VKD 0,3 mGy, jajčniki bi pa prejeli le 6 μGy. Navajajo, da po njihovih meritvah ni signifikantnih razlik med dozama pri uporabi osebne varovalne opreme in brez nje. Navajajo tudi, da se VKD pri povišanju anodne napetosti in znižanju tokovnega sunka zmanjša. Doza, ki bi jo prejeli testisi, bi bila nižja, kot je bila doza na jajčnike, ker testisi pri slikanju prsnih organov ležijo dlje od slikovnega polja. Zaključujejo, da je uporaba gonadnega predpasnika pri slikanju prsnih organov nepotrebna, saj jajčniki prejmejo večino doze iz sipanega sevanja, ki nastane v telesu, poleg tega pa so tako jajčniki kot testisi več kot 5 cm oddaljeni od slikovnega polja. ICRP (International Commission on Radiological Protection, 1990) namreč navaja, da je ščitenje organov, ki so tako oddaljeni od roba slikovnega polja, nepotrebno.

Jackson in Brennan (2006) sta v svoji študiji raziskovala, ali se z uporabo OVO pri slikanju prsnih organov zmanjša doza na jajčnike, maternico in testise glede na to, da ti organi ne ležijo v slikovnem polju. Za zaščito jajčnikov oziroma testisov sta uporabila gonadni predpasnik z ekvivalentom svinca 0,5 mm in zaščitno krilo, ki ovije pacientovo telo, z ekvivalentom svinca 0,25 mm, na delu, kjer se prekriva, pa 0,5 mm. Meritve sta izvedla s tremi različnimi postavitvami zaščite in brez nje: gonadni predpasnik med goriščem in pacientom (na zadnji strani telesa), med pacientom in slikovnim stativom (na sprednji strani telesa) in zaščitno krilo, ki je pokrivalo celotni obseg spodnjega dela trupa.

Za merjenje sta uporabila TLD-je, ki so bili postavljeni v višini jajčnikov, maternice in testisov. Ugotovila sta, da se v PA projekciji ob uporabi OVO, ki ovija fantom, doza na levi jajčnik zmanjša za 45 %, na desnega pa za 27 %. Prav tako sta ugotovila, da se pri takšni uporabi OVO doza na maternico zmanjša za 30 %, pri gonadnem predpasniku med pacientko in rentgensko cevjo pa le za 19 %. Doza na testise se je z OVO, ki ovija pacienta, zmanjšala za 58 %. V stranski projekciji se je zmanjšala samo doza na testise pri slikanju z OVO, ki je ovijala fantom, in sicer za 88 %. Pri dozah na jajčnike in maternico ter pri ostalih položajih zaščit pri testisih ni bilo statistično značilnih razlik v primerjavi z dozami, ki so jih ti organi prejeli, če niso bili zaščiteni. Tako zaključujeta, da priporočata OVO, ki pacienta ovija.

Stranden et al. (2009) so ugotavljali, kakšen vpliv ima gonadna zaščita, ko se testisi nahajajo v slikovnem polju, in takrat, ko so od njega oddaljeni do 5 cm. Za merjenje doze na testise so sami izdelali preprost fantom, ki naj bi simuliral otroka. Medenico je simulirala 8 cm debela plastična plošča, stegnenici dve z vodo napolnjeni plastenki 1,5 l, testise pa dva vodna balončka. Preverjali so vpliv uporabe OVO (zaščitne čašice in polčašice) na obsevanost testisov, kadar se ti nahajajo v slikovnem polju in kadar so izven njega. Svinčev ekvivalent obeh zaščit je bil 0,5 mm. Za merjenje doze so uporabili elektronski dozimeter EDD30. Izmerili so, da lahko pri slikanju medenice s testisi v slikovnem polju z uporabo OVO v obliki čašice dozo 1 mGy zmanjšamo za okoli 0,8 mGy. Kadar so testisi od slikovnega polja oddaljeni 5 cm, prejmejo 0,35 mGy, dozo pa je je mogoče z uporabo iste OVO zmanjšati za 0,3 mGy. Z OVO v obliki polovične čašice je učinek na dozo zaradi oblike OVO nekoliko manjši: če so testisi v slikovnem polju, je doza manjša za 0,6 mGy, in kadar so od njega oddaljeni 5 cm pa za 0,04 mG. Avtorji zaključujejo, da uporaba gonadne OVO zmanjša dozo, ki jo prejmejo testisi, kadar se ti nahajajo v slikovnem polju ali do 5cm izven njega.

Fordham et al. (1997) so v svoji raziskavi ugotavljali, ali se ob uporabi OVO zmanjša doza ionizirajočega sevanja na površino dojke pri diaskopskih preiskavah trebuha. Pacientke so bile napotene na eno od naslednjih preiskav: slikanje požiralnika, defekografija, histerosalpingografija, prikaz neovezike, jejunoileografija in mikcijski cistogram. Za merjenje doze so uporabili TLD. Na vsako dojko so nalepili po tri skupine treh dozimetrov, in sicer eno na medialni, drugo na spodnji rob in tretjo na aksilarni predel dojke. Uporabili so OVO z ekvivalentno debelino svinca 0,5 mm, ki je bila pritrjena na polovico prsnega koša tako, da je prekrivala samo eno dojko. Naključno so izbirali, ali bodo pokrili levo ali desno dojko. Za preiskavo so uporabili standardne protokole. Ugotovili so, da uporaba OVO v povprečju zmanjša obsevanost dojk za približno 50 %. Povprečna doza na dozimetru v aksilarni regiji je bila brez uporabe OVO 325 μGy, z njo pa 188 μGy. Povprečni dozi na dozimetrih na medialnem robu dojke sta bili 705 μGy brez in 297 μGy z OVO, na tistih na spodnjem robu dojke pa 2543 μGy brez in 1302 μGy z OVO. Največje znižanje doze so dosegli pri defekografiji, najmanjše pa pri prikazu neovezike. Prejeta doza je bila različna tudi glede na lokacijo dozimetra, najvišja je bila na dozimetru na spodnjem robu dojke, najmanjša pa v aksilarnem predelu. Največje zmanjšanje doze z uporabo OVO (57,9 %) so izmerili na dozimetru, ki je bil pritrjen na medialni rob dojke, najmanjše pa na dozimetru na njenem aksilarnem robu (42,2 %). V razpravi navajajo, da so ugotovili zmanjšanje doze, čeprav organi, ki se nahajajo izven slikovnega polja, prejmejo večino doze zaradi sipanega sevanja, ki nastane v telesu. Predvidevajo, da je sevanje, ki ga prejmejo ti organi, lahko tudi posledica sipanja v objektih, kot so zaslonka, preiskovalna miza in drugi objekti v prostoru. Zaključujejo, da je pri preiskavah trebuha uporaba OVO priporočljiva, saj se s tem zmanjša doza na dojke. Pacientke, pri katerih bi bilo potrebno obvezno uporabljati OVO, so mlajše, npr. tiste s Chronovo boleznijo, ki bodo imele zaradi narave bolezni veliko število abdominalnih rentgenskih preiskav tudi v prihodnosti.

Beaconsfield et al. (1998) so raziskovali, ali se z uporabo OVO preko ščitnice in dojk zmanjša absorbirana doza na omenjene organe pri računalniški tomografiji (CT) glave. Absorbirano dozo so merili na fantomu in na pacientkah, s TLD-ji, postavljenimi na anterio-lateralnem delu levega režnja ščitnice, na sredini med kotom spodnje čeljustnice in prsnično zarezo. Doze na dojkah so merili z ionizacijsko celico, ki je bila postavljena na sredino leve dojke, 13 cm pod sredino ključnice. Za OVO so uporabili svinčeno zaščitno pregrinjalo s 5 mm* ekvivalenta svinca in dve zaščiti za ščitnico, pri čemer se je ena nahajala na sprednji in druga na zadnji strani vratu. Izmerili so, da se pri meritvah na pacientkah doza na ščitnico pri uporabi zaščite za ščitnico zmanjša z 1,56 ± 0,31 na 0,86 ± 0,16 mGy, na dojke pa z 0,32 ± 0,038 na 0,075 ± 0,042 mGy. Pri meritvah na fantomu so z OVO dozo na površini ščitnice zmanjšali za 60 %, na globini 1 cm pa za 44 %. Doza na dojke se je zmanjšala za 90 %, na pljuča pa za 70 %. Zaključujejo s priporočilom uporabe OVO za ščitnico, pljuča in dojke pri CT glave, še posebej pri mlajših pacientih.

Brnić et al. (2003) so raziskovali, ali oziroma za koliko se zmanjša količina ionizirajočega sevanja na dojke pri CT glave z in brez OVO. Ugotavljali so tudi, ali obstaja korelacija med dozo na dojke in konstitucijo telesa. Uporabili so OVO z ekvivalentno debelino svinca 0,35 mm, ki je pokrivala le eno dojko od sredinske do sprednje pazdušne črte po širini in od ključnice do konca rebrnega loka po višini. Izmenoma so ščitili levo in desno dojko, nezaščitena pa je služila za primerjavo. Za merjenje doze so uporabili TLD. Dva sta bila nalepljena na dojki 2 cm kranio-lateralno od bradavice, nad predel, kjer je največ žleznega tkiva. Tretjega so prilepili na OVO, natanko nad dozimetrom na dojki. Vsi trije dozimetri so bili enako oddaljeni od pacientkine glave. Ugotovili so, da je doza na zaščiteno dojko v povprečju za 2,33-krat oziroma 57 % (razpon od 6–82 %) manjša kot doza na nezaščiteno. Povprečna doza na nezaščiteno dojko je bila 0,28 ± 0,07 mGy, na zaščiteno pa 0,13 ± 0,05 mGy. Korelacije med indeksom telesne mase (ITM) in dozo na zaščiteno dojko niso dokazali, korelacija med ITM in dozo na dojko, ki ni bila zaščitena, pa je bila slaba. Ugotovili so tudi, da je brez uporabe OVO doza na dojke pri osebah z ITM nad 30 za 11 % večja kot pri tistih z manjšim ITM. Da bi ugotovili, kolikšna količina doze je posledica sipanega sevanja, ki nastane v telesu, in kolikšna je posledica zunanjega sipanega sevanja, so primerjali dozo na dozimetrih pod in nad OVO. Izračunali so, da je 46 % doze posledica notranjega sipanja, ostalih 54 % pa zunanjega. Avtorji priporočajo uporabo OVO pri CT preiskavi glave, saj se doza na dojke kljub temu, da je pri tej preiskavi relativno nizka, tako še dodatno zmanjša.

Iball in Brettle (2011) sta ugotavljala, za koliko se zmanjša obsevanost organov, ki ležijo izven slikovnega polja pri CT prsnega koša z uporabo standardne OVO in nove OVO. Kot novo zaščito opisujeta zaščito, ki je narejena tako, da ima na različnih predelih različne oslabitvene koeficiente. Meritve sta izvedla brez OVO, z uporabo standardne OVO z ekvivalentom svinca 0,35 mm tako, da je popolnoma ovijala pacienta, in z novo OVO, ki ga je prav tako popolnoma ovijala. Za merjenje doze sta uporabila TLD-je. Ugotovila sta, da se doza z OVO v primerjavi s tisto brez nje zniža, nista pa dokazala statistično značilnih razlik v zmanjšanju doze med klasično in novo OVO. Največje znižanje doze je bilo 93 % v spodnjem predelu medenice, povprečno znižanje z OVO je bilo med 6,5 % do 77,6 %. Doza na razdalji 7,5 cm od slikovnega polja se je z uporabo OVO zmanjšala za povprečno 6,5 % pri klasični in 4,8 % pri novi OVO. Pri razdalji 15 cm od slikovnega polja se je doza z uporabo klasične OVO zmanjšala za povprečno 23,5 %, z uporabo nove pa za 18,7 %. Na razdalji 30 cm se je doza pri klasični OVO zmanjšala za povprečno 77,6 %, pri novi pa za 73,6 %. Tudi doza na radiosenzibilne organe se je z uporabo OVO zmanjšala, in sicer na testise za 71,7 %, na jajčnike za

*avtorji navajajo vrednost ekvivalenta svinca 5 mm, kar je verjetno napaka, saj se v diagnostični radiografiji uporablja 0,5 mm ekvivalenta svinca.

24,9 %, na maternico za 35,4 %, pri klasični OVO se je zmanjšala za povprečno 77,6 %, pri novi pa za 73,6 %. Tudi doza na radiosenzibilne organe se je z uporabo OVO zmanjšala, in sicer na testise za 71,7 %, na jajčnike za 24,9 %, na maternico za 35,4 % in na debelo črevo za 33,5 %. Zaključujeta, da je z uporabo OVO možno zmanjšati dozo na organe, ki ležijo izven slikovnega polja. Nova zaščita se ni izkazala za boljšo od klasične, vendar ugotavljata, da je zaradi manjše teže na sprednjem delu bolj primerna za mlajše paciente in nosečnice.

Hohl et al. (2004) so raziskovali, za koliko se zmanjša doza na testise z uporabo gonadne OVO pri CT abdominalno-medeničnega predela. Raziskava je bila narejena na 66 moških pacientih, ki so bili napoteni na takšno CT slikanje. Slikovno polje je pri vsakem pacientu segalo od trebušne prepone do spodnjega roba sramnične zrasti. Meritve so izvedli pri 32 pacientih, pri katerih niso uporabili OVO, in pri 34, pri katerih so uporabili OVO, ki popolnoma prekriva testise. OVO je bila dveh velikosti, ki so ju uporabili glede na anatomijo pacienta. Ekvivalent svinca je bil pri obeh velikostih enak, in sicer 1 mm. Pacientom so razložili, kako se namesti zaščito, tako da so to storili sami. Poleg doze so zabeležili tudi pacientovo starost, višino, maso in ITM. Pri nobenem izmed pacientov se testisi niso nahajali v slikovnem polju. Za merjenje doze so uporabili TLD, ki so ga namestili na moda čim bližje enemu od testisov. Ugotovili so, da se doza na testise z uporabo OVO zmanjša z 2,40 na 0,32 mGy ter da ni korelacije med dozo na testise in pacientovim ITM. Zaključujejo, da je OVO, kakršno so uporabili v raziskavi, zelo dostopna in preprosta za uporabo, zato priporočajo njeno uporabo pri slikanju abdominalno-medeničnega predela s CT.

Price et al. (1999) so na fantomu s TLD merili dozo na testise pri različnih CT preiskavah. Osredotočil sem se na njihovo prvo in tretjo meritev, pri katerih so se testisi nahajali izven slikovnega polja. Testise z višino 5 in premerom 2,5 cm so simulirali s pomočjo Perspex-a, ki ima enak atenuacijski koeficient kot človeško tkivo. Uporabili so OVO, ki popolnoma ovije testise, z 1 mm ekvivalenta svinca. Pri simulaciji CT slikanja medenice so se testisi nahajali 15 mm niže od zadnjega reza. Opravili so več kot 30 meritev z in več kot 30 brez OVO in ugotovili, da se doza na testise z uporabo OVO zmanjša z 2,21 na 0,39 mGy, kar je kar 82 odstotno znižanje doze z OVO, ki popolnoma ovija testise. Pri simulaciji CT slikanja trebuha so se testisi nahajali 10 mm niže od zadnjega reza. Skupno so izvedli 158 meritev in ugotovili, da se doza na testise, ovite z OVO, zmanjša z 0,82 na 0,19 mGy oziroma za 77 %. Zaključujejo, da je uporaba OVO pri slikanju z računalniško tomografijo preprosta metoda za znižanje doze na testise brez vpliva na kakovost slik.

Clancy et al. (2009) so v svoji raziskavi ugotavljali, za koliko se zmanjša doza na gonade, če pri klasičnem slikanju ledvene hrbtenice uporabijo OVO. Meritve so opravili na fantomu in pacientih. Za merjene doze so uporabili TLD-je. Na levi in desni jajčnik in maternico oziroma testise so postavili po tri dozimetre. Kot OVO so uporabili svinčeno pregrinjalo z ekvivalentom svinca 0,4 mm. Merili so s tremi različnimi namestitvami zaščite in brez nje. Zaščito so postavili na sledeče načine: 1) med fantom in rentgensko cev, 2) med fantom in slikovni stativ in 3) tako, da je ovijala fantom. OVO je segala vse do zgornjega sprednjega črevničnega trna. Za vsako projekcijo so izvedli po deset ekspozicij. Ugotovili so, da niti v AP niti v stranski projekciji ni statistično značilnih razlik med dozama na jajčnike z in brez OVO. Statistično značilen vpliv uporabe OVO pa so ugotovili pri dozi na testise, saj se je pri slikanju z OVO, ki je ovijala fantom, doza zmanjšala za 36 % v primerjavi s slikanjem brez OVO, pri slikanju z OVO med fantomom in rentgensko cevjo pa za 42 %. V stranski projekciji z OVO, ki je ovijala fantom, pa statistično značilnih razlik niso ugotovili. Zaključujejo, da je glede na njihove rezultate pri slikanju ledvene hrbtenice v obeh projekcijah smotrna uporaba OVO, ki je nameščena med pacientom in rentgensko cevjo, tako za moške kot za ženske.

Daniels in Furey (2008) sta raziskovala, ali se pri slikanju s klasičnim rentgenskim aparatom in CT ob uporabi OVO zmanjša doza na gonade, kadar se te nahajajo izven slikovnega polja oziroma volumna. Dozo sta merila tik ob robu slikovnega polja in nato v korakih po 5 cm stran do razdalje 20 cm od gonad. Uporabila sta različne anodne napetosti, in sicer 60, 80, 100 in 120 kV, in konstantni tokovni sunek 100 mAs. Meritve sta nato ponovila z OVO s 3 mm ekvivalenta svinca, ki sta jo položila preko dozimetra. V tretjem delu meritev sta OVO položila v fantom, med slikovno polje in gonade. Vse te meritve sta naredila na treh različnih rentgenskih aparatih različnih proizvajalcev. Nato sta na enak način merila doze še na CT aparatu z ekspozicijskimi pogoji 120 kV, 350 mAs in debelino reza 1,5 mm, dolžina skeniranja je bila 30 cm. Uporabila sta zaščito, ki je fantom ovijala. Ugotovila sta, da je količina rentgenskega sevanja, ki nastane v zunanjih virih in ga pri rentgenskem slikanju prejmejo gonade, relativno majhna in da ostaja približno enaka z oddaljevanjem slikovnega polja od gonad. Doza, ki jo ob uporabi OVO prejmejo testisi, ko se nahajajo na robu slikovnega polja, znaša 85 % doze, ki jo prejmejo brez OVO. Ta delež predstavlja prispevek sipanega sevanja, ki nastane v telesu in se mu ni mogoče izogniti. To pomeni, da OVO pri klasičnem rentgenskem slikanju zaustavi samo tisti delež, ki nastane zaradi zunanjega sipanja in predstavlja 15 % celotne doze na gonade. Ta delež se pri CT preiskavi še zmanjša, in sicer na 9 % celotne doze. Zaključujeta, da gonade, ko se nahajajo izven slikovnega polja oziroma volumna, prejmejo večino doze od sipanja, ki nastane v telesu pacienta in je ni mogoče zaustaviti s pomočjo OVO. Navajata, da se rezultati njune študije razlikujejo od rezultatov ostalih študij zato, ker sta uporabila zaščitno pregrinjalo, ki se uporablja v kliničnem okolju, in ne gonadne zaščite, ki popolnoma ovija testise.

Hidajat et al. (1996) so ugotavljali, ali in za koliko OVO v obliki zaščitnega pregrinjala, zaščita za ščitnico in gonadna zaščita v obliki čaše znižajo dozo na testise, maternico, jajčnike in ščitnico pri CT preiskavah. Za meritve doze so uporabili TLD. S CT so slikali zgornji abdomen, celotni abdomen in glavo, dozo so merili brez in z uporabo OVO. Pri slikanju zgornjega abdomna so uporabili zaščitno pregrinjalo, ki je pokrivalo jajčnike in maternico, pri slikanju celega abdomna gonadno zaščito v obliki čašice, ki je pokrivala testise, pri slikanju glave pa zaščito za ščitnico. Ugotovili so, da zaščitno pregrinjalo preko ženskih gonad ne vpliva na znižanje doze, ki jo le-te prejmejo pri CT preiskavi zgornjega abdomna. Pri CT slikanju celotnega abdomna se je doza na testise z uporabo gonadne čašice znižala za 95 %. Pri slikanju glave se je doza na ščitnico z uporabo zaščite za ščitnico zmanjšala za 23 %. Zaključujejo, da uporaba gonadne čašice pri CT slikanju celotnega abdomna pripomore k znatnemu znižanju doze, ki jo prejmejo testisi. Prav tako priporočajo uporabo zaščite za ščitnico pri slikanju glave. Zaščitno pregrinjalo preko ženskih gonad pri CT slikanju zgornjega abdomna pa odsvetujejo, saj le-ta doze na gonade ne zmanjša.

Dauer et al. (2007) so v svoji raziskavi ugotavljali, ali in za koliko se zmanjša obsevanost testisov pri pediatričnih pacientih z uporabo zaščit treh različnih velikosti (majhna, srednja in velika), ki popolnoma ovijejo testise pri CT preiskavi abdomna in medenice. Merili so na fantomu medenice in ledvene hrbtenice, ki simulira manjšega odraslega oziroma pediatričnega pacienta. Dozo so merili z ionizacijsko celico, ki so jo položili 5 cm nižje od zgornjega roba sramnične zrasti na mesto, kjer ležijo testisi. Testise so zaščitili z OVO z ekvivalentom svinca 1 mm, ki jih popolnoma ovije. Meritve so najprej opravili pri CT slikanju abdomna, pri katerem so pritrdili dozimeter 5–10 cm od roba slikovnega volumna, nato pa še pri CT slikanju medenice, z dozimetrom na robu slikovnega volumna. Pri slikanju abdomna se je doza na testise z uporabo zaščite v primerjavi s slikanjem brez nje zmanjšala za 58 %, pri čemer je rezultat primerljiv pri vseh treh velikostih zaščit. Pri CT medenice je velika zaščita zmanjšala dozo za 97 %, srednja za 96 %, mala pa za 94 % v primerjavi z enakim slikanjem brez zaščite. Kot

težavo pri CT slikanju medenice z zaščito za testise omenjajo artefakte, ki na sliki nastanejo zaradi zaščite, in zaključujejo, da uporaba zaščite v tem primeru ni primerna.

Ott et al. (2010) so raziskovali, ali OVO zniža dozo ionizirajočega sevanja, ki jo prejmejo radiosenzibilni organi pri slikanju s CT-jem. Uporabili so antropomorfni fantom, za simulacijo dojk so uporabili dodatek, ki se ga pritrdi na prsni koš. Za merjenje absorbirane doze so uporabili TLD-je. Pri slikanju prsnega koša so uporabili zaščitno pregrinjalo, ki je popolnoma ovijalo pacienta, niže od slikovnega volumna. Enako OVO so uporabili tudi pri slikanju abdomna in medenice, le da se je tu OVO nahajala nad slikovnim volumnom. Pri slikanju glave so uporabili plašč, ki je prekrival celo telo. Pri slikanju prsnega koša je bil med slikovnim volumnom in OVO razmik od 3,75 do 5 cm, pri abdomnu in medenici 5 cm, pri slikanju glave pa 3,75. Absorbirano dozo so merili v vseh rezih fantoma, v centru reza in v štirih perifernih točkah (dveh spredaj in dveh zadaj). Ugotovili so, da se pri slikanju prsnega koša z uporabo OVO pri 64-reznem CT-ju doze na debelo črevo zmanjšajo za 27 %, na jajčnike za 35 in na testise za 93 %. Pri slikanju abdomna in medenice se je doza na dojke zmanjšala za 53 %, na pljuča za 9 % in na testise za 82 %. Pri slikanju glave se je z uporabo OVO doza na dojke zmanjšala za 91 %, na pljuča za 54 % in na debelo črevo za 84 %.

V predhodni raziskavi (Mekiš, 2011) smo ugotavljali, ali se z uporabo PA namesto AP projekcije pri slikanju sakroiliakalnih sklepov (SIS) v klasični radiografiji pri meritvah na fantomu zmanjša vstopna kožna doza in doza na testise. V tej raziskavi smo merili tudi, kakšen vpliv ima OVO na dozo na testise. Meritve smo izvedli na fantomu, ki simulira pacienta z višino 175 cm in maso 74 kg. Testise smo na podlagi literature simulirali z dvema vodnima balončkoma velikosti 3 × 4 × 2,5 cm, ki smo ju prilepili na fantom. Dozo smo merili s pomočjo TLD, OVO pa je imela ekvivalent svinca 0,5 mm. Ugotovili smo, da sta dozi na testise z ali brez uporabe OVO pri slikanju SIS v AP projekciji enaki, in sicer 0,24 mGy. Tudi pri slikanju v PA projekciji uporaba OVO ni vodila do statistično značilnih razlik, izmerjena doza pa je bila okoli 0,02 do 0,01 mGy.

Raziskovali smo tudi (Mekiš et al., 2013), če in za koliko se z uporabo OVO spremeni doza na dojke pri slikanju ledvenih vretenc v klasični radiografiji. Najprej smo izvedli meritve na fantomu, ki simulira 165 cm visokega pacienta z maso 50 kg. Dojke smo simulirali s prsnimi vsadki dveh različnih velikosti, pri čemer smo najprej merili doze brez uporabe OVO, nato pa še z njo. Raziskavo smo izvedli tudi na 100 ženskih pacientkah, ki so bile napotene na slikanje ledvenih vretenc, pri čemer smo polovico pacientk slikali brez OVO, drugo pa z njo. Za meritve smo uporabil TLD, OVO pa je imela ekvivalentno debelino svinca 0,5 mm. Povprečna doza na desno dojko se je z uporabo OVO zmanjšala z 0,45 ± 0,25 mGy na 0,09 ± 0,07 mGy. Povprečna doza na levo dojko se je z uporabo OVO zmanjšala z 0,26 ± 0,14 mGy na 0,06 ± 0,04 mGy. V obeh delih raziskave smo ugotovili, da se doza na dojke zmanjša za približno 80 %, če pri slikanju ledvenih vretenc preko dojk namestimo OVO.

Begum (2001) je v svoji raziskavi vrednotil vstopno kožno dozo in efektivno dozo na nekatere organe (nadledvično žlezo, možgane, dojke, očesno lečo, žolčnik, želodec, tanko črevo, zgornji in spodnji del debelega črevesa, srce, ledvica, jetra, pljuča, jajčnike, trebušno slinavko, kožo, vranico, testise, priželjc, ščitnico, mehur, maternico in požiralnik), ki jo prejmejo pacienti pri različnih rentgenskih slikanjih v Bangladešu. Obravnaval je paciente, ki so bili napoteni na slikanje prsnih organov v PA, ledvene hrbtenice v AP in stranski, glave v AP in ter medenice v AP projekciji v štirih različnih bolnišnicah. Za vsako slikanje v vsaki bolnišnici posebej je bilo v raziskavo vključenih 10 pacientov. Za merjenje vstopne kožne doze je uporabil TLD-je, ki jih je prilepil na pacienta na sredino slikovnega polja. Za izračun efektivne doze in doze na organe je uporabil program XDOSE, v katerega je poleg meritev VKD moral vnesti še anodno napetost (kV) in skupno filtracijo koristnega snopa. S pomočjo XDOSE programa je

izračunal povprečne doze, ki so jih prejeli posamezni organi. Opisuje, da se doze na organe zelo razlikujejo po različnih bolnišnicah. Izračunal je, da zgornji in spodnji del debelega črevesa ter testisi pri slikanjih prsnih organov v PA projekciji niso prejeli nikakršne doze ionizirajočega sevanja, prav tako dojke, debelo črevo, pljuča in testisi pri slikanju glave v obeh projekcijah. Pri slikanju medenice spodnji del debelega črevesa prejme dozo od 0,53 do 1,27 mGy, zgornji pa od 0,65 do 1,57 mGy.

2 Namen dela

Kot je razvidno iz pregleda literature, zniževanje doze ionizirajočega sevanja, ki jo prejme pacient pri različnih rentgenskih preiskavah, predstavlja zanimivo raziskovalno vprašanje. Raziskovalci se pri tem osredotočajo na vpliv različnih parametrov, kot so optimizacija protokolov in sprememba protokolov slikanja, kamor spada tudi izbira postavitve pacienta za prikaz določenega dela telesa in dodatna ali drugačna uporaba OVO za paciente. Veliko število raziskav s področja uporabe OVO je usmerjenih predvsem na področje računalniške tomografije, kjer so doze ionizirajočega sevanja, ki jih prejmejo pacienti, za faktor do nekajkrat do nekaj stokrat večje kot pri klasični radiografiji. Ker pa stohastični učinki nimajo praga doze in se lahko pojavijo že pri manjših dozah, čeprav verjetnost zanje s povečevanjem doze narašča (International Commission on Radiological Protection, 2007; Serša, 2004), je potrebno pozornost posvetiti tudi zniževanju doze ionizirajočega sevanja pri manj dozno obremenjujočih preiskavah, še posebej pri tistih, ki se izvajajo zelo pogosto.

Rentgenske preiskave, ki smo jih obdelali v disertaciji, smo izbrali glede na število izvedenih preiskav v Sloveniji (rentgensko slikanje prsnih organov in mamografija) ter na podlagi efektivne doze, ki jo prejmejo pacienti pri določenih preiskavah (slikanje glave, vratne hrbtenice in medenice). Da bi bolje pokrili širok spekter različnih preiskav v klasični radiografiji in omogočili boljšo primerjavo učinka uporabe OVO pri različnih preiskavah, smo vključili še dve manj dozno obremenjujoči preiskavi, in sicer rentgensko slikanje roke in kolena. Dozo ionizirajočega sevanja smo merili na najbolj radiosenzibilnih organih, to so dojke, pljuča, debelo črevo ter gonade (testisi) kot organ, ki je do leta 2007 veljal kot najbolj radiosenzibilen.

S pregledom literature smo ugotovili, da je bila večina raziskav glede vpliva OVO na dozo izvedena pri računalniški tomografiji, nekaj pa tudi v klasični radiografiji, kjer določen delež raziskav predstavljajo tudi naše pretekle raziskave. S pričujočo raziskavo želimo s sistematično analizo ugotoviti, ali, in če, za koliko, uporaba osebne varovalne opreme pri klasičnem rentgenskem slikanju medenice, vratne hrbtenice, glave, prsnih organov, roke, kolena ter pri mamografiji zmanjša absorbirano dozo ionizirajočega sevanja na površini kože v bližini različnih izbranih radiosenzibilnih organov, in sicer dojk, testisov, pljuč in debelega črevesa. Na podlagi dobljenih rezultatov bomo predlagali nove smernice za uporabo OVO v klasični radiografiji.

2.1 Raziskovalna vprašanja

V doktorski disertaciji smo preverili štiri raziskovalna vprašanja:

V1: Ali se z uporabo OVO preko radiosenzibilnih organov zmanjša absorbirana doza, ki jo prejmejo ti radiosenzibilni organi?

V2: Kakšne so razlike med obsevanostjo izbranih radiosenzibilnih organov pri različnih preiskavah?

V3: Kolikšno je relativno zmanjšanje prejete doze na radiosenzibilne organe zaradi uporabe OVO pri različnih preiskavah?

V4: Ali lahko ovrednotimo absolutno vrednost prihranka doze zaradi uporabe OVO in naredimo primerjavo med preiskavami glede smiselnosti uporabe OVO?

2.2 Cilji raziskave

V prvi vrsti je cilj doktorske disertacije ugotoviti, ali uporaba OVO vodi do statistično značilnih razlik v dozi na izbrane radiosenzibilne organe (dojke, testisi, pljuča in debelo črevo) pri izbranih rentgenskih preiskavah (rentgensko slikanje glave, vratne hrbtenice, pljuč, medenice, roke, kolena in mamografiji). V kolikor se bo izkazalo, da OVO znatno vpliva na znižanje absorbirane doze pri preiskavah, kjer se le-ta ne uporablja, oziroma da uporaba OVO nima znatnega vpliva na znižanje doze pri preiskavah, pri katerih se trenutno uporablja v kliničnem okolju, bomo na podlagi pridobljenih rezultatov predlagali nove smernice za uporabo OVO in s tem posredno vplival na razvoj klinične prakse in na možnost za zmanjšanje nastanka stohastičnih učinkov sevanja.

2.3 Prispevek k razvoju znanosti

V doktorski disertaciji smo na sistematičen način ugotavljali vpliv OVO na absorbirano dozo, ki jo prejmejo izbrani radiosenzibilni organi pri izbranih radiografskih posegih v klasični radiografiji. V nalogi smo primerjali svoje ugotovitve z dosedanjimi ugotovitvami iz znanstvenih člankov, prispevkov, smernic in priporočil: International Commission on Radiological Protection (2007); Commission of European Communities (1996a); Commission of European Communities (1996b). Na podlagi ugotovljenega relativnega znižanja doze smo predlagali nove smernice za ščitenje radiosenzibilnih organov in za izvedbo nadaljnjih meritev in raziskav na tem področju. Tako smo trenutno razumevanje vpliva uporabe OVO obogatili z relativno obsežnim naborom sistematično pridobljenih empiričnih podatkov. Dodatno znanje bo potencialno vplivalo na spremembo prakse glede uporabe OVO in s tem omogočilo ustreznejše ščitenje pacientov pri klasični rentgenski diagnostiki.

Poleg zgoraj omenjenega smo v raziskavi predstavili tudi test in uporabo elektronskega dozimetra (Unfors EDD 30), ki se je v preteklosti redko uporabljal za izvedbo takšnih raziskav.

3 Materiali in metode

V raziskavi sta bili uporabljeni deskriptivna in eksperimentalna metoda raziskovanja (Mesec, 1998). Preverjali smo, kako izbira OVO vpliva na dozo, ki jo prejmejo radiosenzibilni organi pri izbranih radioloških posegih v klasični radiografiji. V raziskavo smo vključili meritve doze na pljuča, debelo črevo in dojke. Te organe smo izbrali zaradi njihovih visokih tkivnih utežnih faktorjev (slika 1). Kot zadnji radiosenzibilni organ smo izbrali testise s tkivnim utežnim faktorjem 0,08. Ti so bili pred letom 2007 oziroma pred izdajo novih priporočil ICRP najbolj radiosenzibilen organ s tkivnim utežnim faktorjem 0,20 (International Commission on Radiological Protection, 2007), mnenje o njihovi veliki občutljivosti pa se je marsikje še vedno obdržalo tako v praksi kot v laični javnosti. Zato je bilo v preteklosti največ raziskav glede uporabe OVO narejenih prav na tem področju. Za izvedbo meritev nismo izbrali želodca, ki tako kot našteti organi spada med najbolj radiosenzibilne organe. Nahaja se namreč med pljuči in debelim črevesom, tako da bi bile meritve v predelu želodca verjetno zelo podobne meritvam na omenjenih organih. Prav tako za meritve nismo izbrali kostnega mozga, ki ima prav tako tkivni utežni faktor 0,12. Kostni mozeg se namreč nahaja na različnih predelih telesa in ni nikoli v celoti enako obsevan. Pri skupini ostalo, ki je na lestvici tkivnih utežnih faktorjev prav tako na prvem mestu, je zajetih 14 različnih organov, ki imajo različne (nižje) tkivne utežne faktorje kot posamezni organi, navedeni na tej lestvici.

Žontar et al. (2014) navajajo, da v Sloveniji k skupni izpostavljenosti prebivalstva v klasični radiografiji brez uporabe kontrastnih sredstev največ prispevajo slikanje prsnih organov, vratne, prsne in ledvene hrbtenice, mamografija ter slikanje abdomna in medenice. Pri tem je prispevek k skupni izpostavljenosti prebivalstva odvisen od števila izvedenih preiskav ter sevalne obremenitve pacienta pri posamezni preiskavi. Na podlagi tega smo izbrali:

- klasično rentgensko slikanje prsnih organov,
- klasično rentgensko slikanje medenice,
- klasično rentgensko slikanje vratne hrbtenice,
- klasično rentgensko slikanje glave in
- mamografsko slikanje.

Pri tem je prispevek slikanja prsnih organov in mamografije pomemben zaradi velikega števila preiskav, prispevek slikanja medenice, vratne hrbtenice in glave pa smo izbrali zaradi visoke dozne obremenitve pacientov pri posameznem slikanju. Kot primerjavo glede obsevanosti radiosenzibilnih organov smo izbrali še dve dokaj pogosti rentgenski preiskavi, pri katerih so doze relativno nizke, zato je vprašljiv tudi učinek uporabe OVO. To sta:

- klasično rentgensko slikanje kolena in
- klasično rentgensko slikanje roke.

Raziskave, izvedene v okviru doktorskega dela, so potekale v treh delih. V prvem delu smo preverili ustreznost delovanja elektronskega dozimetra Unfors EDD 30 kot izbrane merilne opreme. S tem smo želeli preveriti, ali je elektronski dozimeter ustrezna izbira za nadaljnje meritve.

V drugem delu smo merili absorbirano dozo ionizirajočega sevanja na radiosenzibilnih organih (pljuča, debelo črevo, dojke in testisi) na fantomu celega telesa. Tako smo želeli v

dobro nadzorovanih laboratorijskih pogojih ovrednotiti učinkovitost delovanja OVO pred izvedbo meritev na pacientih. Tako prvi kot drugi del raziskave smo opravili v Radiološkem laboratoriju Zdravstvene fakultete v Ljubljani.

V tretjem delu raziskave smo merili absorbirano dozo na površini istih radiosenzibilnih organov kot v laboratorijskih pogojih, vendar na pacientih, ki so bili napoteni na rentgensko slikanje prsnih organov, glave, vratne hrbtenice, roke, medenice in kolena na Radiološki oddelek Zdravstvenega doma Ljubljana – enota Center. V tem delu smo v realnih kliničnih razmerah preverili rezultate, ki smo jih pridobili v drugem delu raziskave.

Zbrane rezultate smo ovrednotili ter rezultate meritev na pacientih primerjal z rezultati meritev na fantomu. Rezultate naše raziskave smo primerjali tudi z izsledki predhodnih raziskav, povzetih v pregledu literature. Na podlagi ugotovitev smo za konec podali zaključke ter oblikovali predloge za spremembo protokolov v kliničnem okolju.

Za izdelavo doktorske naloge smo uporabili deskriptivno in eksperimentalno metodo raziskovanja. Pregledali smo baze podatkov ScienceDirect, PubMed, CINAHL, MEDLINE, Web of Science. Iskali smo po ključnih besedah: radiation dose, shield, shielding, gonads, breasts, radiosensitive organs. Poleg tega pa smo pregledali tudi strokovne in znanstvene knjige s področja varstva pred sevanji in radiološke tehnologije.

3.1 Testiranje merilne opreme

Za izvedbo meritev smo izbrali elektronski dozimeter EDD 30 (Unfors, Švedska), ki je namenjen merjenju doze izven primarnega snopa. V primerjavi z običajno uporabljenimi TLD-ji ima elektronski številne prednosti, med katerimi naj izpostavimo takojšen prikaz rezultatov ter dejstvo, da strošek raziskave ni odvisen od števila meritev. Po navedbah proizvajalca izbrani dozimeter ponuja razpon merjenja doze od 1 nGy do 9999 Gy, s sprožilno mejo (trigger level) pri hitrosti doze 0,05 mSv/h. Proizvajalec navaja, da napaka dozimetra pri kalibracijskih pogojih 80 kVp, 2mm Cu in 4 mm Al znaša ±6 %. Za zagotovitev ustreznosti meritev z izbranim instrumentom smo pred začetkom meritev preverili njegovo delovanje. Testiranje merilne opreme smo izvedli v času od marca do julija 2012 v Radiološkem laboratoriju Zdravstvene fakultete v Ljubljani na klasičnem rentgenskem aparatu Multix/Vertix proizvajalca Siemens (Siemens AG, Germany). Meritve smo izvedli z uporabo homogenega fantoma iz pleksi stekla debeline 14 cm in antropomorfnega fantoma celega telesa PBU 60 (Kyotokagaku Co., Ltd, Japan).

V okviru preverjanja merilne opreme smo ovrednotili naslednje karakteristike:

- linearnost odziva dozimetra pri različnih anodnih napetostih,
- kotno odvisnost dozimetra v prečni smeri pri različnih anodnih napetostih,
- kotno odvisnost dozimetra v vzdolžni smeri pri različnih anodnih napetostih.

Pred izvedbo testov merilne opreme smo izvedli test linearnosti rentgenskega aparata. Pri stalni anodni napetosti 81 kV smo povečevali tokovni sunek (mAs) v območju od 0,5 do 80 mAs in meril dozo v koristnem snopu na razdalji 1 m od gorišča s kalibriranim instrumentom [Dosimax Plus A, Iba-dosimetry] po akreditiranih metodah DIN EN 61223-3-1 in DIN EN 61223-3-4.

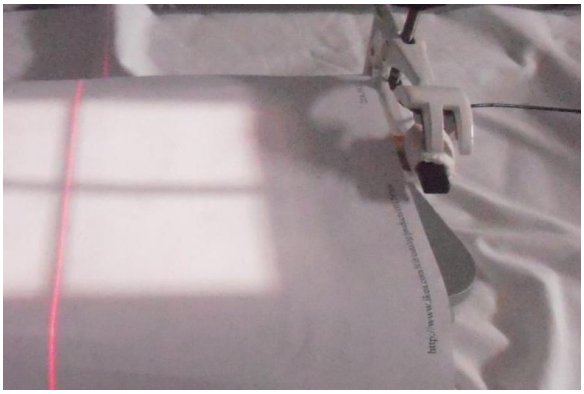
Pri vseh testih smo uporabljali enako razdaljo med goriščem in slikovnim sprejemnikom, ki je znašala 115 cm. Razen pri testih, kjer smo preverjali vpliv izbranega parametra, so bili konstantni tudi vsi ostali parametri, kot so velikost polja (20 × 15 cm), položaj dozimetra (vzdolžna postavitev pri kotu 0°) in oddaljenost dozimetra od primarnega polja (5 cm).

Najprej smo izvedli test linearnosti odziva izbranega elektronskega dozimetra. Test smo izvedli pri treh različnih anodnih napetostih (40 kV, 81 kV in 133 kV). Tokovni

sunek smo povečevali od 0,5 do 100 mAs (0,5 mAs; 1,4 mAs; 3,2 mAs; 6,3 mAs; 12,5 mAs; 25 mAs; 50 mAs; 80 mAs; 100 mAs). Meritve smo izvedli v polju sipanega sevanja na razdaljah 5 in 10 cm od primarnega polja. Meritve v sipanem snopu bolje odražajo razmere, v katerih bo potekala raziskava, pri dveh različnih razdaljah pa smo jih izvedli zato, ker ob enakih ekspozicijskih pogojih postavitev na različnih razdaljah vodi do različnih obsevanosti dozimetra. Na ta način smo lahko določili, ali so odstopanja od linearnosti posledica nelinearnosti odziva dozimetra na prejeto dozo ali posledica spreminjanja ekspozicijskih parametrov. Meritve linearnosti dozimetra smo izvedli s postavitvijo dozimetra v dveh smereh (vzdolžno in prečno) (slika 2 in 3).



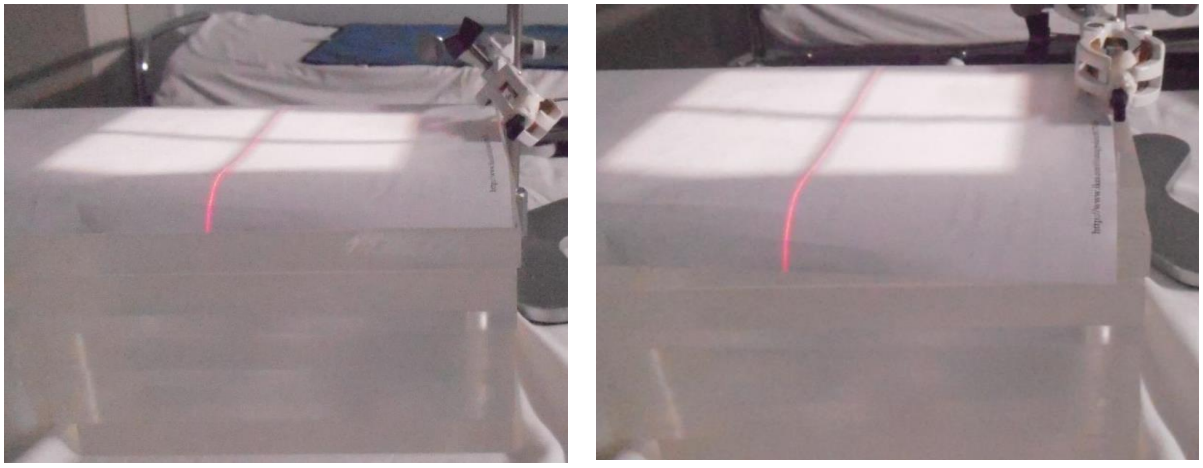
Slika 2: *Vzdolžna postavitev dozimetra.*



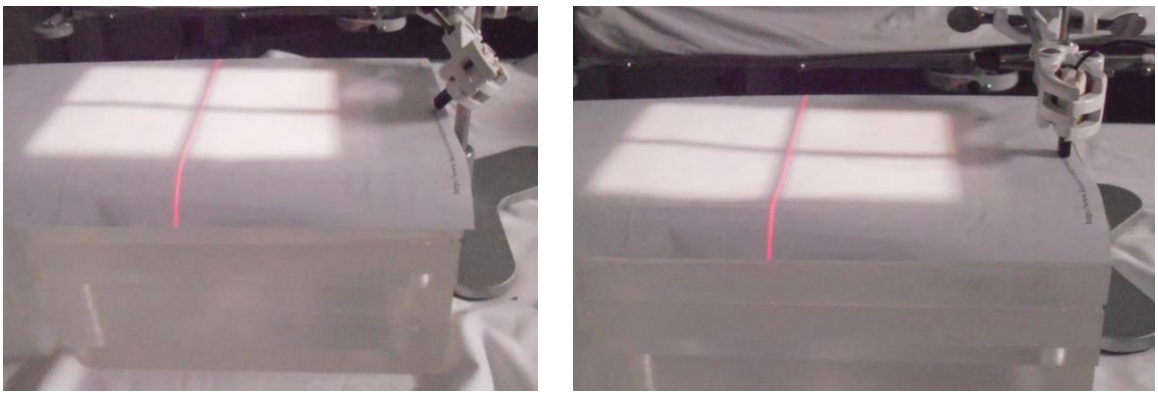
Slika 3: *Prečna postavitev dozimetra.*

Da bi se čim bolj približali pogojem, v katerih bodo potekale dejanske meritve, smo meritve linearnosti izvedli tudi na fantomu celega telesa PBU 60. Izvedli smo jih z enako anodno napetostjo, kot smo jo uporabljali pri meritvah na fantomu in kasneje na pacientih. Prve meritve smo izvedli pri anodni napetosti 75 kV, ki je bila uporabljena pri slikanju medenice, druge pa pri anodni napetosti 133kV, ki je bila uporabljena pri slikanju prsnih organov. Meritve linearnosti smo izvedli tako brez kot z uporabo OVO, razpon tokovnega sunka pa je bil enak kot pri prejšnjih testih (od 0,5 do 100 mAs).

Pri testu kotne odvisnosti odziva dozimetra smo preverjali vpliv naklona dozimetra glede na ravnino, pravokotno na os primarnega snopa. Vrednotili smo vpliv naklona ob dozimetru, postavljenem v vzdolžni ali prečni smeri glede na zveznico z osjo primarnega snopa (sliki 2 in 3). Tudi pri tem testu smo uporabili tri različne anodne napetosti (40, 81 in 133 kV) in tokovne sunke med 0,5 in 100 mAs (0,5 mAs; 1,4 mAs; 3,2 mAs; 6,3 mAs; 12,5 mAs; 25 mAs; 50 mAs; 80 mAs; 100 mAs). Dozimeter se je nahajal 5 cm od roba primarnega polja. Meritve smo izvedli z ravnino dozimetra pod koti med 0° in 90° glede na ravnino, pravokotno na os primarnega snopa. Os rotacije je bila v obeh primerih pravokotna na os primarnega snopa. Pri določanju prečne kotne odvisnosti je bil dozimeter postavljen prečno na zveznico z osjo primarnega snopa, tako da se je os rotacije pokrivala z vzdolžno osjo dozimetra (slika 4). Pri meritvah vzdolžne kotne odvisnosti pa je bil dozimeter postavljen vzdolžno na zveznico z osjo primarnega snopa, tako da se je os rotacije pokrivala s prečno osjo dozimetra (slika 5).



Slika 4: *Postavitev dozimetra pri meritvah prečne kotne odvisnosti.*



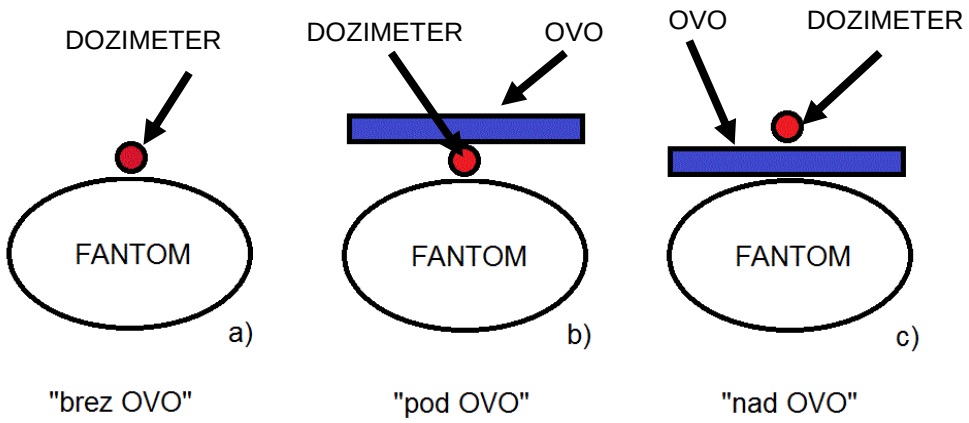
Slika 5: *Postavitev dozimetra pri meritvah vzdolžne kotne odvisnosti.*

Za vsako meritev posebej smo izvedli po tri ekspozicije in izračunali povprečno vrednost izmerjene doze. S tem smo ocenili ponovljivost meritve dozimetra ter natančneje določili pravo vrednost. Namen testiranja merilne opreme je bil ugotoviti njeno primernost za uporabo v naši raziskavi. Prav tako smo želeli ugotoviti pravilno uporabo dozimetra glede na razliko v odzivu, če se dozimeter nahaja v različnih postavitvah glede na primarni snop.

3.2 Meritve na fantomu

Drugi del raziskave smo izvedli v času od decembra 2012 do maja 2013. Za vsako kombinacijo preiskave in radiosenzibilnega organa smo meritve na fantomu opravljali v treh različnih korakih. Pri vseh treh korakih se je dozimeter nahajal na enakem mestu, razlika med meritvami pa je bila v postavitvi OVO. V prvem koraku smo naredili meritve brez uporabe OVO, pri čemer smo izmerili izhodiščno vrednost absorbirane doze, ki jo prejme izbran radiosenzibilni organ (slika 6a). V drugem koraku smo izvedli meritve absorbirane doze tako, da se je OVO nahajala preko dozimetra (slika 6b). Na ta način smo določili dozo, ki jo prejme radiosenzibilni organ z uporabo OVO. Ta vrednost predstavlja predvsem prispevek absorbirane doze, ki jo organ prejme zaradi sipanega sevanja, ki do dozimetra pride iz notranjosti telesa pacienta in ga z uporabo OVO ne moremo zaustaviti. V tretjem koraku smo izvedli meritve absorbirane doze tako, da se je OVO nahajala med dozimetrom in fantomom (slika 6c). Ta predstavlja predvsem prispevek, ki ga izbran radiosenzibilni organ prejme od »zunanjega« sipanega sevanja, torej sevanja, ki dozimeter doseže iz zunanjosti pacienta in ga z OVO lahko zaustavimo. Pričakovali smo,

da je seštevek prispevka notranjega in zunanjega sipanega sevanja približno enak dozi, izmerjeni brez OVO, pri čemer lahko prihaja do odstopanj zaradi končne absorpcije v OVO in zaradi povratnega sipanja na njej. Vsako posamezno meritev smo petkrat ponovili in izračunali povprečje. Vrednosti meritev na fantomu, predstavljene v poglavju rezultati, predstavljajo povprečje vseh petih meritev.



Slika 6: *Shematski prikaz postavitve dozimetra in OVO.* a) postavitev brez OVO, b) postavitev z OVO preko dozimetra, c) postavitev z OVO med dozimetrom in fantomom.

3.2.1 Opis fantoma in slikovnega sistema

Meritve absorbirane doze smo izvajali na fantomu celega telesa z oznako PBU 60 (Kyotokagaku Co., Ltd, Japan), ki ima pri energijah, ki se uporabljajo v diagnostični radiografiji, enak oslabitveni koeficient za ionizirajoče sevanje kot človeško tkivo in simulira pacienta, visokega 165 cm, z maso 50 kg (Kyotokagaku, 2009) (slika 7). Meritve smo opravili v Radiološkem laboratoriju Zdravstvene fakultete v Ljubljani na klasičnem rentgenskem aparatu Multix/Vertix proizvajalca Siemens (Siemens AG, Germany), z možnostjo izbire gorišč velikosti 0,6 ali 1,0 mm. Lastna filtracija koristnega snopa je 2,5 mm aluminija, zaslonka pa omogoča filtracijo z 1 mm aluminija. Možna je tudi uporaba dodatne filtracije od 0,1 do 0,3 mm bakra, ki se lahko dodaja v korakih po 0,1 mm. Razpon anodne napetosti rentgenske cevi je od 40 k do 150 kV. Uporabljeni sta bili dve radiografski rešetki. Prva ima razmerje 12 : 1, 40 lamel na cm, optimalna razdalja gorišče slikovni sprejemnik (RGS) je 115 cm. To rešetko smo uporabljali v radiografski mizi pri slikanju glave in medenice. Razmerje druge rešetke je 13 : 1, število lamel na cm je 70, optimalna razdalja gorišče slikovni sprejemnik je 150 cm. To rešetko smo uporabili za slikanje prsnih organov in vratne hrbtenice. Pri slikanju kolena in roke radiografske rešetke nismo uporabljali. Naprava je opremljena s fotostimulativnim fluorescentnim (PSP) detektorskim sistemom, imenovanim tudi računalniška radiografija (CR), proizvajalca AGFA (Agfa-Gevaert N.V., Belgija).



Slika 7: *Fantom PBU 60, uporabljen v drugem delu raziskave.*

Meritve doze na debelo črevo in pljuča pri standardnem mamografskem slikanju in pri mamografskem slikanju s povečavo smo opravili na Radiološkem oddelku Onkološkega inštituta Ljubljana na mamografskem rentgenskem aparatu Lorad Selenia (Hologic, USA), ki ima možnost izbire gorišč velikosti 0,1 ali 0,3 mm. Sistem omogoča slikanje z dvema kombinacijama anode in filtra, in sicer Mo/Mo in Mo/Rh. Razpon anodne napetosti v cevi je od 23 do 39 kV. Optimalna razdalja gorišče slikovni sprejemnik (RGS) je 63,5 cm. Digitalni slikovni sprejemnik na mamografskem rentgenskem aparatu je iz amorfnega selena velikosti 24 × 29 cm (Hologic, USA). Ustno dovoljenje za izvajanje meritev smo pridobili od predstojnice Radiološkega oddelka.

Pri klasičnem rentgenskem slikanju smo dojke simulirali s parom prsnih vsadkov proizvajalca Nagor (Nagor Ltd, Great Britain) z oznako GFX 500 (gel filled texture) in prostornino 500 ml. Premer vsadka znaša 144, njegova višina pa 44 mm. Na podlagi literature (Kobe in sod., 1992; Marolt Mušič in sod., 2004) smo določili mesto postavitve vsadkov na fantomu tako, da sta vsadka segala od 2. do 7. rebra spredaj, medialno pa do prsnice. Pri mamografskem slikanju smo dojko simulirali z mamografskim fantomom (Stereotactic Needle Biopsy Training Phantom), ki smo ga kompresirali na debelino 4 cm.

Testise smo simulirali z dvema vodnima balončkoma velikosti 4 × 3 × 2,5 cm^3 z maso 15 g. Velikost testisov smo določili s pomočjo podatkov v anatomskih knjigah (Gray, 1989; Martini, 2006). Testise smo pritrdili na fantom 5 cm nižje od točke, ki leži v sredini med zgornjim in spodnjim robom sramnične zrasti.

3.2.2 Protokoli

Za usmerjanje centralnega žarka in določanje velikosti slikovnega polja smo uporabili podatke iz »Textbook of radiographic positioning and related anatomy« (Bontrager, 1993), »Positioning in Radiography« (Swallow and Naylor, 1996), »Rentgenske slikovne

metode in protokoli« (Lipovec in sod., 2011), »Merrill`s atlas of radiographic positioning and radiologic procedures« (Frank, 2007) in »Mamography & Breast imaging« (Peart, 2005). Na podlagi pregleda navedene literature smo v raziskavi uporabljali sledeče usmerjanje centralnega žarka:

- **Slikanje prsnih organov v PA projekciji:** centralni žarek je potekal skozi sedmo prsno vretence. Slikovno polje je bilo omejeno tako, da je zgoraj zajelo še trn sedmega vratnega vretenca, ob straneh pa stranska robova prsnega koša.
- **Slikanje prsnih organov v stranski projekciji:** centralni žarek je potekal skozi sredino prsnega koša v višini sedmega prsnega vretenca. Slikovno polje je bilo zgoraj omejeno tako, da je bil v njem zajet trn sedmega vratnega vretenca, spredaj in zadaj pa sprednji in zadnji rob prsnega koša.
- **Slikanje glave v AP projekciji:** centralni žarek je potekal skozi glabelo (plitvo vdolbino med zgornjima orbitalnima robovoma). Slikovno polje je bilo omejeno tako, da je zajemalo celo glavo.
- **Slikanje glave v stranski projekciji:** centralni žarek je potekal skozi točko, ki leži 2 cm pred in 2 cm nad zunanjim sluhovodom, slikovno polje pa je prav tako zajemalo celo glavo.
- **Slikanje vratne hrbtenice v AP projekciji:** centralni žarek je potekal skozi adamovo jabolko pod kotom 10° v kavdo-kranialni smeri. Slikovno polje je po dolžini segalo do zgornjega narastišča uhlja, po širini pa do stranskih robov vratu.
- **Slikanje vratne hrbtenice v stranski projekciji:** centralni žarek je potekal skozi točko, ki leži na mišici sternocleidomastoideus, v isti frontalni ravnini kot zunanji sluhovod in v isti prečni ravnini kot adamovo jabolko. Polje je zgoraj segalo do zgornjega narastišča uhlja, po širini pa je bila vanj zajeta celotna širina vratu.
- **Slikanje medenice:** centralni žarek je potekal skozi točko, ki leži na sredini med črto, ki povezuje zgornji sprednji črevnični osti, in zgornjim robom sramnične zrasti. Slikovno polje je po širini zajemalo celoten trup, po višini pa je segalo do vrha črevničnih grebenov.
- **Slikanje kolena v AP projekciji:** centralni žarek je potekal skozi točko, ki leži 2 cm pod vrhom pogačice. Slikovno polje je bilo po širini omejeno na širino kolena, po dolžini pa je zajemalo spodnji del stegna in zgornji del goleni.
- **Slikanje kolena v stranski projekciji:** centralni žarek je potekal skozi točko, ki leži 2 cm pod medialnim epikondilom stegnenice pod kotom 10° v kavdo-kranialni smeri. Slikovno polje je bilo omejeno enako kot pri AP projekciji.
- **Slikanje roke v AP projekciji:** centralni žarek je potekal skozi sklep med tretjo dlančnico in proksimalno prstnico tretjega prsta. Slikovno polje je zajemalo celo roko in distalni del zapestja.
- **Slikanje roke v polstranski projekciji:** centralni žarek je potekal skozi sklep med drugo dlančnico in proksimalno prstnico drugega prsta. Slikovno polje je bilo omejeno enako kot pri AP projekciji.
- **Mamografsko slikanje v kraniokavdalni (CC) projekciji:** fantom dojke je bil postavljen tako, da je bil zadnji rob dojke ob robu detektorja, kjer se pri pacientu nahaja prsni koš. Kompresija dojke je znašala 4 cm.
- **Mamografsko slikanje v mediolateralni polstranski (MLO) projekciji:** fantom dojke je bil postavljen tako, da je bil zadnji rob dojke ob robu detektorja, kjer se pri pacientu nahaja prsni koš. Aparat je bil obrnjen pod kotom 45°, kompresija dojke pa je znašala 4 cm.

Pri meritvah na fantomu smo uporabljali ekspozicijske pogoje v skladu s priporočili Evropske komisije (Commission of European Communities, 1996a), ki določajo protokole in merila kakovosti za diagnostične radiografske posnetke. Ker pa so navedena

priporočila izdelana za slikovni sprejemnik folija-film, smo upoštevali tudi priporočila DIMOND III (Busch, 2004), ki so namenjena slikanju na digitalni slikovni sprejemnik. Ekspozicijski pogoji, ki jih predlagajo navedena priporočila in pogoji, uporabljeni v raziskavi, so povzeti v prilogi D.

3.2.3 Postavitev dozimetra

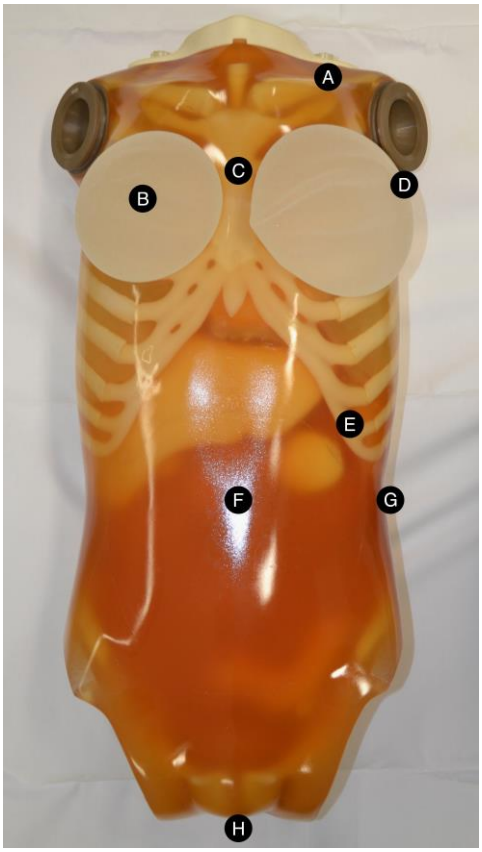
Pri meritvah doze na pljuča in debelo črevo se je dozimeter pri vsaki projekciji nahajal na površini fantoma čim bližje slikovnemu polju. Položaji dozimetra pri meritvah doze na pljuča, debelo črevo, testise in dojke so predstavljeni v tabeli 1 ter prikazani na sliki 8.

Tabela 1: *Postavitev dozimetra na posameznih radiosenzibilnih organih.*

projekcija	postavitev dozimetra za merjenje doze na pljuča	postavitev dozimetra za merjenje doze na debelo črevo	postavitev dozimetra za merjenje doze na dojke	postavitev dozimetra za merjenje doze na testise
prsni organi PA	/	na sredini zadnjega dela trupa, 3 cm nad najvišjima točkama na grebenih črevnice	/	na simuliranih testisih
prsni organi stransko	/	na lateralni strani trupa, 3 cm nad najvišjo točko na grebenu črevnice	/	na simuliranih testisih
vratna hrbtenica AP	na sprednji strani trupa, na prsničnem kotu	na sredini sprednjega dela trupa, 3 cm nad najvišjima točkama na grebenih črevnice	na sredini dojke	na simuliranih testisih
vratna hrbtenica stransko	na sprednji pazdušni črti, v višini prsničnega kota	na lateralni strani trupa, 3 cm nad najvišjo točko na grebenu črevnice	na sredini dojke	na simuliranih testisih
medenica AP	na medioklavikularni črti, v višini 9. rebra	na sredini sprednjega dela trupa, 3 cm nad najvišjima točkama na grebenih črevnice	na sredini dojke	/
koleno	na medioklavikularni črti, v višini 9. rebra	na sredini sprednjega dela trupa, 3 cm nad najvišjima točkama na grebenih črevnice	na sredini dojke	na simuliranih testisih
roka	na sprednji strani trupa, na prsničnem kotu	na sredini sprednjega dela trupa, 3 cm nad najvišjima točkama na grebenih črevnice	na sredini dojke	na simuliranih testisih
glava	na sredini ključnice	na sredini sprednjega dela trupa, 3 cm nad najvišjima točkama na grebenih črevnice	na sredini dojke	na simuliranih testisih
mamografija	na medioklavikularni črti, v višini 9. rebra	na sredini sprednjega dela trupa, 3 cm nad najvišjima točkama na grebenih črevnice	/	/

Pri slikanju prsnih organov nismo merili doze na pljuča in dojke, pri slikanju medenice in slikanju v mamografiji pa nismo merili doze na testise. Pri slikanju prsnih organov in medenice se omenjeni radiosenzibilni organi nahajajo v primarnem polju in jih ni mogoče ščititi z uporabo OVO. Pri slikanju v mamografiji pa se slikanje izvaja pretežno za žensko

populacijo, zato nismo merili doze na testise.



Slika 8: *Mesta postavitve dozimetra za merjenje doze na izbrane organe (a - na sredini ključnice, b - na sredini dojke, c - na sprednji strani trupa, na prsničnem kotu, d - na sprednji pazdušni črti, v višini prsničnega kota, e - na medioklavikularni črti, v višini 9. rebra, f - na sredini sprednjega dela trupa, 3 cm nad najvišjima točkama na grebenih črevnice, g - na lateralni strani trupa, 3 cm nad najvišjo točko na grebenu črevnice, h - na simuliranih testisih)*

Pri meritvah doze na posamezen organ oziroma na površini organa je potrebno upoštevati tudi napako meritve zaradi nenatančne postavitve dozimetra. To napako smo ocenili tako, da smo na fantomu naredili 5 meritev, pri čemer smo dozimeter pred vsako ekspozicijo odlepili od fantoma in ga zopet prilepili nazaj. Napaka, ki smo jo navedli kot standardno napako povprečja, je predstavljena v rezultatih. S temi meritvami smo ocenili napako pri meritvah na pacientih, ki je posledica razlik v postavitvi dozimetra zaradi različne konstitucije pacientov.

3.2.4 Postavitev osebne varovalne opreme

Pri vseh meritvah na fantomu smo uporabili OVO z ekvivalentno debelino svinca 0,5 mm (proizvajalec Mavig GmbH, Germany). Pri slikanju medenice, glave in kolena smo uporabili zaščitno pregrinjalo, pri slikanju prsnih organov, vratne hrbtenice in pri mamografiji smo uporabili gonadni predpasnik, pri slikanju roke pa plašč za celo telo. OVO smo postavili tako, da je bila čim bližje primarnemu polju, kot to navajajo v Evropskih smernicah (Commission of European Communities, 1996b). Za zaščito simuliranih radiosenzibilnih organov na fantomu smo za posamezno rentgensko slikanje uporabili naslednjo postavitev OVO:

- **Slikanje prsnih organov v PA projekciji:** gonadni predpasnik se je nahajal na hrbtni strani fantoma, njegov zgornji rob je segal do točke, ki leži med najvišjima

točkama na grebenih črevnice in najnižjima točkama rebrnih lokov.

- **Slikanje prsnih organov v stranski projekciji:** gonadni predpasnik se je nahajal na lateralni strani fantoma, njegov zgornji rob je segal do točke, ki leži med najvišjima točkama na grebenih črevnice in najnižjima točkama rebrnih lokov. **Slikanje glave v AP projekciji:** zaščitno pregrinjalo na sprednji strani fantoma je zgoraj segalo do kirurškega vratu nadlahtnice**.**
- **Slikanje glave v stranski projekciji:** zaščitno pregrinjalo na lateralni strani fantoma je zgoraj segalo do pazduhe.
- **Slikanje vratne hrbtenice v AP projekciji:** gonadni predpasnik se je pri ščitenju pljuč in dojk nahajal na sprednji strani fantoma, njegov zgornji rob je segal do kirurškega vratu nadlahtnice. Pri ščitenju debelega črevesa in testisov pa se je gonadni predpasnik z zgornjim robom na najnižjem delu rebrnega loka prav tako nahajal na sprednji strani fantoma.
- **Slikanje vratne hrbtenice v stranski projekciji:** gonadni predpasnik se je pri ščitenju pljuč in dojk nahajal na lateralni strani fantoma, njegov zgornji rob je segal do pazduhe. Pri ščitenju debelega črevesa in testisov pa se je gonadni predpasnik z zgornjim robom na najnižjem delu rebrnega loka prav tako nahajal na lateralni strani fantoma.
- **Slikanje medenice:** zaščitno pregrinjalo se je nahajalo na sprednji stani fantoma od točke, ki leži med najvišjima točkama na grebenih črevnice, in najnižjima točkama rebrnih lokov do vratu.
- **Slikanje kolena v AP projekciji:** zaščitno pregrinjalo se je nahajalo na sprednji strani fantoma od sredine stegnenice do vratu.
- **Slikanje kolena v stranski projekciji:** zaščitno pregrinjalo se je nahajalo na lateralni strani fantoma od sredine stegnenice do vratu.
- **Slikanje roke v AP in stranski projekciji:** zaščitni plašč je v celoti ovijal telo fantoma.
- **Mamografsko slikanje:** gonadni predpasnik na sprednji strani fantoma je z zgornjim robom segal do točke, ki leži v sredini med ksifoidom in najnižjima deloma rebrnega loka.

3.3 Meritve na pacientih

V tretjem delu raziskave smo opravljali meritve na pacientih, za katere smo 3. 6. 2013 pridobili dovoljenje Komisije Republike Slovenije za medicinsko etiko (kopija v prilogi B). Ta del raziskave je potekal od septembra do decembra 2013 na Radiološkem oddelku Zdravstvenega doma Ljubljana – Enota Center. Za izvajanje meritev v omenjenem zavodu smo pridobili dovoljenje ZD Ljubljana (kopija v prilogi C).

Meritve pri slikanju medenice, roke, kolena in vratne hrbtenice smo izvedli na klasičnem rentgenskem aparatu Axiom Aristos FX Plus proizvajalca Siemens (Siemens AG, Germany), ki ima možnost izbire gorišč velikosti 0,6 ali 1,0 mm. Lastna filtracija koristnega snopa je 2,5 mm aluminija. Možna je uporaba dodatne filtracije od 0 do 0,3 mm bakra, ki se lahko dodaja v korakih po 0,1 mm. Razpon anodne napetosti rentgenske cevi je od 40 do 150 kV. Uporabljeni sta bili dve radiografski rešetki. Prva ima razmerje 15 : 1, število lamel na cm je 80, optimalna RGS je 115 cm. Druga ima razmerje 15 : 1, število lamel na cm je 80, optimalna RGS je 150 cm. Uporaba posamezne rešetke je opisana v protokolu slikanja, ki se nahaja v prilogi E. Za zajem slike se uporablja digitalni detektorski sistem proizvajalca Trixell Pixium (4600) iz amorfnega silicija velikosti 43 × 43 cm (Siemens, Germany).

Meritve pri slikanju prsnih organov smo izvedli na klasičnem rentgenskem aparatu

Axiom Aristos VX proizvajalca Siemens (Siemens AG, Germany), ki ima prav tako možnost izbire dveh gorišč, in sicer 0,6 ali 1,0 mm. Lastna filtracija koristnega snopa je 2,5 mm aluminija. Možna je uporaba dodatne filtracije od 0 do 0,3 mm bakra, ki se lahko dodaja v korakih po 0,1 mm. Razpon anodne napetosti cevi je od 40 do 150 kV. Uporabljena radiografska rešetka ima razmerje 15 : 1, število lamel na cm je 80, optimalna RGS je 180 cm. Tudi ta rentgenski aparat je opremljen z digitalnim detektorskim sistemom proizvajalca Trixell Pixium (4600) iz amorfnega silicija velikosti 43 × 43 cm (Siemens, Germany).

Meritev pri mamografskih preiskavah na pacientih žal nismo mogli opraviti, saj slikanja povečav pri mamografiji v Zdravstvenem domu Ljubljana ne izvajajo v zadostnem obsegu. Za dovoljenje za te meritve smo zaprosili Onkološki inštitut Ljubljana, vendar potrebnega soglasja v roku, ki bi nam omogočil pravočasno izvedbo meritev, žal nismo uspeli pridobiti.

Tudi meritev doz na radiosenzibilne organe pri slikanju glave nismo mogli opraviti, ker v celotnem času raziskave na to slikanje ni bil napoten niti en pacient. Vzrok je v tem, da klasično slikanje glave nadomešča računalniška tomografija glave, ki poleg skeletne strukture prikaže tudi mehka tkiva, zato je diagnostična uporabnost slik širša. Klasično rentgensko slikanje glave se v večjem obsegu opravlja v urgentni diagnostiki, vendar se nam zaradi težkega zdravstvenega stanja pacientov raziskave tam ni zdelo primerno izvajati.

V raziskavo je bilo vključenih 370 pacientov, ki so bili napoteni na rentgensko slikanje prsnih organov, vratne hrbtenice, medenice, roke in kolena. Vse smo predhodno seznanili s potekom raziskave in od njih pridobil podpisano izjavo o privolitvi na sodelovanje v raziskavi (vzorec v prilogi F). 5 pacientov je sodelovanje zavrnilo. Porazdelitev pacientov po preiskavah je bila sledeča:

- Doze pri slikanju prsnih organov smo merili na 70 pacientih, od tega pri 50 absorbirano dozo na debelo črevo in pri 20 dozo na testise.
- Meritve pri slikanju vratne hrbtenice smo opravili na 110 pacientih. Pri 50 smo merili dozo na pljuča, pri 40 na dojke, pri 10 na debelo črevo in pri 10 dozo na testise.
- Meritve pri slikanju medenice smo izvedli na 110 pacientih. Pri 50 smo merili dozo na pljuča, pri 50 na debelo črevo in pri 10 na dojke.
- Doze pri slikanju roke smo merili na 40 pacientih. Pri 10 smo merili dozo na pljuča, pri 10 na dojke, pri 10 na debelo črevo in pri 10 na testise.
- Meritve pri slikanju kolena smo izvedli na 40 pacientih. Pri 10 smo merili dozo na pljuča, pri 10 na dojke, pri 10 na debelo črevo in pri 10 na testise.

Število pacientov za posamezno meritev smo izbrali na podlagi potreb za izdelavo statističnih testov in rezultatov, pridobljenih z meritvami na fantomu. Pri preiskavah, pri katerih smo na podlagi meritev na fantomu pričakovali velike razlike med meritvami z in brez OVO, in sklepali na znaten učinek uporabe OVO, smo izbrali večji vzorec pacientov, ki bo omogočil natančnejšo opredelitev vpliva uporabe OVO. Pri preiskavah, kjer smo na podlagi meritev na fantomu sklepali na majhen vpliv uporabe OVO oziroma samo po sebi nizko izpostavljenost izbranega organa pri dani preiskavi, pa smo izbrali manjši vzorec pacientov, saj v teh primerih meritve niso bile namenjene natančni opredelitvi vpliva uporabe OVO, temveč okvirni potrditvi rezultatov, pridobljenih na fantomu.

Paciente smo razdelili v dve enako veliki skupini. Pacienti v prvi skupini so bili slikani brez uporabe OVO, pacienti v drugi pa z OVO, ki je prekrivala dozimeter. V primerih, ko je protokol slikanja v ustanovi narekoval uporabo OVO, smo v prvi skupini pacientov dozimeter prilepili na površino OVO. V teh primerih smo vrednost brez uporabe OVO izračunali kot vsoto meritve nad OVO in meritve pod OVO, kar smo na podlagi meritev na fantomu določili kot najbolj smiseln pristop. Ta način določanja doze brez OVO

seveda prispeva k večji napaki, kar smo upoštevali pri analizi rezultatov. Postavitev dozimetra nad OVO smo uporabili pri meritvah doze na testisih pri slikanju prsnih organov, vratne hrbtenice, kolena in dlani. V vseh primerih smo postavitev dozimetra, ki je bila pri meritvah na pacientih enaka kot pri meritvah na fantomu po privolitvi pacienta opravili sami.

Za vsakega pacienta smo izmerili produkt doze in površine (DAP) ter beležili višino in maso, iz katerih smo izračunali indeks telesne mase (ITM). Za vsako kombinacijo preiskave in radiosenzibilnega organa smo skupini pacientov z in brez OVO med seboj primerjali glede na porazdelitev po ITM in po DAP. Za verodostojnost rezultatov je bilo namreč potrebno zagotoviti, da med skupinama ne bo statistično značilnih razlik v uporabljeni količini sevanja, ki bi lahko vplivala na izmerjeno dozo na izbran radiosenzibilni organ. Na podlagi literature (Frank et al., 2007) smo sklepali, da večji ITM lahko pomeni večjo izpostavljenost ionizirajočemu sevanju, kar se odraža kot večji DAP, in posledično večjo količino sipanega sevanja, kar se lahko odraža kot višja doza na mestu meritve. Drugih dejavnikov, ki bi lahko sistematično vplivali na razliko v meritvah med obema skupinama, v okviru raziskave nismo opredelili. Če med skupinama ne bo statistično značilnih razlik v porazdelitvi ITM in DAP, sklepamo, da so morebitne razlike med meritvami doz na radiosenzibilne organe posledica uporabe OVO.

Pacienti so na preiskave hodili naključno, za dodatno naključnost smo pa poskrbeli tako, da smo vsakega lihega pacienta slikali brez, vsakega sodega pa z uporabo OVO.

3.4 Analiza rezultatov

Za obdelavo rezultatov testiranja merilne opreme, meritev na fantomu in pacientih smo uporabili osnovne statistične teste (povprečje in standardna napaka). Za izvedbo teh testov in analitične statistike smo uporabili program IBM SPSS Statistics 22.

Pri meritvah na fantomu smo ocenili le napako meritve, in sicer tako, da smo po vsaki ekspoziciji fantom premaknili in ponovno postavili v pravilen položaj ter dozimeter odstranili s fantoma in ga ponovno pritrdili na fantom. S tem smo vključili tudi napako zaradi nastavitve pacienta in dozimetra in ne samo odstopanja kot posledice končne ponovljivosti rentgenskega aparata in dozimetra.

Pri meritvah na pacientih smo opravil še dodatne statistične teste, pred izvedbo katerih smo izvedli Kolmogorov-Smirnov test, s katerim smo preverili normalno porazdelitev vzorca. Za vsako kombinacijo preiskave in radiosenzibilnega organa je en vzorec predstavljala skupina pacientov brez, drug pa skupina z uporabo OVO. Če je bil vzorec normalno porazdeljen, smo za statistični test izbrali dvostranski t-test za neodvisne vzorce, če pa ni bil, smo uporabili neparametrični Mann-Whitney U preizkus. V primeru, da je bila velikost vzorca manjša od 20 in je test pokazal normalno porazdelitev, smo zaradi majhnega vzorca vseeno izbrali neparametrični Mann-Whitney U test. Rezultate smo prikazali v obliki tabel in diagramov. Pri preverjanju domnev smo upoštevali običajno stopnjo tveganja 5 %. Ker meritve na pacientih niso nujno normalno porazdeljene, smo rezultate podajali z več relevantnimi parametri. Tako smo v tabelah podajali povprečne vrednosti in mediano, standardni odklon ter minimalno in maksimalno vrednost. V opisu posameznih rezultatov smo podajali povprečne vrednosti in standardni odklon ter absolutne in relativne razlike med povprečnimi vrednostmi meritev brez uporabe OVO in meritev pod OVO. Grafično smo rezultate meritev predstavili na grafih z ročaji, kjer so prikazani mediana, prvi in tretji kvartil ter minimalna in maksimalna vrednost, ki sta predstavljeni z ročaji. Če pa posamezna vrednost odstopa več kot za 1,5-kratnik medkvartilne razdalje, pa je ta vrednost prikazana osamelec.

V raziskavi smo se osredotočili na relativne vrednosti znižanja doze ionizirajočega sevanja zaradi uporabe OVO, ki jo prejmejo izbrani radiosenzitivni organi pri izbranih

preiskavah. Izmerjene absolutne vrednosti absorbiranih doz, ki jih bomo navajali, je primerneje obravnavati kot grobo oceno vrednosti, saj so odvisne od dejanskega protokola slikanja ter od anatomskih značilnosti posameznega pacienta. Ker so protokoli v raziskavi izbrani v skladu s priporočili, pa domnevamo, da izmerjene vrednosti relativno dobro odražajo okvirne vrednosti absorbirane doze na izbranih mestih v običajnih kliničnih pogojih. Vse meritve pa predstavljajo le oceno doze, absorbirane v izbranem radiosenzibilnem organu. Pri vseh meritvah je bil namreč dozimeter postavljen na površino pacienta ali fantoma v bližino radiosenzibilnega organa, saj dozimetra ni bilo mogoče vstaviti v pacienta oziroma v fantom.

Napaka meritve je bila pri meritvah na fantomu in na pacientih določena kot standardna napaka povprečja. Absolutno napako zaradi kalibracije dozimetra, ki po podatkih proizvajalca (Unfors, 2012) znaša 6 %, smo zanemarili, saj gre za sistematično napako, v delu pa se posvečamo predvsem relativnim spremembam zaradi uporabe OVO, na katere sistematična napaka kalibracije dozimetra ne vpliva.

Kot je opisano v poglavju 4.1.1, smo pri študiji linearnosti odziva dozimetra od doze ugotovili odstopanje od linearnosti pri kratkih ekspozicijskih časih, ki vplivajo na rezultate meritev pri preiskavah, pri katerih so bili uporabljeni kratki ekspozicijski časi (slikanje dlani v obeh projekcijah in slikanje prsnih organov v PA projekciji). Kot je opisano v poglavju 4.1.1, smo zaradi tega vpliva meritve pri ekspozicijskih časih pod 10 ms opremili z dodatno 10 % napako, v kvadratu prišteto napaki iz ostalih virov.

Napako pri izračunu absolutne in relativne spremembe izmerjene doze zaradi uporabe OVO smo določili iz napak meritev doze brez OVO in pod OVO z upoštevanjem standardnih pravil za propagacijo napake kot:

$$\text{Napaka absolutne razlike: } \sigma_{A-B} = \sqrt{\sigma_A^2 + \sigma_B^2}$$

$$\text{Napaka relativne razlike: } \sigma_{(A-B)/A} = \sigma_{1-B/A} = \frac{B}{A}\sqrt{\left(\frac{\sigma_A}{A}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_B}{B}\right)^2},$$

kjer A predstavlja meritev doze brez OVO in B predstavljata meritev pod OVO, σ_A in σ_B pa pripadajoči napaki (standardni odklon) meritve. Pri izračunu napake smo privzeli, da so rezultati normalno porazdeljeni, čeprav pri meritvah na pacientih pri uporabljenih vzorcih to zaradi omejenega števila meritev ne drži. Zato podane napake predstavljajo le oceno napake na podanih vrednostih, medtem ko je statistična značilnost učinka uporabe OVO, ki predstavlja ključni rezultat moje raziskave, določena z ustreznimi statističnimi metodami.

Pri meritvah na pacientih, pri katerih meritev brez uporabe OVO nismo mogli izvesti (meritve doz na testisih), smo, kot že opisano, dozo brez OVO izračunali iz vsote meritve pod OVO in meritve nad OVO. Dodatno napako, ki izvira iz uporabljenega pristopa, smo ocenili iz meritev na fantomu, kjer smo izvedli vse tri meritve, torej brez OVO, pod OVO in nad OVO. Natančnejša analiza tega vira napake je podana v poglavju 4.2.7. Ker doze na testise brez uporabe OVO nismo merili, temveč smo jo izračunali, statistične značilnosti razlike med porazdelitvijo brez OVO in pod OVO nismo mogli ovrednotiti s prej omenjenimi statističnimi testi. Zato smo primerjali interval izmerjene doze pod OVO, določen s povprečno vrednostjo in standardno napako povprečja, z intervalom doze brez OVO, določen z izračunano povprečno vrednostjo in ocenjenim standardnim odklonom. Če se intervala nista pokrivala, smo razliko obravnavali kot statistično značilno različno, saj standardna napaka povprečja predstavlja 95 % verjetnost, da se vrednost povprečja nahaja znotraj navedenega intervala. Pri izračunani vrednosti doze nad OVO, pri kateri

porazdelitve nismo poznali, pa smo napako konzervativno ocenili na podlagi standardnega odklona in napake metodologije, ocenjene, kot je opisano v poglavju 4.2.7. Ker je bila doza brez OVO ocenjena kot vsota doze pod OVO in doze nad OVO, lahko privzamemo tudi, da je razlika med dozo brez OVO in dozo pod OVO statistično značilna, kadar se porazdelitev doze nad OVO statistično značilno razlikuje od 0. Zato smo z neparametričnim Wilcoxonovim testom za en vzorec ovrednotili tudi izmerjeno dozo nad OVO. V kolikor sta rezultata obeh opisanih testov pokazala statistično značilno odstopanje, smo zaključili, da je vpliv uporabe OVO pri ščitenju testisov statistično značilen.

4 Rezultati

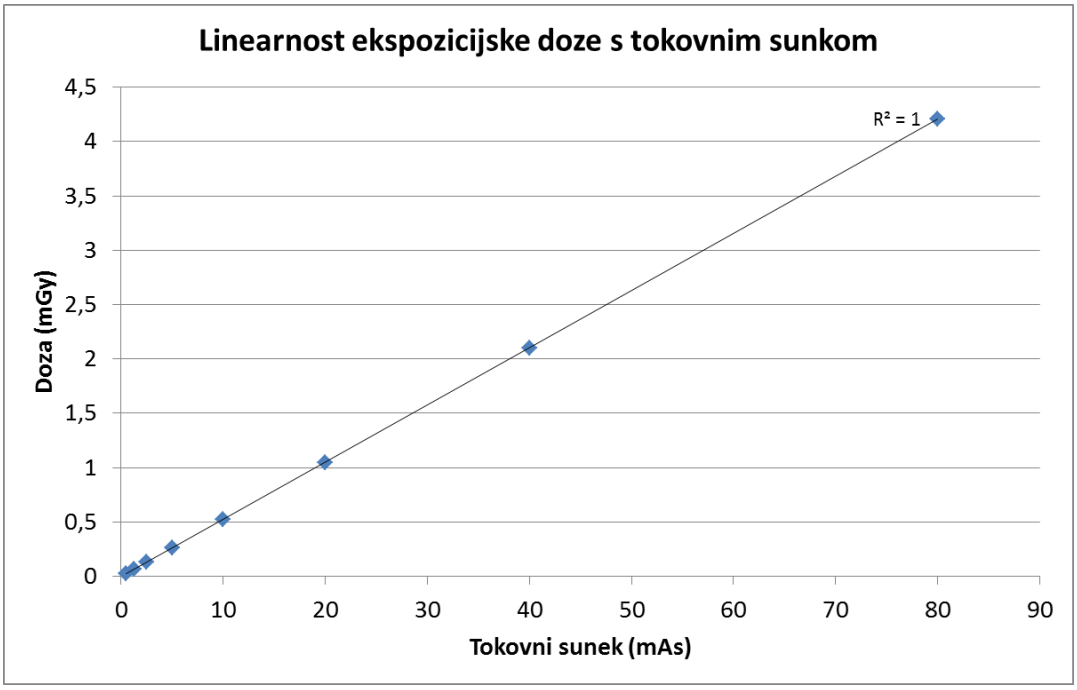
V prvem delu bomo podrobno predstavili rezultate testiranja dozimetra in njegove primernosti za uporabo v raziskavi. V drugem delu bomo predstavili rezultate meritev na fantomu in v tretjem rezultate meritev na pacientih.

4.1 Testiranja merilne opreme

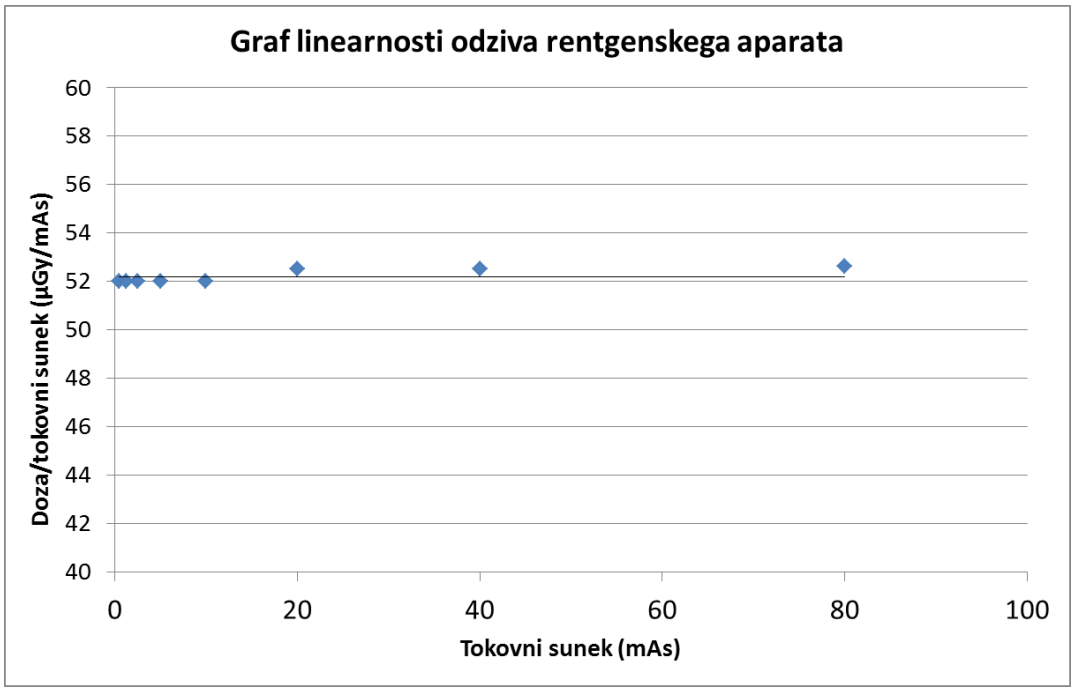
Pri testiranju merilne opreme smo skupno naredili 1428 meritev, s katerimi smo želeli preveriti ustreznost izbranega dozimetra. Preverjali smo linearnost odziva dozimetra od prejete doze pri različnih anodnih napetostih ter kotno odvisnost dozimetra v vzdolžni in prečni smeri, obe prav tako pri različnih anodnih napetostih.

4.1.1 Linearnost odziva dozimetra

Izhodišče za preverjanje linearnosti odziva izbranega elektronskega dozimetra EDD 30 je bila meritev linearnosti povezave med izmerjeno dozo rentgenskega aparata, s katerim smo obsevali dozimeter, in izbranim tokovnim sunkom. Rezultati so v grafični obliki prikazani na slikah 9 (odvisnost doze od tokovnega sunka) in 10 (odvisnost specifične doze od tokovnega sunka). Rezultati potrjujejo pravilno delovanje uporabljenega rentgenskega aparata in zagotavljajo, da bodo pri testiranju dozimetrov izsevane doze in posledično doze na detektorju linearno odvisne od izbranega tokovnega sunka, kar omogoča zanesljive relativne meritve doze.



Slika 9: *Odvisnost doze od tokovnega sunka na rentgenskem aparatu, uporabljenem za testiranje linearnosti odziva elektronskega dozimetra.*

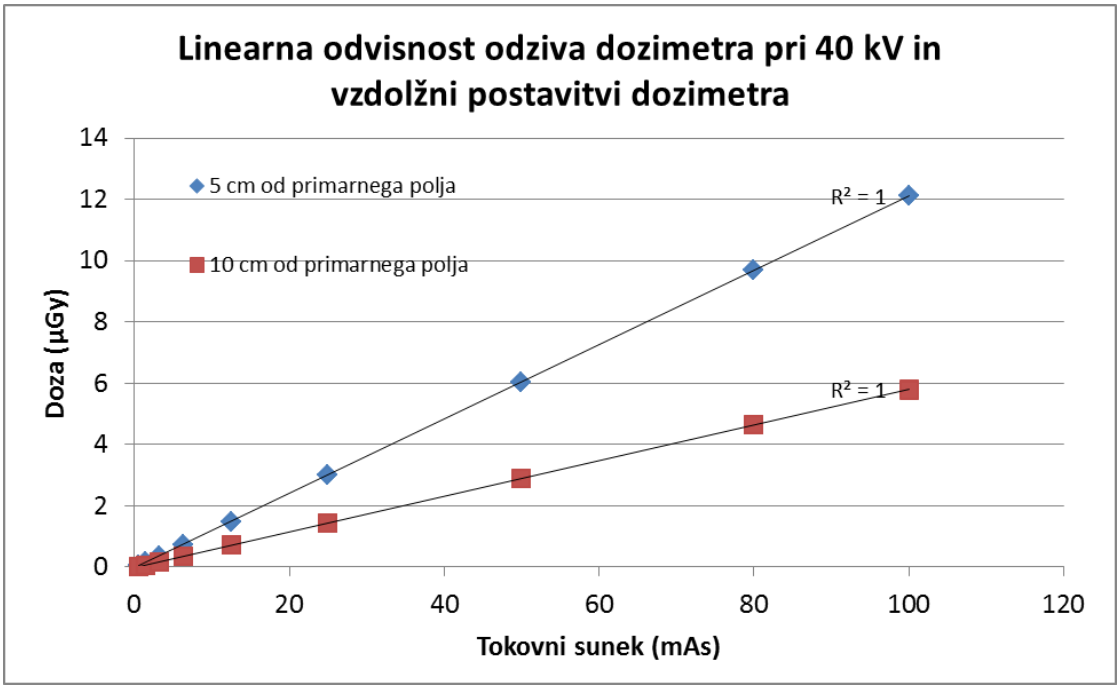


Slika 10: *Odvisnost specifične doze od tokovnega sunka.*

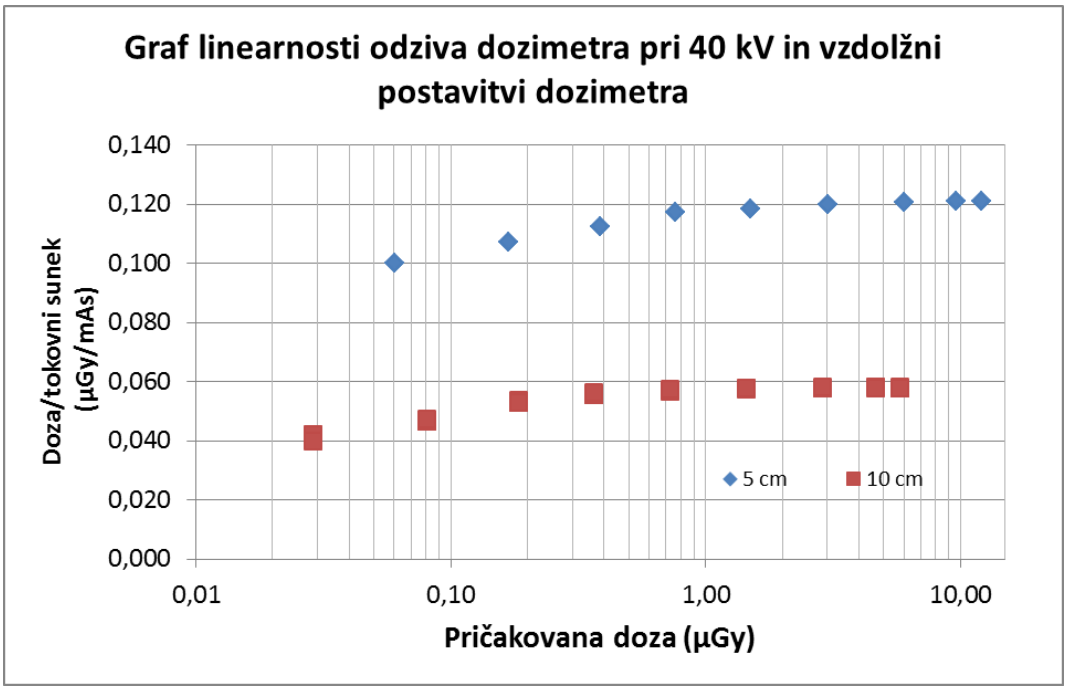
Dovoljeno odstopanje pri linearnosti ekspozicijske doze s tokovnim sunkom je 20 % od povprečja (Hiles et al., 2005; European commission, 2012). Na aparatu, ki smo ga uporabili za testiranje izbranega dozimetra, pa smo z meritvami ugotovili, da je bilo v izbranem območju najvišje odstopanje specifične doze od povprečja 0,8 %, kar za potrebe naše študije predstavlja zanemarljivo odstopanje.

Povprečni rezultati meritev linearnosti odziva izbranega dozimetra od prejete doze pri vzdolžni postavitvi pri treh različnih anodnih napetostih, 40 , 81 in 133 kV, za tokovne sunke od 0,5 do 100 mAs so predstavljeni za vsako anodno napetost posebej.

Povprečni rezultati meritev linearnosti odziva izbranega dozimetra pri vzdolžni postavitvi dozimetra in anodni napetosti 40 kV na razdaljah 5 in 10 cm so prikazani na slikah 11 in 12, in sicer kot odvisnost izmerjene doze od tokovnega sunka (slika 11) ter kot odvisnost specifične doze (razmerja med izmerjeno dozo in tokovnim sunkom) od pričakovane doze (slika 12). Pričakovano dozo smo izračunali iz povprečne vrednosti specifične doze v območju, kjer je bila odvisnost linearna. Zaradi relativno širokega območja doz, v katerem smo preverjali linearnost, drugi graf bolje prikazuje morebitna odstopanja od linearnosti pri nizkih dozah.



Slika 11: *Grafični prikaz linearnosti doze v odvisnosti od tokovnega sunka detektorja (vzdolžna postavitev) pri anodni napetosti 40 kV.*

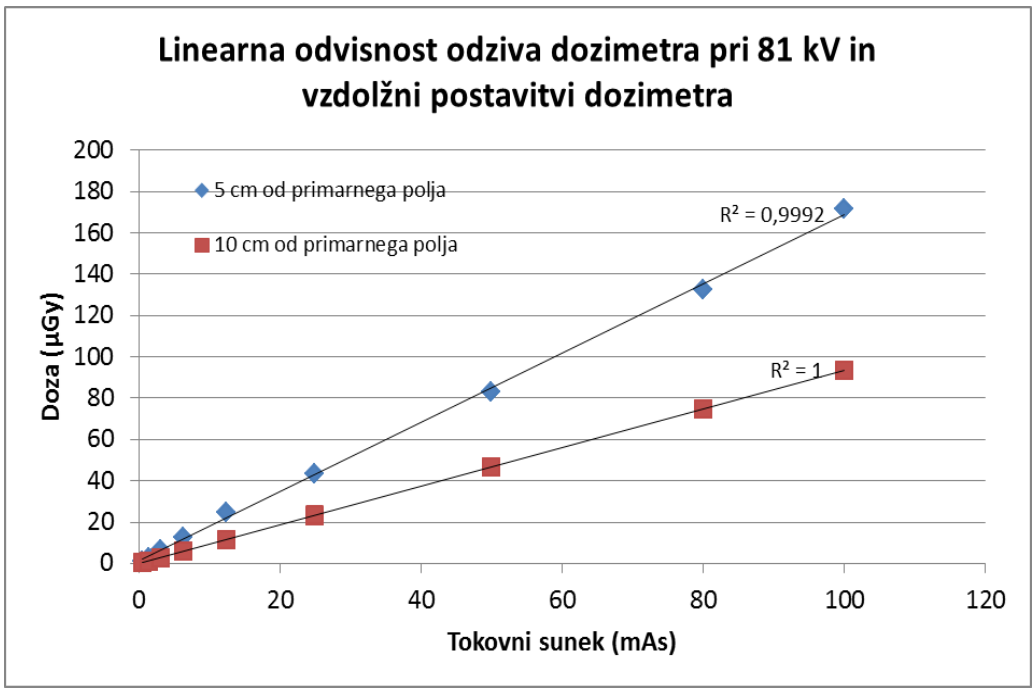


Slika 12: *Linearnosti odziva detektorja (vzdolžna postavitev) pri anodni napetosti 40 kV.*

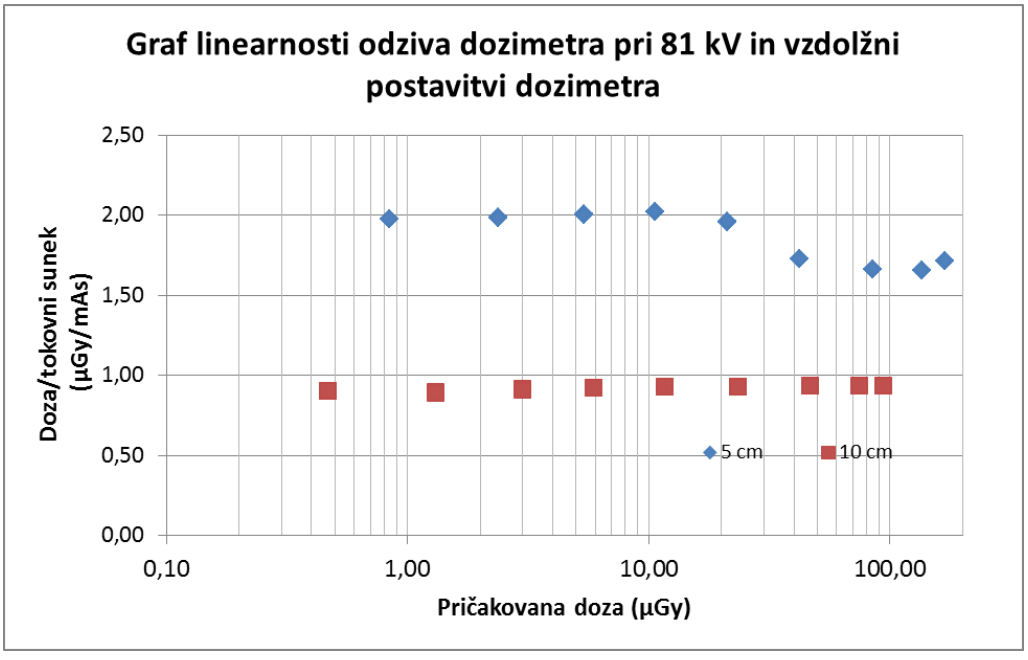
Prikazani rezultati kažejo, da je odziv elektronskega dozimetra pri vzdolžni postavitvi za anodno napetost 40 kV linearno odvisen od tokovnega sunka oziroma absorbirane doze za pričakovane doze od približno 1,5 µGy na razdalji 5 cm in od približno 0,7 µGy na razdalji 10 cm. V obeh primerih se odstopanja od linearnosti pojavijo pri tokovnih sunkih pod približno 12,5 mAs, kar ustreza ekspozicijskemu času približno 15 ms. Specifikacije proizvajalca (Unfors leaflet, 2012) navajajo, da je dozimeter primeren za ekspozicijske čase daljše od 10 ms. Tako lahko na podlagi dobljenih rezultatov zaključimo, da opaženo odstopanje od linearnosti ne predstavlja nelinearnosti v odzivu na absorbirano dozo, temveč odstopanje zaradi kratkih tokovnih sunkov. Opaženo odstopanje bomo pri

vrednotenju rezultatov upoštevali kot dodatno napako pri kratkih ekspozicijah.

Rezultati meritve linearnosti pri anodni napetosti 81 kV so prikazani na slikah 13 in 14. Iz rezultatov je razvidno, da je odziv dozimetra pri razdalji 10 cm linearen v celotnem vrednotenem območju doz (od približno 0,5 do približno 100 µGy) in torej tudi v celotnem področju izbranih dolžin tokovnih sunkov (od 2 do približno 230 ms). Pri meritvah na razdalji 5 cm od primarnega polja pa je odziv dozimetra linearen v območju doz od 1 do 25 µGy oziroma pri ekspozicijskih časih od 2 do 27 ms.

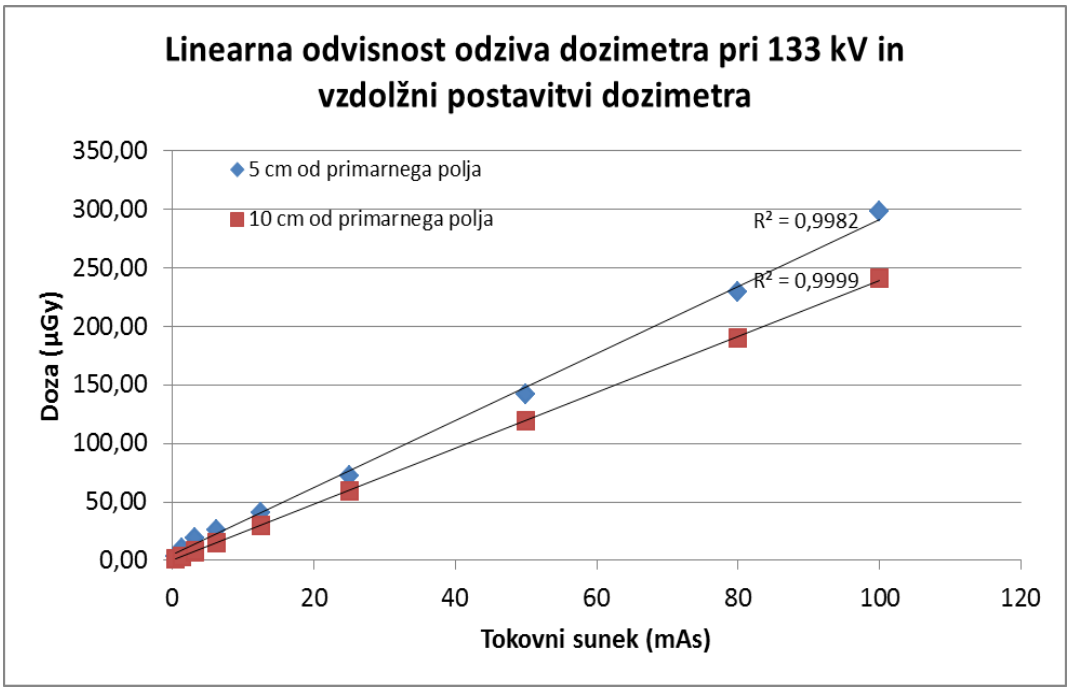


Slika 13: *Grafični prikaz linearnosti doze v odvisnosti od tokovnega sunka detektorja (vzdolžna postavitev) pri anodni napetosti 81 kV.*

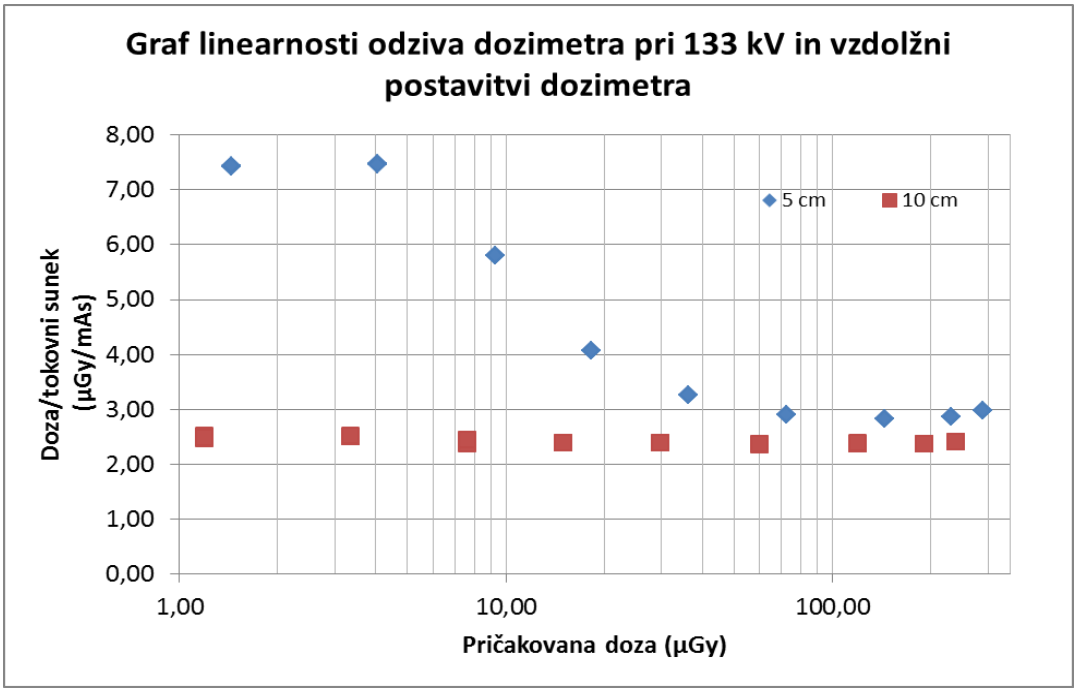


Slika 14: *Linearnosti odziva detektorja (vzdolžna postavitev) pri anodni napetosti 81 kV.*

Rezultati povprečnih meritev linearnosti doze pri anodni napetosti 133 kV in vzdolžni postavitvi dozimetra so prikazani na slikah 15 in 16. Tudi tu je pri meritvah na razdalji 10 cm odziv dozimetra linearen na celotnem vrednotenem območju, torej za doze od približno 1 do približno 250 µGy, oziroma za ekspozicijske čase med 2,5 in 390 ms. Pri meritvah na oddaljenosti 5 cm od primarnega polja pa se ponovno kažejo odstopanja od linearnosti pod tokovnim sunkom 12,5 mAs, ki mu ustreza ekspozicijski čas približno 23 ms.

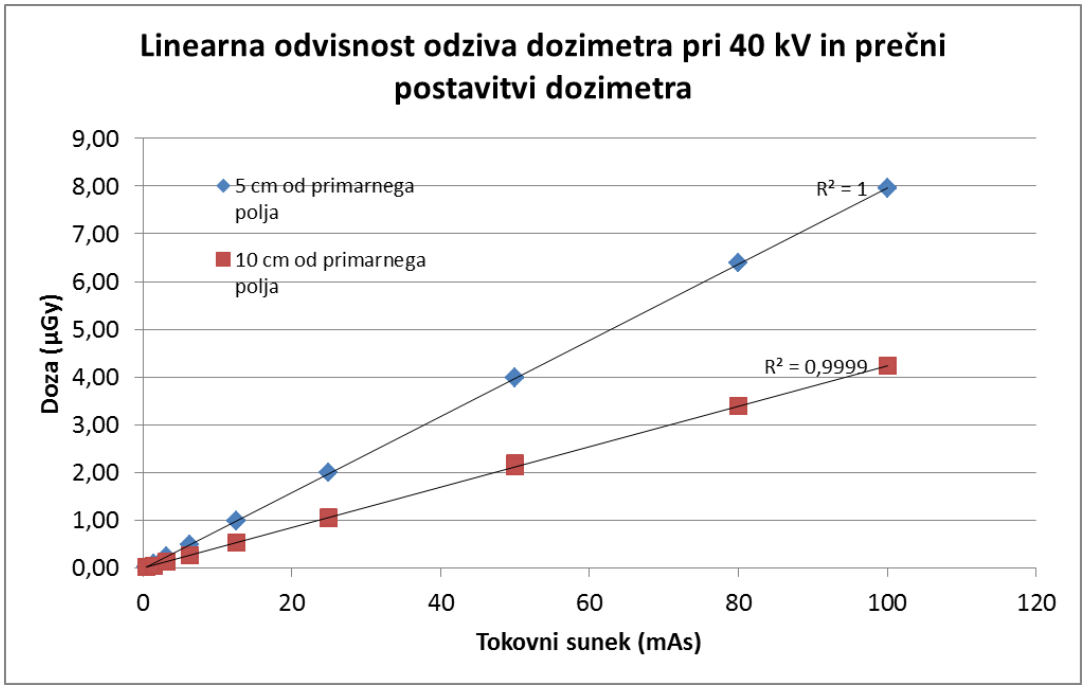


Slika 15: *Grafični prikaz linearnosti doze v odvisnosti od tokovnega sunka detektorja (vzdolžna postavitev) pri anodni napetosti 133 kV.*

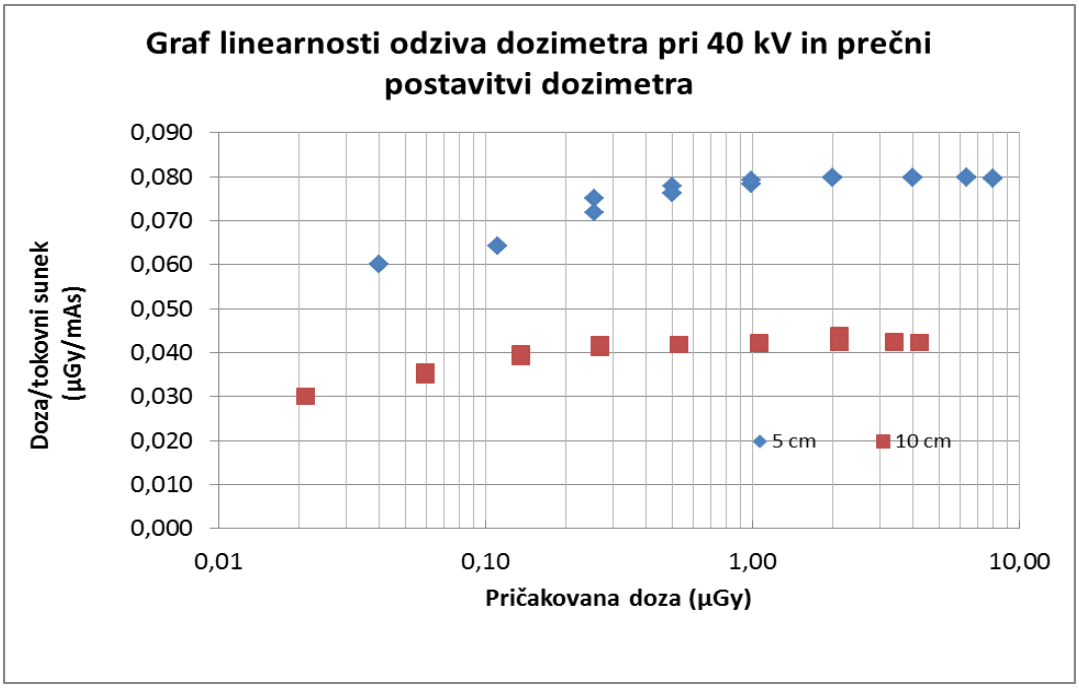


Slika 16: *Linearnosti odziva detektorja (vzdolžna postavitev) pri anodni napetosti 133 kV.*

Povprečni rezultati meritev linearnosti odziva izbranega dozimetra pri prečni postavitvi od primarnega polja in s tem od doze pri anodni napetosti 40 kV pri razdaljah 5 in 10 cm od primarnega polja so prikazani na slikah 17 in 18.



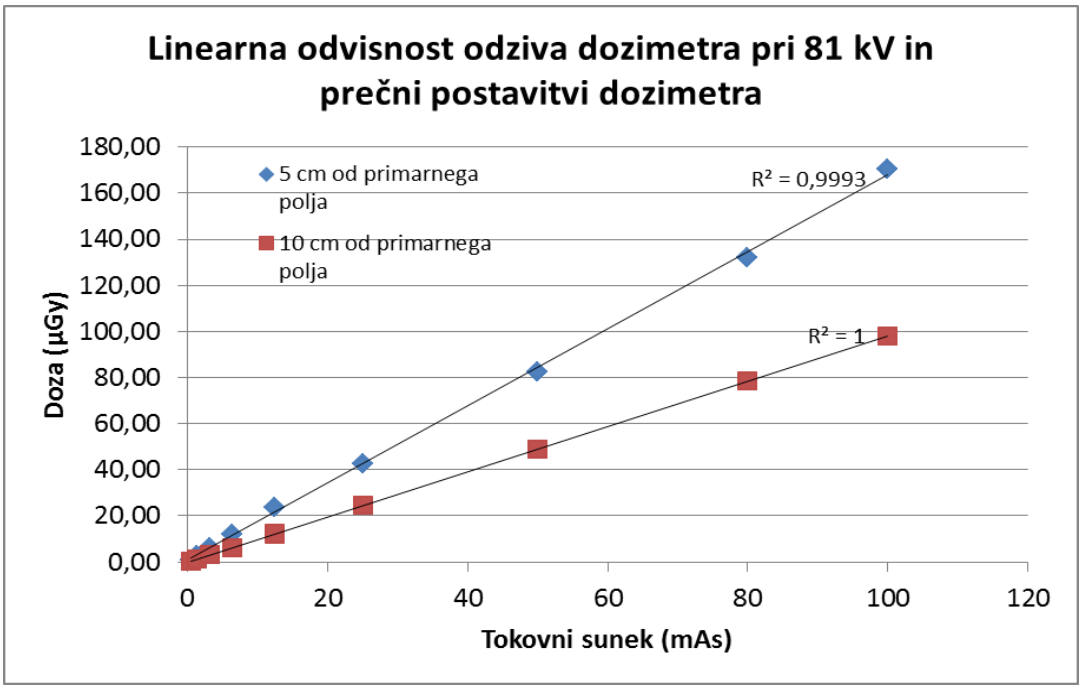
Slika 17: *Grafični prikaz linearnosti doze v odvisnosti od tokovnega sunka detektorja (prečna postavitev) pri anodni napetosti 40 kV.*



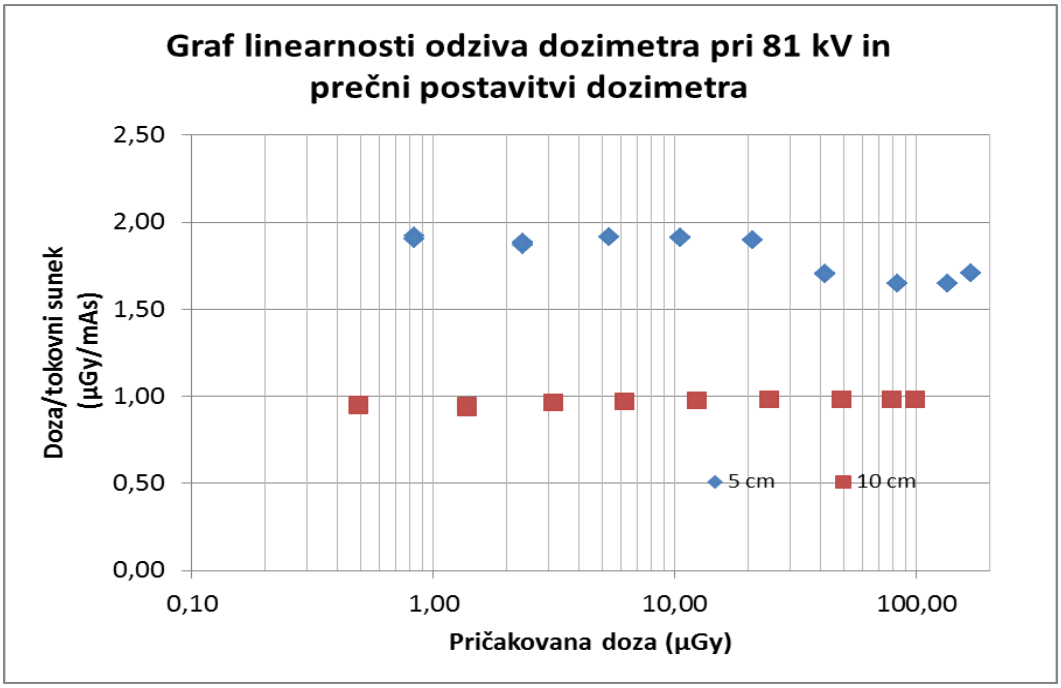
Slika 18: *Linearnosti odziva detektorja (prečna postavitev) pri anodni napetosti 40 kV.*

Prikazani rezultati kažejo, da tudi pri prečni postavitvi pride do odstopanj v linearnosti zaradi kratkih časov ekspozicij tako kot pri vzdolžni postavitvi dozimetra, pri čemer se odstopanja od linearnosti ponovno pojavijo pri tokovnih sunkih pod približno 12,5 mAs, ki jim ustreza ekspozicijski čas približno 25 ms.

Povprečni rezultati meritev linearnosti odziva izbranega dozimetra pri anodni napetosti 81 kV in prečni postavitvi dozimetra so prikazani na slikah 19 in 20. Ponovno lahko ugotovimo, da je pri razdalji 10 cm od primarnega polja odziv dozimetra v analiziranem razponu doze (od približno 0,5 do približno 100 µGy oziroma pri ekspozicijskih časih od 2 do 230 ms) linearen, pri razdalji 5 cm pa odziv dozimetra od linearnosti odstopa pri tokovnih sunkih pod 12,5 mAs oziroma časih ekspozicije pod približno 25 ms.



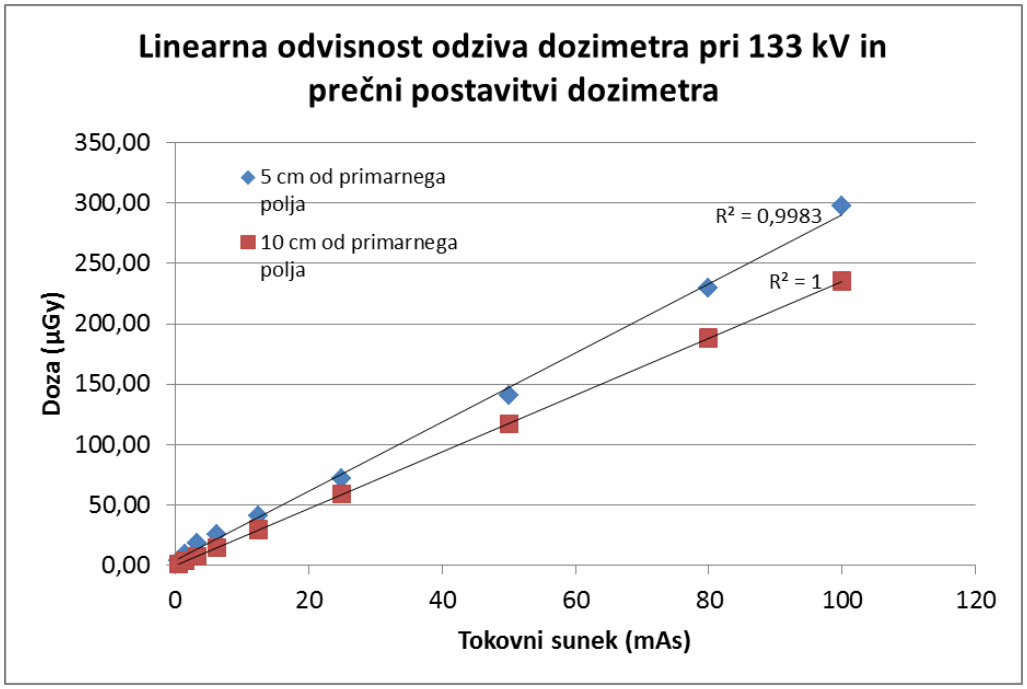
Slika 19: *Grafični prikaz linearnosti doze v odvisnosti od tokovnega sunka detektorja (prečna postavitev) pri anodni napetosti 81 kV.*



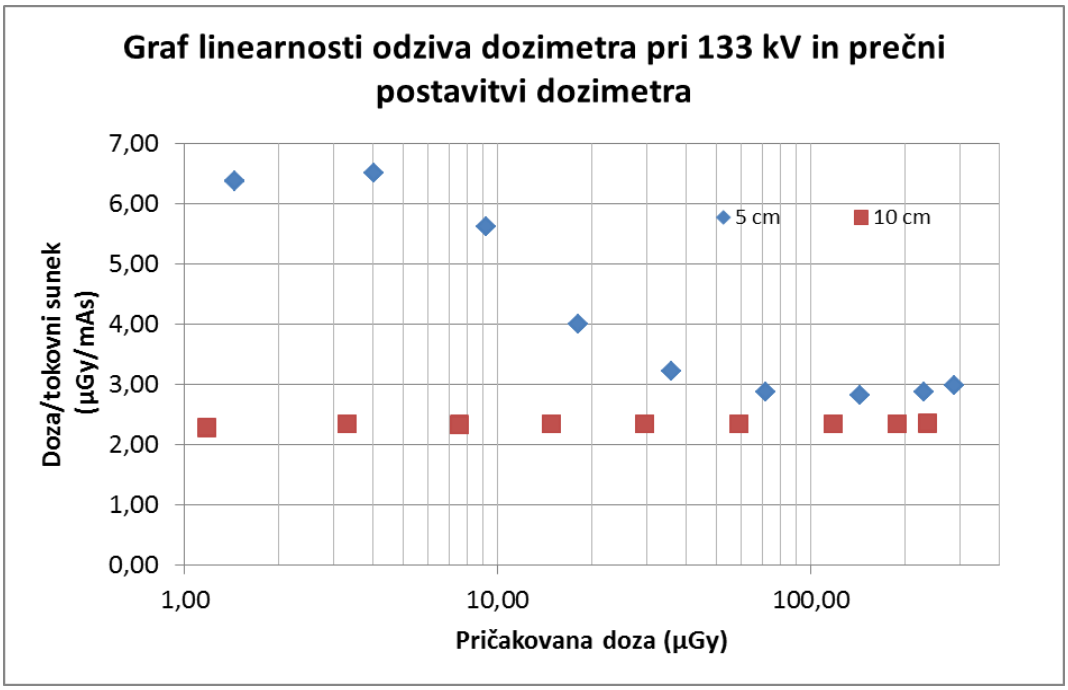
Slika 20: *Linearnosti odziva detektorja (prečna postavitev) pri anodni napetosti 81 kV.*

Rezultati meritev linearnosti odziva pri prečni postavitvi dozimetra pri anodni napetosti 133 kV so prikazani na slikah 21 in 22. Pri oddaljenosti 10 cm je ponovno

razviden linearen odziv dozimetra v celotnem območju meritev (doze od 1 do 235 µGy oziroma ekspozicijski časi med 2,5 in 390 ms), medtem ko se pri oddaljenosti 5 cm kažejo odstopanja od linearnosti pod tokovnim sunkom 12,5 mAs oziroma pulzih pod približno 45 ms. Rezultati pri prečni postavitvi se torej ujemajo z rezultati pri vzdolžni postavitvi dozimetra.



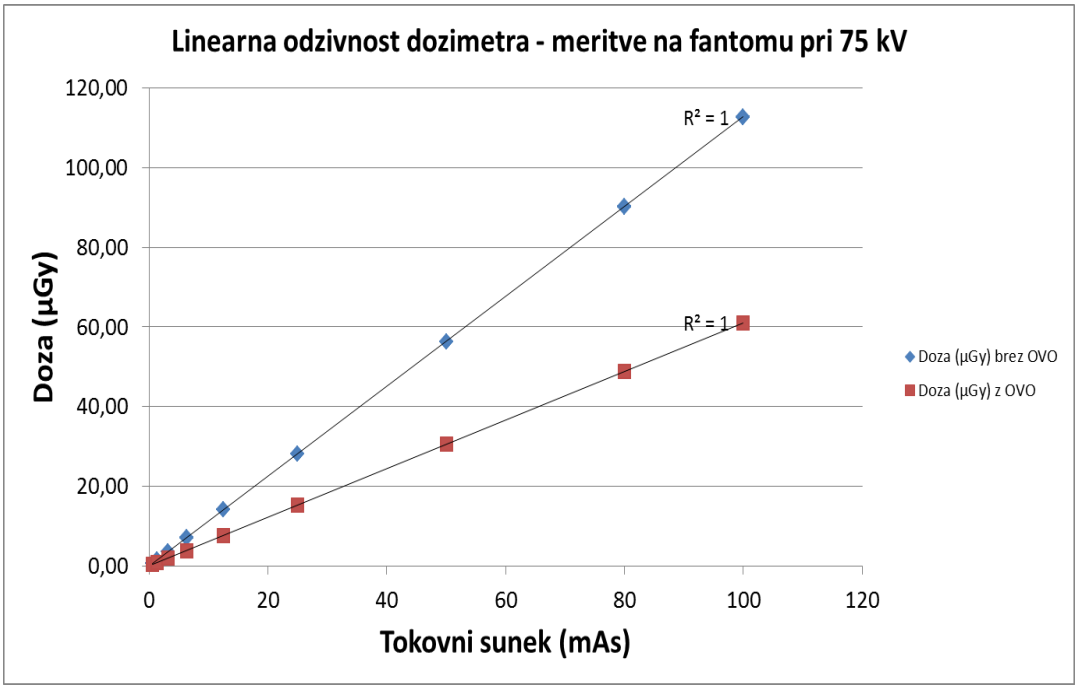
Slika 21: *Grafični prikaz linearnosti doze v odvisnosti od tokovnega sunka detektorja (prečna postavitev) pri anodni napetosti 133 kV.*



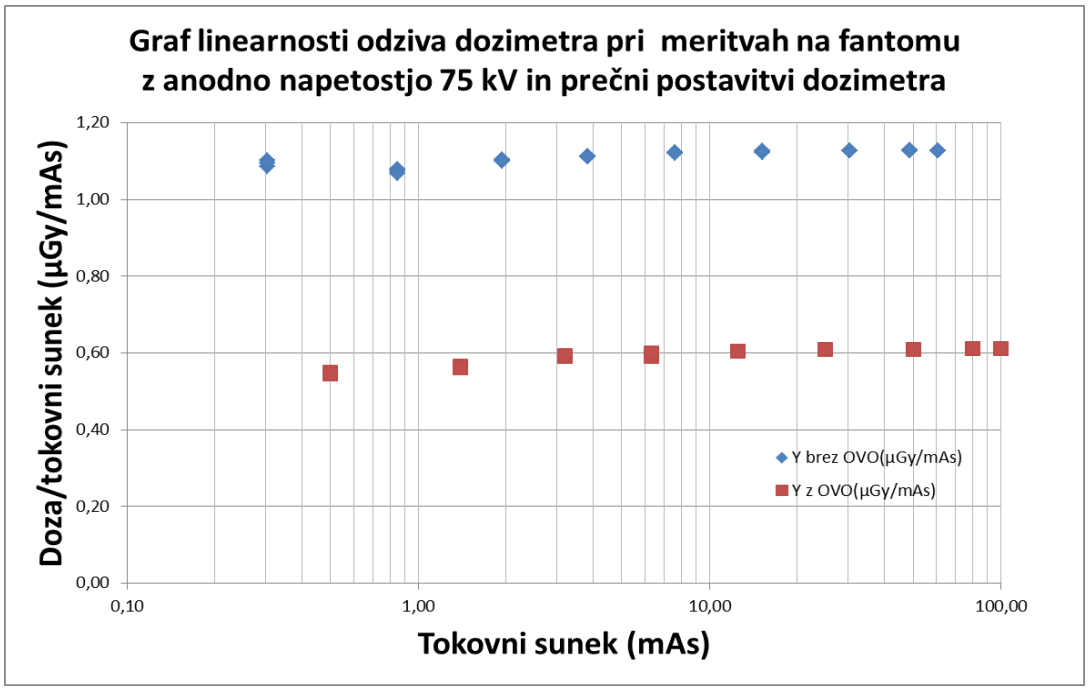
Slika 22: *Linearnosti odziva detektorja (prečna postavitev) pri anodni napetosti 133 kV.*

Da bi se čim bolj približali pogojem, v katerih so potekale dejanske meritve, smo

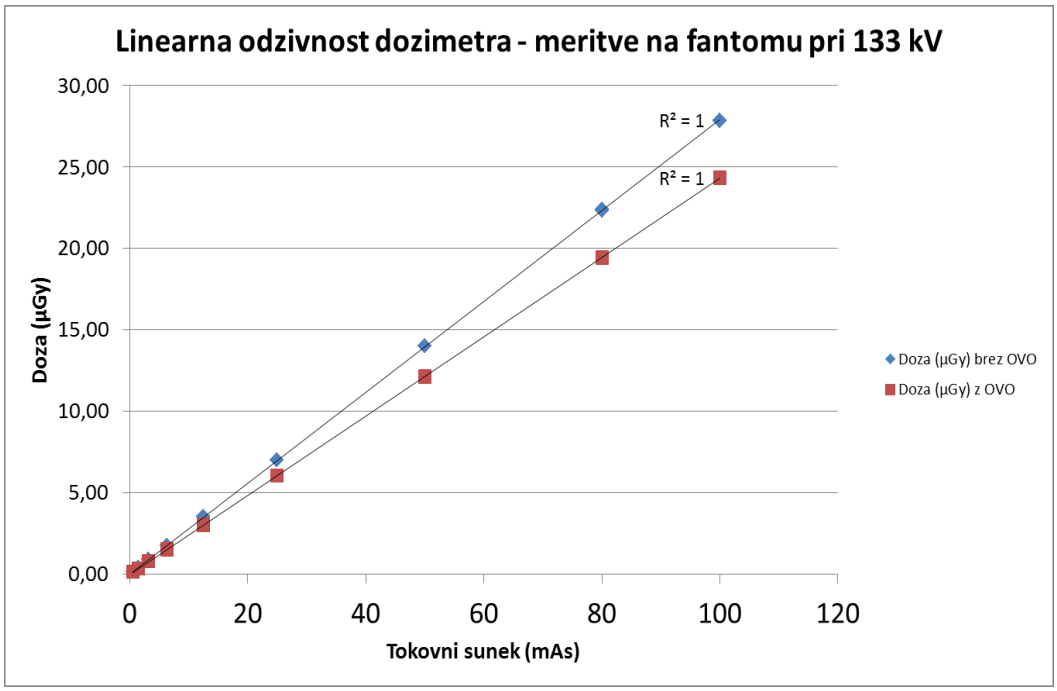
meritve linearnosti izvedli tudi na fantomu celega telesa PBU 60. Meritve smo izvedli z enako anodno napetostjo, kot smo jo uporabljali pri meritvah na fantomu in kasneje na pacientih. Prve smo izvedli pri anodni napetosti 75 kV, ki je bila uporabljena pri slikanju medenice, druge pa pri anodni napetosti 133kV, ki je bila uporabljena pri slikanju prsnih organov. V obeh primerih je bil dozimeter postavljen vzdolžno pod kotom 0°. Oddaljenost dozimetra od primarnega polja je pri slikanju medenice (pri anodni napetosti 75 kV) znašala 10 cm, pri slikanju prsnih organov (pri anodni napetosti 133 kV) pa 5 cm. Meritve linearnosti smo izvedli tako brez kot z uporabo OVO, razpon tokovnega sunka pa je bil enak kot pri prejšnjih testih (od 0,5 do 100 mAs). Rezultati meritev so prikazani na slikah od 23 do 26. Rezultati meritev linearnosti na antropomorfnem fantomu kažejo relativno majhna (pod 10 %) odstopanja od linearnosti, ki se tako kot pri meritvah na fantomu iz pleksi stekla pojavljajo pri nižjih tokovnih sunkih (pod nekaj ms).



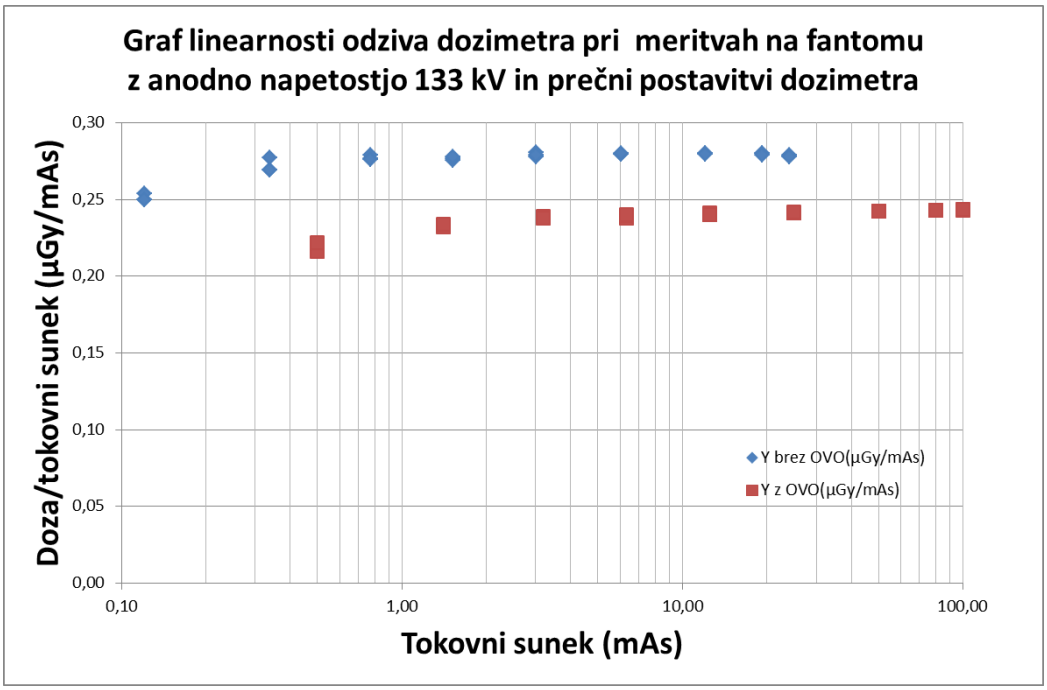
Slika 23: *Grafični prikaz linearnosti doze v odvisnosti od tokovnega sunka detektorja (prečna postavitev dozimetra) na fantomu celega telesa pri anodni napetosti 75 kV.*



Slika 24: *Linearnosti odziva detektorja (prečna postavitev) na fantomu celega telesa pri anodni napetosti 75 kV.*



Slika 25: *Grafični prikaz linearnosti doze v odvisnosti od tokovnega sunka detektorja (prečna postavitev dozimetra) na fantomu celega telesa pri anodni napetosti 133 kV.*



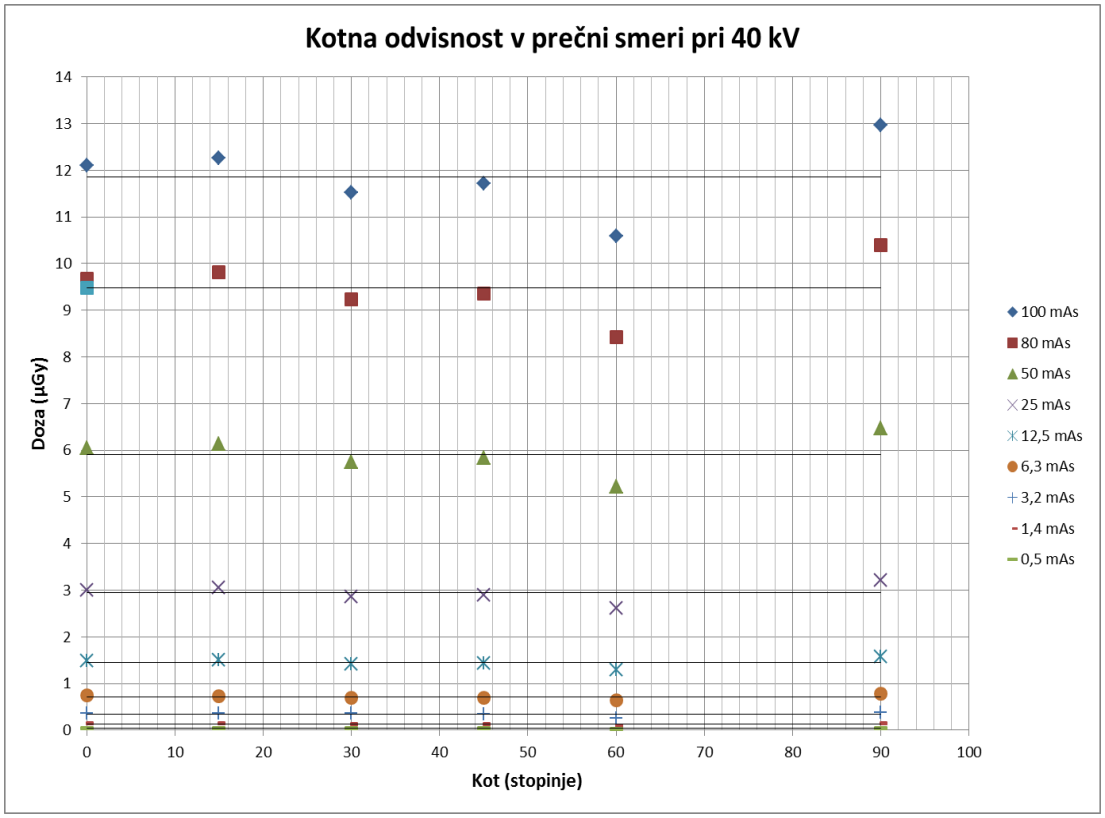
Slika 26: *Linearnosti odziva detektorja (prečna postavitev) na fantomu celega telesa pri anodni napetosti 133 kV.*

Na podlagi predstavljenih rezultatov preverjanja linearnosti odziva izbranega dozimetra ugotavljamo, da je odziv izbranega elektronskega dozimetra v območju doz nad približno 0,1 µGy za anodne napetosti od 40 do 81 kV, v katerem bomo izvajali večino meritev na fantomu in na pacientih, linearen. Ob tem smo ugotovili določena odstopanja od linearnosti za čase ekspozicije pod približno 12 ms. Ta so opaznejša pri postavitvi dozimetra na razdalji 5 cm od roba slikovnega polja, medtem ko so pri postavitvi dozimetra 10 cm od slikovnega polja opazna le pri anodni napetosti 40 kV. Na podlagi dobljenih rezultatov in ob upoštevanju specifikacij proizvajalca tako zaključujemo, da je odziv dozimetra od ekspozicijskih časov približno 10 ms zadovoljivo linearen. Pri krajših ekspozicijskih časih je odziv detektorja relativno nekonsistenten oziroma odvisen od številnih parametrov, zato bi bilo popravljanje rezultatov z ustrezno kalibracijsko funkcijo težko ali celo neizvedljivo. Poleg tega so opažena odstopanja od linearnosti pomembna pri relativno velikih spremembah ekspozicijskih časov (opozarjam na logaritemsko skalo na abscisi prikazanih grafov), medtem ko se ekspozicijski časi med primerljivimi skupinami (tj. skupinami brez in z OVO pri določeni preiskavi) niso bistveno razlikovali. Zato so absolutne vrednosti izmerjenih doz pri preiskavah, ki so bile izvedene s kratkimi ekspozicijskimi časi sicer obremenjene z dodatno napako, medtem ko ta vir napake nima pomembnega vpliva na relativne vrednosti izmerjenih doz, ki opredeljujejo vpliv uporabe OVO in na katere se naslanjajo zaključki naše raziskave. Tako zaključujemo, da je za namen moje raziskave odziv izbranega dozimetra sprejemljiv v celotnem obravnavanem področju.

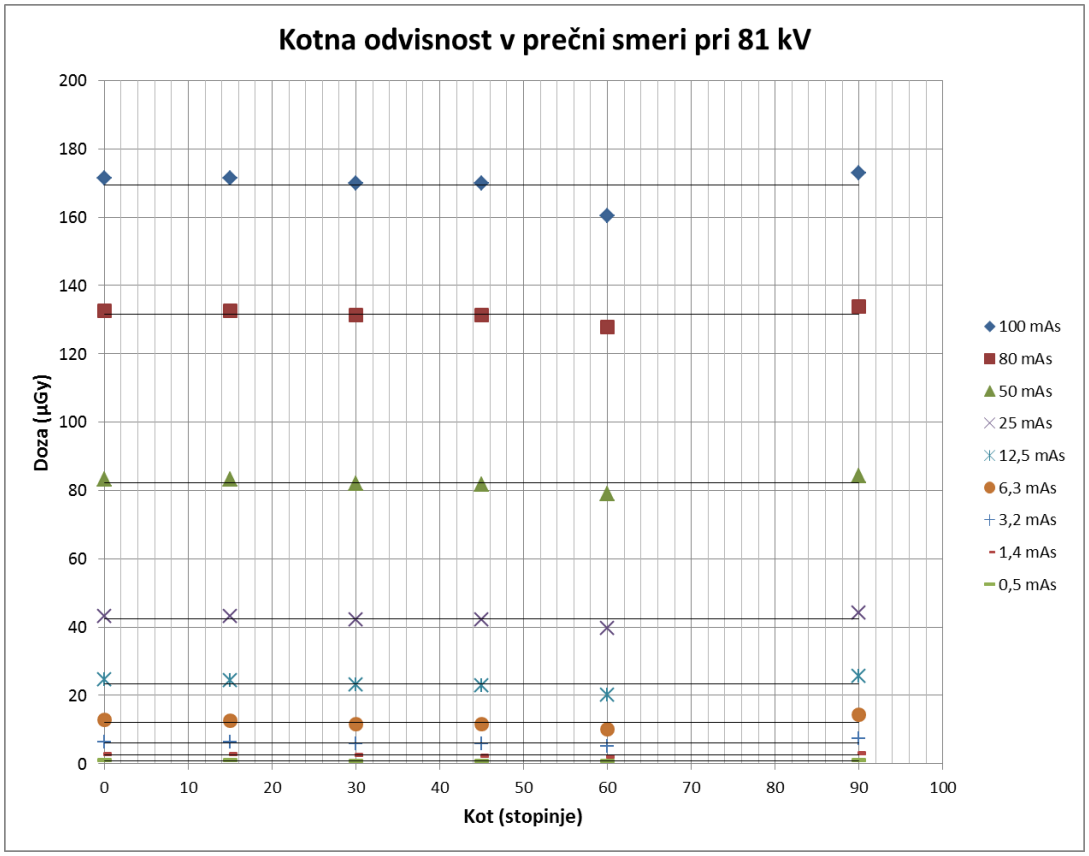
4.1.2 Kotna odvisnost dozimetra

Tako kot meritve linearnosti so povprečni rezultati meritev kotne odvisnosti za dozimeter EDD 30 predstavljene za tri različne anodne napetosti, 40, 81 in 133 kV in tokovne sunke od 0,5 do 100 mAs (0,5 mAs; 1,4 mAs; 3,2 mAs; 6,3 mAs; 12,5 mAs; 25 mAs; 50 mAs; 80 mAs; 100 mAs) (slike od 27 do 29). Meritve so bile izvedene od kota 0° do kota 90° v korakih po 15°. Meritve pri kotu 75° nismo opravljali, ker bodo koti pri meritvah na

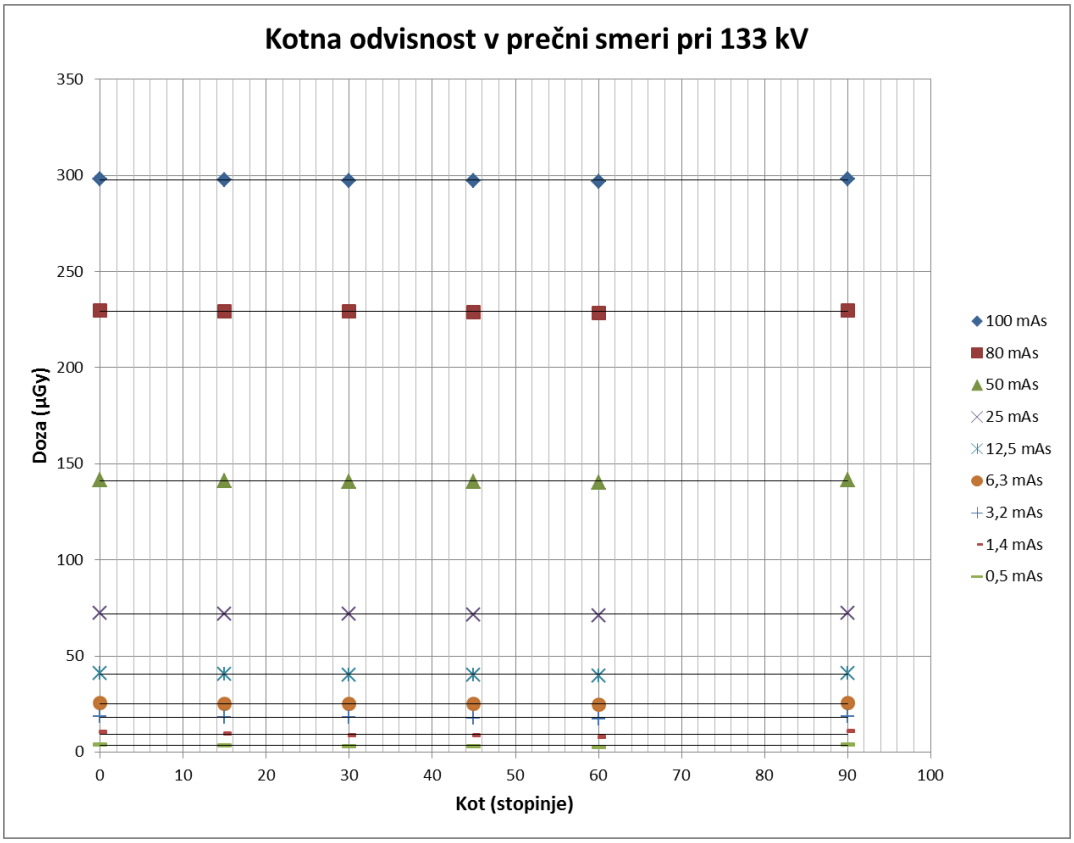
fantomu in na pacientih obsegali od kota 0° do največ 20°. Kot 0° je pomenil, da se je dozimeter nahajal pravokotno na primarni snop.



Slika 27: *Kotna odvisnost elektronskega dozimetra v prečni smeri pri anodni napetosti 40 kV.*



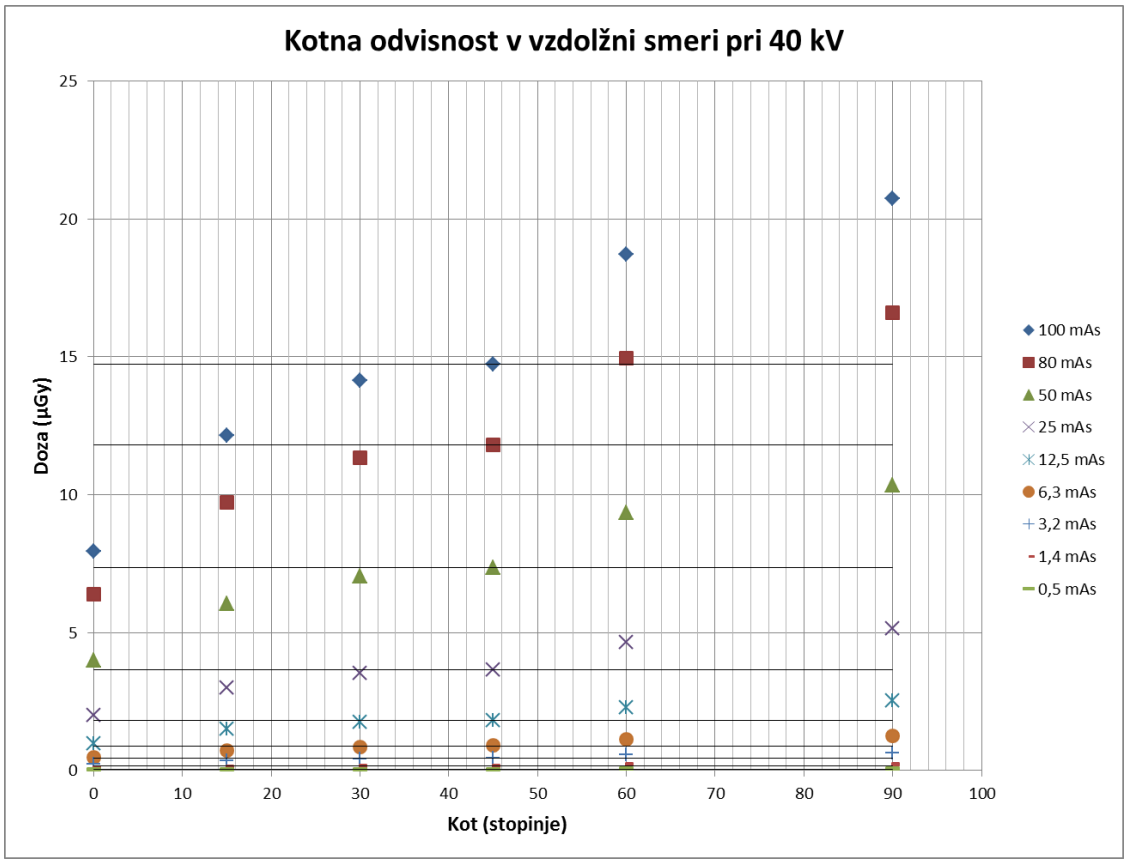
Slika 28: *Kotna odvisnost elektronskega dozimetra v prečni smeri pri anodni napetosti 81 kV.*



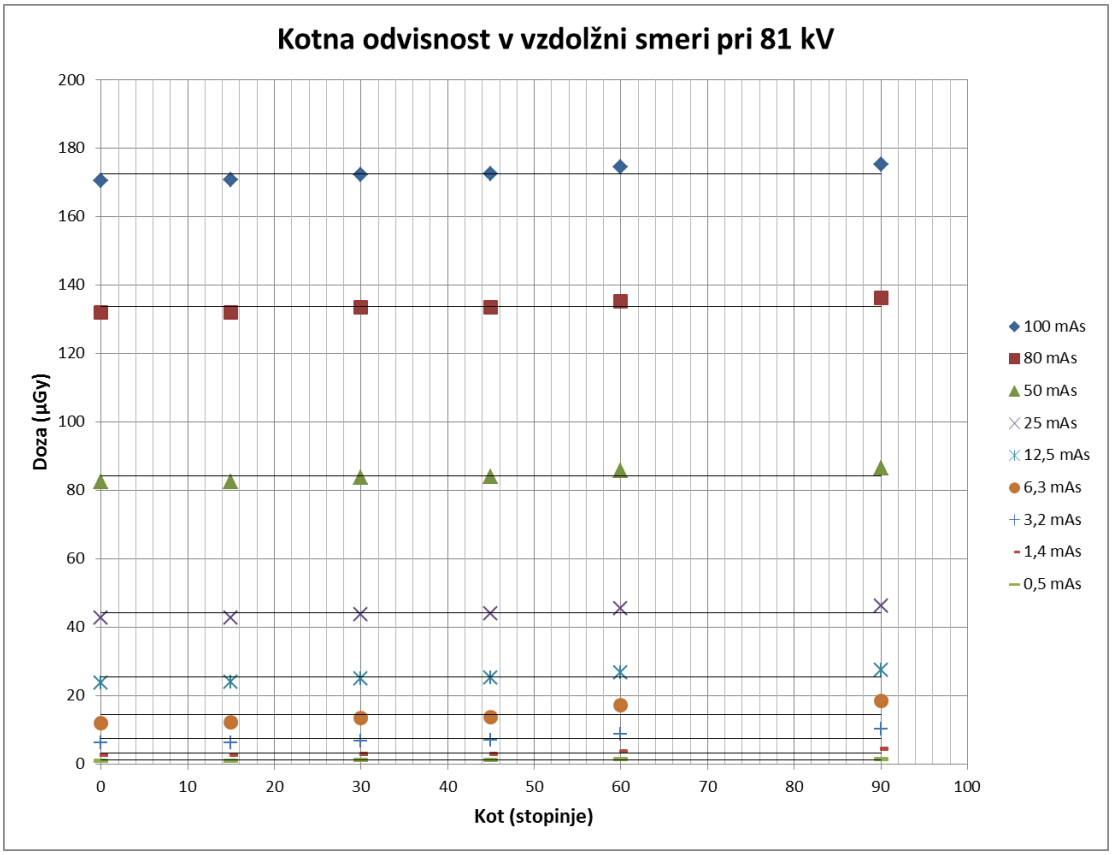
Slika 29: *Kotna odvisnost elektronskega dozimetra v prečni smeri pri anodni napetosti 133 kV.*

Prikazani rezultati odziva elektronskega dozimetra pri preverjanju kotne odvisnosti v prečni smeri prikazujejo minimalno odstopanje od kota 0° do kota 45° za uporabljene anodne napetosti (81 in 133 kV). Pri kotih nad 45° so odstopanja pri nižjih anodnih napetostih močneje izražena kot pri višjih in dosegajo do približno 30 %.

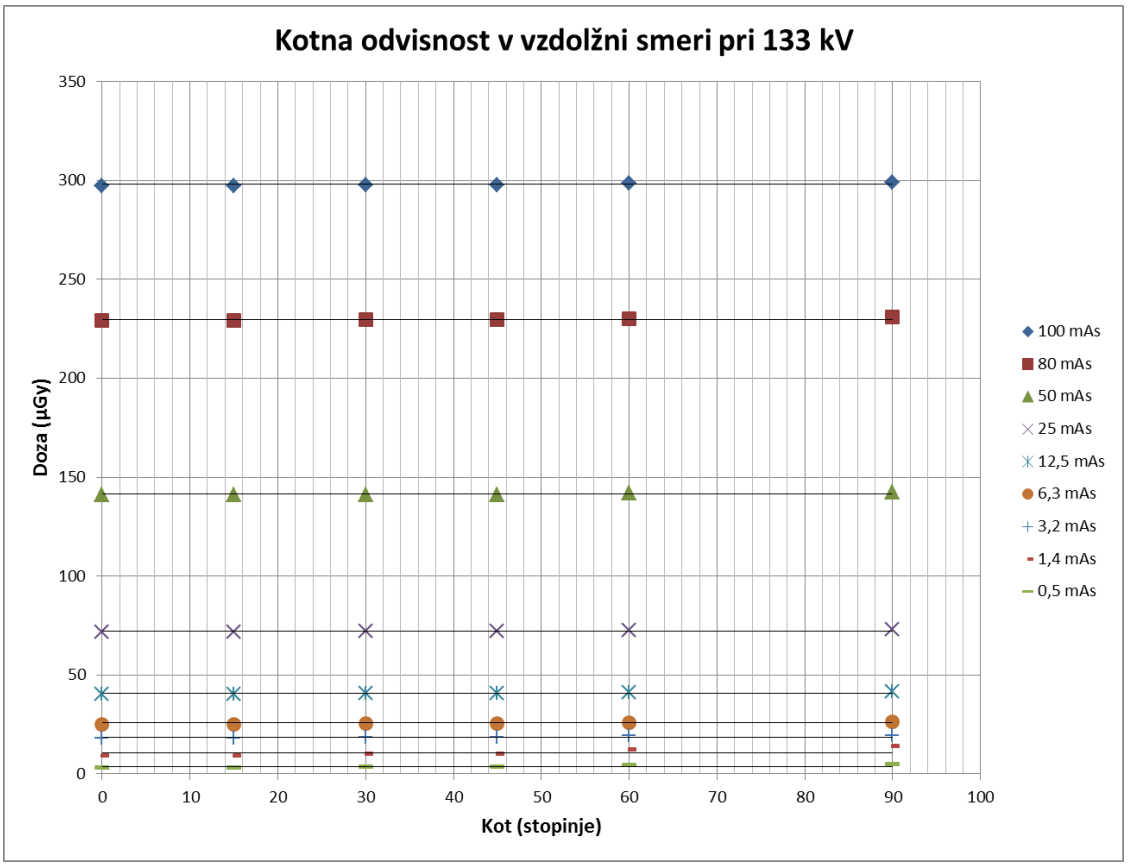
Meritev kotne odvisnosti v vzdolžni smeri je potekala na enak način in pri enakih parametrih kot pri preverjanju kotne odvisnosti v prečni smeri, z izjemo drugačne orientacije dozimetra. Rezultati so predstavljeni na slikah od 30 do 32. Kot pri prečni postavitvi dozimetra je tudi pri vzdolžni postavitvi največja odstopanja mogoče opaziti pri najnižji anodni napetosti (40 kV), kjer so opazna znatna odstopanja tudi pri nizkih kotih, in sicer do približno 50 %. Nasprotno je pri anodnih napetostih 81 in 133 kV kotna odvisnost v celotnem območju med 0° in 90° zelo šibko izražena.



Slika 30: *Kotna odvisnost elektronskega dozimetra v vzdolžni smeri pri anodni napetosti 40 kV.*



Slika 31: *Kotna odvisnost elektronskega dozimetra v vzdolžni smeri pri anodni napetosti 81 kV.*



Slika 32: *Kotna odvisnost elektronskega dozimetra v vzdolžni smeri pri anodni napetosti 133 kV.*

4.1.3 Ocena primernosti elektronskega dozimetra EDD 30

Rezultati testiranja merilne opreme kažejo, da je bil odziv elektronskega dozimetra EDD 30 linearno odvisen od izbranega tokovnega sunka izmerjene doze med približno 0,1 in 250 µGy. V splošnem se je odziv dozimetra pokazal kot bolj stabilen pri večji oddaljenosti od roba primarnega polja (10 cm) in pri višjih anodnih napetostih. Naši rezultati glede linearnega odziva dozimetra sovpadajo z rezultati poročila Oramed (2011), ki zaključujejo, da je odziv dozimetra EDD 30 linearen za pulze dolžine približno nad 10 ms. Ker pa odstopanja od linearnosti, ki so posledica kratkih ekspozicij, vplivajo predvsem na absolutne vrednosti meritev, bistveno manj pa na relativne, na katerih temelje ugotovitve predstavljene raziskave, ugotovljeno odstopanje za nadaljnjo analizo ni ključnega pomena. Meritve pri različnih pogojih, ki kažejo na pomanjkanje sistematičnih trendov za tokovne sunke pod 20 ms pa dajejo slutiti, da bi bila opažena odstopanja lahko vsaj deloma posledica tudi drugih, žal neopredeljenih vplivov.

Rezultati meritev kotne odvisnosti v prečni smeri kažejo na majhno kotno odvisnost do kota 45°, pri višjih kotih pa prične kotna odvisnost naraščati. Pri vzdolžni postavitvi pa rezultati pri nizki anodni napetosti (40 kV) kažejo na močno kotno odvisnost tudi pri majhnih kotih, medtem ko je pri anodnih napetostih 81 in 133 kV kotna odvisnost le šibka v celotnem območju kotov od 0° do 90°. Z izjemo meritev pri 40 kV in vzdolžni postavitvi se opisane ugotovitve relativno dobro ujemajo s karakteristikami elektronskega dozimetra EDD 30, ki jih navaja proizvajalec.

Na podlagi rezultatov linearnosti odziva dozimetra in kotne odvisnosti v vzdolžni in prečni smeri zaključujemo, da je dozimeter EDD 30 primeren za meritve doze na radiosenzibilne organe v sipanem delu. Pri tem je za doseganje čim manjše napake meritve dozimeter najprimerneje uporabljati v vzdolžnem položaju glede na primarni

snop in pri kotu blizu 0°, torej vzporedno s površino slikanega objekta. Za preiskave, ki so potekale pri ekspozicijskih časih pod približno 10 ms (slikanje dlani v obeh projekcijah in slikanje prsnih organov v PA projekciji), so absolutne vrednosti meritev obremenjene z dodatno napako. Ker pa absolutne vrednosti predstavljajo le orientacijske dozne obremenitve izbranih organov pri različnih preiskavah, ta napaka za namen predstavljene raziskave nima večjega pomena, saj jo daleč presega vpliv izbora parametrov preiskave, ki se lahko od pacienta do pacienta in od institucije do institucije močno razlikujejo. Na relativno vrednost meritev, torej primerjavo doz med skupinami z in brez OVO, pa opaženi vir nelinearnosti nima večjega vpliva, saj bi bilo opaženo odstopanje od nelinearnosti pomembno le, če bi se posamezna preiskava izvajala z močno različnimi ekspozicijskimi časi.

4.2 Meritve na fantomu

V drugi fazi raziskave, ki je potekala na antropomorfnem fantomu, smo izvedli skupno 745 meritev. Rezultati so predstavljeni v podpoglavjih za vsak tip preiskave posebej. Za vsako preiskavo so v tabeli navedeni rezultati, ki predstavljajo absorbirano dozo na radiosenzibilni organ, določeno kot absorbirana doza na dozimeter, nameščen na površino fantoma v bližini izbranega organa, in sicer brez uporabe OVO (oznaka – brez), absorbirano dozo na enako nameščen dozimeter prekrit z OVO (oznaka – pod) ter absorbirano dozo z OVO, nameščeno med dozimetrom in fantomom (oznaka – nad) (slika 6). V tabelah sta navedena tudi relativno znižanje doze z uporabo OVO in relativni prispevek zunanjega sipanega sevanja, ocenjen iz meritve z dozimetrom, nameščenim nad OVO.

4.2.1 Rentgensko slikanje prsnih organov – meritve na fantomu

V tabeli 2 so predstavljeni povprečni rezultati meritev absorbirane doze na debelo črevo in testise pri rentgenskem slikanju prsnih organov v AP in stranski projekciji, narejenem na fantomu. Navedene vrednosti predstavljajo povprečje treh meritev.

Tabela 2: *Rezultati meritev pri slikanju prsnih organov v PA in stranski projekciji, na fantomu.*

Projekcija	**prsni organi PA**			**prsni organi stranska**		
Uporaba OVO	**brez**	**pod**	**nad**	**brez**	**pod**	**nad**
Doza na debelo črevo ± standardna napaka (µGy)	10,5 ± 0,39	6,8 ± 0,15	3,1 ± 0,05	15,2 ± 0,41	11 ± 0,18	6,8 ± 0,06
Odstotek spremembe glede na skupno dozo na debelo črevo	/	(35 ± 3)%	(70 ± 1)%	/	(28 ± 2)%	(55 ± 1)%
Doza na testise ± standardna napaka (µGy)	0,04 ± 0,01	0,03 ± 0,01	0,01 ± 0,01	0,2 ± 0,01	0,04 ± 0,01	0,05 ± 0,01
Odstotek spremembe glede na skupno dozo na testise	/	(25 ± 31)%	(75 ± 26)%	/	(80 ± 5)%	(75 ± 5)%

Rezultati kažejo, da se ob uporabi OVO doza, ki jo prejme debelo črevo pri slikanju prsnih organov z izbranimi parametri v PA projekciji zmanjša za približno 35 % (3,7 µGy), v stranski projekciji pa za okoli 28 % (4,2 µGy). Doza na testise je pri slikanju pljuč v PA ali stranski projekciji zelo nizka (velikostnega reda desetinke µGy) in je bila v večini primerov na meji občutljivosti uporabljenega instrumenta. Rezultati meritev sicer kažejo na znižanje doze na testise ob uporabi OVO, vendar so razlike znotraj napak meritve.

4.2.2 Rentgensko slikanje glave – meritve na fantomu

Rezultati meritev absorbirane doze na debelo črevo, dojke, pljuča in testise pri slikanju glave v AP in stranski projekciji za vse tri načine uporabe OVO so predstavljeni v tabeli 3, skupaj z odstotki znižanja doze.

Tabela 3: *Rezultati meritev pri slikanju glave v AP in stranski projekciji, na fantomu.*

Projekcija	**glava AP**			**glava stranska**		
Uporaba OVO	**brez**	**pod**	**nad**	**brez**	**pod**	**nad**
Doza na debelo črevo ± standardna napaka (µGy)	1,3 ± 0,06	0,01 ± 0,01	0,7 ± 0,04	1,3 ± 0,06	0,03 ± 0,01	0,82 ± 0,05
Odstotek spremembe glede na skupno dozo na debelo črevo	/	(99 ± 1)%	(46 ± 4)%	/	(98 ± 1)%	(37 ± 5%)
Doza na dojke ± standardna napaka (µGy)	5,7 ± 0,06	0,04 ± 0,01	3,4 ± 0,08	3,06 ± 0,08	0,4 ± 0,01	3,15 ± 0,09
Odstotek spremembe glede na skupno dozo na dojke	/	(99 ± 1)%	(40 ± 2)%	/	87%	(-3 ± 4)%
Doza na pljuča ± standardna napaka (µGy)	30,1 ± 0,35	1,9 ± 0,05	22,8 ± 0,19	28,4 ± 0,34	2,1 ± 0,07	21,4 ± 0,43
Odstotek spremembe glede na skupno dozo na pljuča	/	94%	(24 ± 1)%	/	93%	(25 ± 2)%
Doza na testise ± standardna napaka (µGy)	0,3 ± 0,03	<0,01	0,1 ± 0,02	0,35 ± 0,04	< 0,01	0,2 ± 0,05
Odstotek spremembe glede na skupno dozo na testise	/	(97 ± 3)%	(67 ± 7)%	/	(97 ± 3)%	(43 ± 16)%

***V primerih, ko napaka pri relativni spremembi ni navedena, je ta nižja od 0,5 %.**

Rezultati kažejo, da so po pričakovanju ob slikanju glave najbolj izpostavljena pljuča, ki prejmejo dozo velikostnega reda nekaj deset µGy. Znatna je še izpostavljenost dojk, ki prejmejo nekajkrat nižjo dozo, medtem ko je doza na debelo črevo in na testise velikostnega reda µGy ali manj. Ugotovimo lahko, da je uporaba OVO pri slikanju glave zelo učinkovita, saj se tako doza na vse štiri organe, vključene v raziskavo, zmanjša od približno 10 do nekaj 10-krat. Kot najšibkejši se kaže vpliv na izpostavljenost pljuč, kjer uporaba OVO zniža dozo za faktor približno 15 (za okoli 94 %). Slednje pripisujemo obliki OVO, ki v predelu pljuč pacienta ne more popolnoma oviti. Čeprav Evropska priporočila (1996a) za slikanje glave kot projekcijo prvega izbora priporočajo PA, smo zaradi omejitev pri postavitvi fantoma uporabili AP projekcijo. Pri PA projekciji bi se doza na dojke in testise z in brez uporabe OVO še bolj zmanjšala, ker bi bila oba organa dlje od slikovnega polja kot pri slikanju v AP projekciji. Pri rezultatih meritve doze nad OVO je opaziti, da je prispevek zunanjega sipanega sevanja pri slikanju glave na izbrane radiosenzibilne organe bistveno večji od prispevka notranjega sipanega sevanja. Zato smo pričakovali, da se bo doza ionizirajočega sevanja, ki jo prejmejo radiosenzibilni organi,

znižala zaradi geometrijske postavitve organov pri navedeni preiskavi, saj lahko OVO učinkovito namestimo med slikani organ (glavo) in izbrane radiosenzibilne organe.

4.2.3 Rentgensko slikanje vratne hrbtenice – meritve na fantomu

Rezultati meritev absorbirane doze na debelo črevo, dojke, pljuča in testise pri slikanju vratne hrbtenice v AP in stranski projekciji so predstavljeni v tabeli 4.

Tabela 4: *Rezultati meritev pri slikanju vratne hrbtenice v AP in stranski projekciji, na fantomu.*

Projekcija	**vratna hrbtenica AP**			**vratna hrbtenica stranska**		
Uporaba OVO	**brez**	**pod**	**nad**	**brez**	**pod**	**nad**
Doza na debelo črevo± standardna napaka (µGy)	1,5 ± 0,06	0,4 ± 0,03	0,8 ± 0,05	0,3 ± 0,03	0,05 ± 0,01	0,09 ± 0,01
Odstotek spremembe glede na skupno dozo na debelo črevo	/	(73 ±2)%	(47 ± 4)%	/	(83 ± 4)%	(70 ± 4)%
Doza na dojke ± standardna napaka (µGy)	4,2 ± 0,09	0,5 ± 0,03	2,7 ± 0,08	1,6 ± 0,06	0,5 ± 0,04	0,9 ± 0,05
Odstotek spremembe glede na skupno dozo na dojke	/	(88 ± 1)%	(36 ± 2)%	/	(69 ± 3)%	(44 ± 4)%
Doza na pljuča± standardna napaka (µGy)	22,3 ± 0,29	16 ± 0,19	3,8 ± 0,08	9,3 ± 0,43	5,8 ± 0,09	3,2 ±0 ,08
Odstotek spremembe glede na skupno dozo na pljuča	/	(28 ± 1)%	83%	/	(38 ±3)%	(66 ± 2)%
Doza na testise ± standardna napaka (µGy)	0,4 ± 0,01	< 0,01	0,3 ± 0,01	0,05 ± 0,01	< 0,01	0,01 ± 0,01
Odstotek spremembe glede na skupno dozo na testise	/	> 95%	(25 ± 3)%	/	> 80%	(80 ± 20)%

*** V primerih, ko napaka pri relativni spremembi ni navedena, je ta nižja od 0,5 %.**

Rezultati meritev pri slikanju vratne hrbtenice (tabela 4) kažejo, da po pričakovanju tudi v tem primeru največjo dozo (do nekaj 10 µGy) prejmejo pljuča, pri čemer se omejujemo na tisti del, ki ni v slikovnem polju. Z uporabo OVO se lahko dozo na pljuča pri AP in stranski projekciji zmanjša za približno 30 %. Doze na dojke se z uporabo OVO pri obeh projekcijah zmanjša približno na petino vrednosti oziroma iz nekaj µGy na desetinko µGy. Tudi pri slikanju vratne hrbtenice debelo črevo in testisi prejmejo dozo med nekaj stotink µGy do nekaj µGy, ki se z uporabo OVO zmanjša za približno tri četrtine.

4.2.4 Rentgensko slikanje medenice – meritve na fantomu

Pri slikanju medenice smo merili absorbirano dozo na debelo črevo, pljuča in dojke, ker se ti organi nahajajo izven primarnega polja. Testisov, ki se nahajajo v primarnem polju, se ne ščiti, saj bi lahko z OVO prekrili anatomsko pomemben del, ki je lahko ključen za postavitev diagnoze. Rezultati meritev absorbirane doze so predstavljeni v tabeli 5.

Tabela 5: *Rezultati meritev pri slikanju medenice v AP projekciji, na fantomu.*

Projekcija	**medenica AP**		
Uporaba OVO	**brez**	**pod**	**nad**
Doza na debelo črevo ± standardna napaka (µGy)	23,6 ± 0,19	21,6 ± 0,35	9,3 ± 0,06
Odstotek spremembe glede na skupno dozo na debelo črevo	/	(8 ± 2)%	61%
Doza na dojke ± standardna napaka (µGy)	1,5 ± 0,06	0,05 ± 0,01	1,2 ± 0,05
Odstotek spremembe glede na skupno dozo na dojke	/	(97 ± 1)%	(20 ± 5)%
Doza na pljuča ± standardna napaka (µGy)	11,9 ± 0,43	6,1 ± 0,09	4,7 ± 0,08
Odstotek spremembe glede na skupno dozo na pljuča	/	(49 ± 2)%	(61 ± 2)%

Pri slikanju medenice je izmed izbranih radiosenzibilnih organov najbolj (nekaj deset µGy) izpostavljeno debelo črevo, pri katerem pa je učinek uporabe OVO zelo omejen. Meritve na fantomu namreč kažejo, da se z uporabo OVO doza na tisti del debelega črevesa, ki ne leži v slikovnem polju, zmanjša le približno za desetino (8 %). Rezultat je pričakovan, saj zaradi geometrijske postavitve organov z uporabo OVO praktično ne moremo vplivati na delež sipanega sevanja iz področja medenice, ki bo dosegel debelo črevo. Doza, ki jo pri slikanju medenice prejmejo pljuča, je približno dvakrat nižja od izpostavljenosti debelega črevesa. Ob tem je ščitenje pljuč, kot ga lahko ocenimo iz meritev na površini, znatno bolj učinkovito, saj uporaba OVO dozo na pljuča zmanjša približno za polovico (49 %). Izpostavljenost dojk je pri slikanju medenice nizka (okoli 1 µGy), ščitenje z OVO pa je zelo učinkovito, saj dozo zniža nekaj desetkrat.

4.2.5 Rentgensko slikanje roke in kolena – meritve na fantomu

Pri meritvah učinka uporabe OVO pri slikanju roke (tabela 6) in kolena (tabela 7) je bila na vse radiosenzibilne organe, vključene v raziskavo, po pričakovanjih izmerjena zelo

nizka doza (nekaj stotink μGy), ki se je z uporabo OVO znižala pod mejo detekcije, zato kvantitativno vrednotenje učinka uporabe OVO za ta dva primera ni mogoče. Nekoliko višje so bile le izmerjene doze na testise pri slikanju roke v polstranski projekciji ter pri slikanju kolena, kjer so brez uporabe OVO nekoliko presegale 0,5 μGy. Tudi v teh primerih se je z uporabo OVO doza znižala skoraj na nivo detekcije.

Tabela 6: *Rezultati meritev pri slikanju roke v PA in polstranski projekciji, na fantomu.*

Projekcija	**roka PA**			**roka polstranska**		
Uporaba OVO	**brez**	**pod**	**nad**	**brez**	**pod**	**nad**
Doza na debelo črevo ± standardna napaka (μGy)	0,03 ± 0,01	< 0,01	0,03 ± 0,01	0,06 ± 0,01	< 0,01	0,06 ± 0,01
Odstotek spremembe glede na skupno dozo na debelo črevo	/	> 50%	< 50%	/	> 70%	< 20%
Doza na dojke ± standardna napaka (μGy)	0,05 ± 0,01	< 0,01	0,05 ± 0,01	0,03 ± 0,01	< 0,01	0,03 ± 0,01
Odstotek spremembe glede na skupno dozo na dojke	/	> 70%	< 30%	/	> 50%	< 50%
Doza na pljuča± standardna napaka (μGy)	0,06 ± 0,01	< 0,01	0,06 ± 0,01	0,07 ± 0,01	< 0,01	0,06 ± 0,01
Odstotek spremembe glede na skupno dozo na pljuča	/	> 70%	< 20%	/	> 80%	(14 ± 19)%
Doza na testise ± standardna napaka (μGy)	0,01 ± 0,01	< 0,01	0,01 ± 0,01	0,06 ± 0,01	0,03 ± 0,01	0,05 ± 0,01
Odstotek spremembe glede na skupno dozo na testise	/	/	/	/	(50 ± 19)%	(17 ± 22)%

Tabela 7: *Rezultati meritev pri slikanju kolena v AP in stranski projekciji, na fantomu.*

Projekcija	**koleno AP**			**koleno stranska**		
Uporaba OVO	**brez**	**pod**	**nad**	**brez**	**pod**	**nad**
Doza na debelo črevo± standardna napaka (µGy)	0,06 ± 0,01	< 0,01	0,06 ± 0,01	0,12 ± 0,01	< 0,01	0,11 ± 0,01
Odstotek spremembe glede na skupno dozo na debelo črevo	/	> 70%	< 20%	/	> 90%	(8 ± 11)%
Doza na dojke ± standardna napaka (µGy)	0,03 ± 0,01	< 0,01	0,03 ± 0,01	< 0,01	< 0,01	< 0,01
Odstotek spremembe glede na skupno dozo na dojke	/	> 50%	< 50%	/	/	/
Doza na pljuča ± standardna napaka (µGy)	0,07 ± 0,01	< 0,01	0,06 ± 0,01	0,11 ± 0,01	< 0,01	0,08 ± 0,01
Odstotek spremembe glede na skupno dozo na pljuča	/	> 80%	(14 ± 19)%	/	> 90%	(27 ± 11)%
Doza na testise± standardna napaka (µGy)	0,6 ± 0,03	0,03 ± 0,01	0,5 ± 0,03	0,81 ± 0,05	< 0,01	0,5 ± 0,03
Odstotek spremembe glede na skupno dozo na testise	/	(95 ± 2)%	(17 ± 7)%	/	> 98%	(38 ± 5)%

4.2.6 Mamografsko slikanje – meritve na fantomu

V tabeli 8 so povzeti rezultati meritev doze na debelo črevo in pljuča pri mamografskem slikanju v CC in MLO projekciji ter pri slikanju s povečavo. Rezultati kažejo, da je pri mamografskem slikanju brez povečave znatna le doza na pljuča pri slikanju v CC projekciji (2,4 µGy), medtem ko je doza na debelo črevo in doza na pljuča zaradi posledice projekcije in usmerjenosti primarnega snopa v MLO že brez uporabe OVO zelo nizka (do nekaj desetink µGy). Z uporabo OVO se izmerjena doza opazno zmanjša, in sicer doza na pljuča pri slikanju v CC projekciji za približno 58 %, doza na pljuča pri slikanju v MLO projekciji in doza na debelo črevo pri obeh projekcijah pa se je zmanjšala pod mejo detekcije.

Meritve pa so pokazale znatno višjo (okoli 7 µGy) izpostavljenost tako pljuč kot

debelega črevesa pri slikanju s povečavo. Hkrati se je v navedenem primeru uporaba OVO izkazala kot zelo učinkovita, saj sta se tako doza na pljuča kot doza na debelo črevo zmanjšali skoraj na nivo detekcije oziroma približno 100-krat.

Tabela 8: *Rezultati meritev pri mamografskem slikanju v CC, MLO projekciji in CC projekciji s povečavo, na fantomu.*

Rentgensko slikanje	**kranio–kavdalna projekcija**		**mediolateralna polstranska projekcija**		**kranio–kavdalna projekcija - povečava**	
Uporaba OVO	**brez**	**pod**	**brez**	**pod**	**brez**	**pod**
Doza na debelo črevo± standardna napaka (µGy)	0,06 ± 0,01	< 0,01	0,3 ± 0,2	0,02 ± 0,01	6,7 ± 0,17	0,06 ± 0,01
Odstotek spremembe glede na skupno dozo na debelo črevo	/	> 70%	/	(93 ± 6)%	/	99%
Doza na pljuča ± standardna napaka (µGy)	2,4 ± 0,08	1 ± 0,05	0,07 ± 0,01	< 0,01	7 ± 0,06	0,05 ± 0,01
Odstotek spremembe glede na skupno dozo na pljuča	/	(58 ± 3)%	/	> 80%	/	99%

Zaradi časovne omejitve smo lahko izvedli samo meritve brez in z uporabo OVO, ne pa tudi s postavitvijo dozimetra na OVO. Glede na to, da meritev nismo nadaljevali na pacientkah, je to zadosten podatek, saj izračun (ocena) doze brez uporabe OVO ne bo potreben.

4.2.7 Analiza rezultatov pri meritvah doz na testisih

Kot smo opisali v poglavjih 3.3 in 3.4, smo meritve doz na testisih pri pacientih zaradi redne uporabe OVO lahko izvedli le pod in nad OVO. Metodologijo za določitev doze brez OVO ter napako, ki iz nje zvira, smo zato morali določiti iz teoretičnih predpostavk ter na podlagi meritev na fantomu. Kot smo opisali v poglavju 3.2, je doza, ki jo izmerimo na površini kože nad izbranim radiosenzibilnim organom, vsota dveh prispevkov, »zunanjega« sevanja, ki predstavlja glavni prispevek pri meritvah nad OVO, in »notranjega« sevanja, ki predstavlja glavni prispevek pri meritvah pod OVO, tako da pričakujemo, da bo vsota meritev pod in nad OVO približno enaka meritvi brez OVO.

Pravilnost te predpostavke ter napako, ki izvira iz opisane metodologije izračuna doze nad OVO pri meritvah na testisih, smo ocenili iz rezultatov meritev na fantomu. Analiza meritev doze na testise na fantomu pri šestih preiskavah (slikanje prsnih organov, vratne hrbtenice in kolena, vse v AP in stranski projekciji) kaže, da v povprečju vsota meritev pod in nad OVO znaša 75 % vrednosti meritve brez OVO, širina raztrosa (standardni odklon) od povprečne vrednosti pa je 22 %. Zaradi relativno majhnega števila preiskav ter zaradi nizkih izmerjenih doz, ki so bile pogosto na meji občutljivosti dozimetra, in s tem povezane slabe zanesljivosti meritev, smo primerjavo med vsoto meritev pod in nad OVO ter meritve brez OVO izvedli tudi na celotnem naboru preiskav in organov. Na tem

vzorcu (skupaj 30 kombinacij) vsota meritev pod in nad OVO v povprečju znaša 88 % meritve brez OVO s standardnim odklonom 19 %.

Na podlagi opisane analize smo pri meritvah na testisih, kjer doze brez OVO nismo mogli meriti, le-to določil iz vsote meritev pod OVO in nad njo. Dodatno napako, ki izvira iz opisane metodologije, smo ocenili na 35 % in jo pri meritvah na testisih v kvadratu dodali napakam iz ostalih virov.

4.3 Meritve na pacientih

Na pacientih smo skupno izvedli 630 meritev, 5 pacientov je sodelovanje v raziskavi zavrnilo. Najprej bomo predstavili rezultate primerjave skupin pacientov z in brez uporabe OVO glede na indeks telesne mase (ITM) in produkt doze in površine (DAP), saj bi morebitne razlike lahko vplivale na rezultate raziskave. V nadaljevanju bomo za vsako izbrano preiskavo predstavili rezultate vpliva uporabe OVO na izpostavljenost izbranih radiosenzibilnih organov. Rezultate sem razdelili v skupine glede na izvedeno preiskavo (npr. rentgensko slikanje prsnih organov).

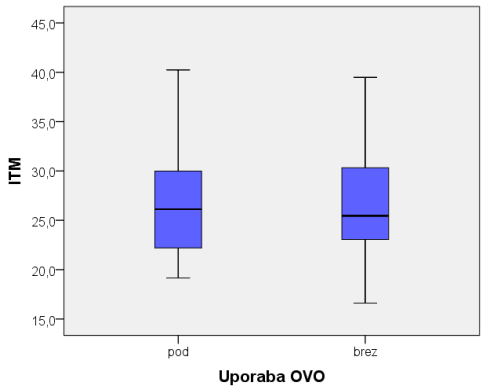
4.3.1 Vrednotenje primerljivosti skupin

Primerljivost skupin, slikanih z in brez OVO, smo preverili tako, da smo primerjali povprečni indeks telesne mase in povprečje produkta doze in površine. Za relevantnost rezultatov o vplivu OVO na absorbirano dozo, ki jo prejmejo radiosenzibilni organi, med primerjanima skupinama ne sme biti statistično značilnih razlik v porazdelitvah teh dveh parametrov. Tako smo za vsako kombinacijo preiskave in izbranega radiosenzibilnega organa primerjali povprečje indeksa telesne mase med podskupino, pri kateri smo uporabili OVO, in tisto, pri kateri je nismo uporabili. Enako smo storili tudi za produkt doze in površine. Statistično večji ITM ali DAP pri podskupini, pri kateri nismo uporabili OVO, lahko prikaže lažno pozitivne rezultate v prid uporabi OVO in obratno. V nadaljevanju bomo najprej predstavili opisno statistiko porazdelitve po ITM za vse preiskave, vključene v raziskavo, nato pa rezultate statistične primerjave posameznih parov podskupin. Sledila bo analogna predstavitev rezultatov glede porazdelitve po produktu doze in površine. V obeh primerih so najprej predstavljeni rezultati za posamezne podskupine, ugotovitve, ali sta skupini pacientov primerljivi, pa so podane na koncu vsakega podpoglavja. Pri primerjavi porazdelitve po ITM so za preiskave, pri katerih se uporabljata dve projekciji (npr. slikanje prsnih organov v PA in stranski projekciji), rezultati predstavljeni za celotno preiskavo in ne za posamezno projekcijo, saj so bile meritve za obe projekciji opravljene na istih pacientih.

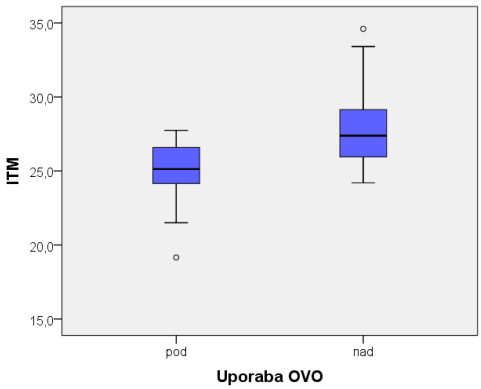
Opisna statistika za ITM pri slikanju prsnih organov za skupini z in brez OVO je predstavljena v tabeli 9, na slikah 33 in 34 pa so rezultati prikazani tudi kot okvir z ročaji.

Tabela 9: *Primerjava vrednosti ITM med skupinami pacientov, pri katerih je bilo opravljeno rentgensko slikanje prsnih organov.*

Rentgenska preiskava	Radiosenzibilni organ	OVO	N	Povp.	Mediana	Std. odklon	Min.	Maks.
Rtg pljučnih organov	debelo črevo	brez	25	26,75	25,46	5,85	16,60	39,50
		pod	25	26,39	26,12	5,33	19,20	40,20
	testisi	nad	10	28,25	27,39	3,38	24,20	34,60
		pod	10	24,78	25,13	2,72	19,20	27,70



Slika 33: *ITM pri slikanju prsnih organov in meritvi doze na debelo črevo.*

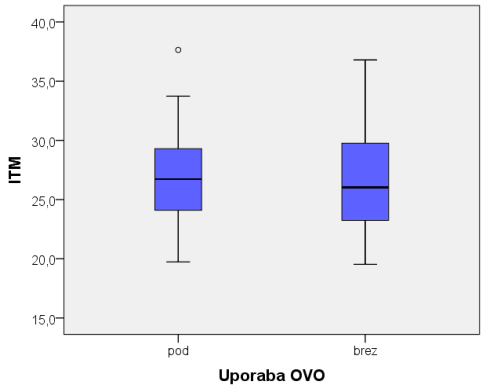


Slika 34: *ITM pri slikanju prsnih organov in meritvi doze na testise.*

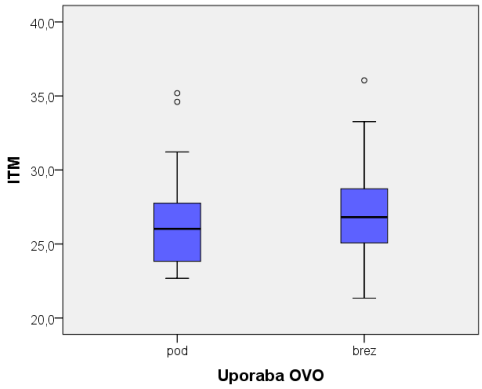
Opisna statistika za ITM pri slikanju medenice med skupinama je predstavljena v tabeli 10 ter kot okvir z ročaji na slikah od 35 do 37.

Tabela 10: *Primerjava vrednosti ITM med skupinama pacientov, pri katerih je bilo opravljeno rentgensko slikanje medenice.*

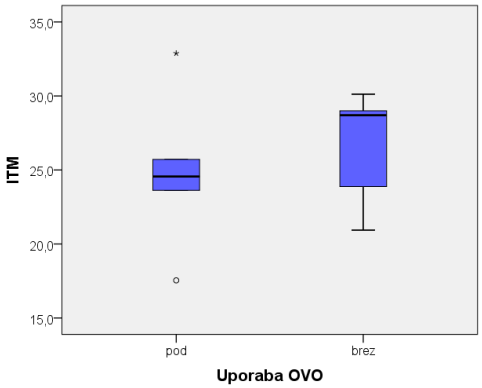
Rentgenska preiskava	Radiosenzibilni organ	OVO	N	Povp.	Mediana	Std. odklon	Min.	Maks.
Rtg medenice	debelo črevo	brez	25	26,72	26,03	5,13	19,50	36,80
		pod	25	26,83	26,72	4,05	19,70	37,60
	pljuča	brez	25	26,99	26,81	3,75	21,30	36,10
		pod	25	26,58	26,03	3,47	22,70	35,20
	dojke	brez	5	26,53	28,70	3,94	20,90	30,10
		pod	5	24,86	24,56	5,48	17,50	32,90



Slika 35: *ITM pri slikanju medenice in meritvi doze na debelo črevo.*



Slika 36: *ITM pri slikanju medenice in meritvi doze na pljuča.*

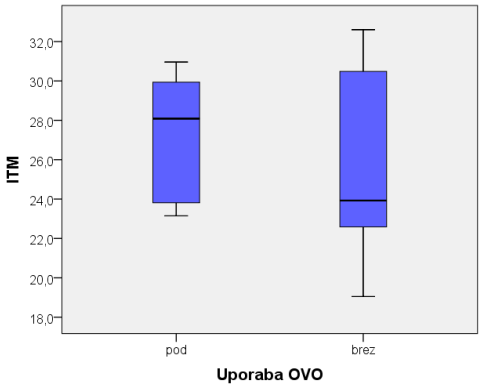


Slika 37: *ITM pri slikanju medenice in meritvi doze na dojke.*

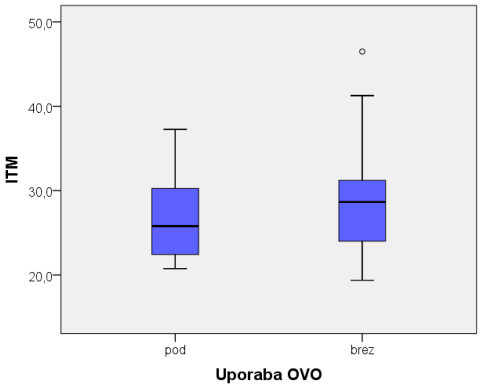
Primerjava porazdelitve ITM pri slikanju vratne hrbtenice med skupinama z in brez OVO je predstavljena v tabeli 11, pod tabelo pa so na slikah od 38 do 41 rezultati prikazani kot okvir z ročaji.

Tabela 11: *Primerjava vrednosti ITM med skupinama pacientov, pri katerih je bilo opravljeno rentgensko slikanje vratne hrbtenice.*

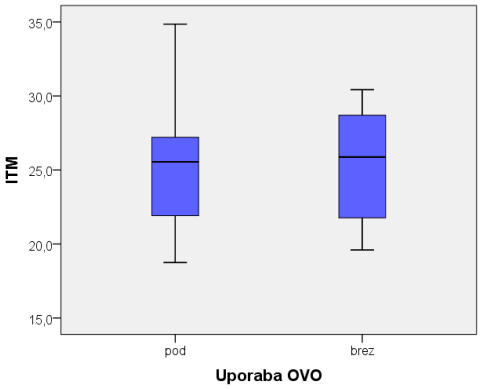
Rentgenska preiskava	Radiosenzibilni organ	OVO	N	Povp.	Mediana	Std. odklon	Min.	Maks.
Rtg vratne hrbtenice	debelo črevo	brez	5	25,73	23,93	5,65	19,00	32,60
		pod	5	27,19	28,09	3,55	23,10	31,00
	pljuča	brez	25	28,53	28,65	6,78	19,40	46,50
		pod	25	26,94	25,80	4,96	20,80	37,30
	dojke	brez	20	25,24	25,87	3,65	19,60	30,40
		pod	20	25,36	25,55	4,50	18,70	34,90
	testisi	nad	5	25,88	24,74	3,50	21,60	30,80
		pod	5	26,68	27,22	5,27	21,00	33,20



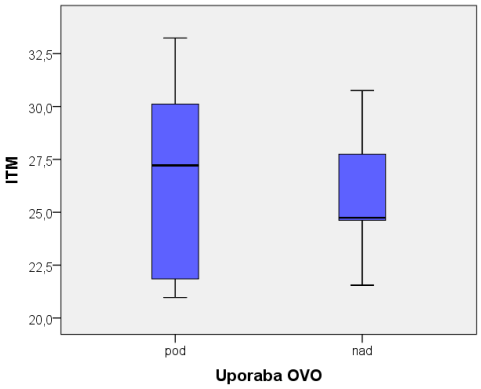
Slika 38: *ITM pri slikanju vratne hrbtenice in meritvi doze na debelo črevo.*



Slika 39: *ITM pri slikanju vratne hrbtenice in meritvi doze na pljuča.*



Slika 40: *ITM pri slikanju vratne hrbtenice in meritvi doze na dojke.*

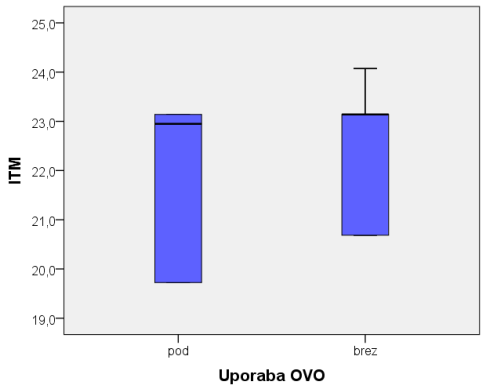


Slika 41: *ITM pri slikanju vratne hrbtenice in meritvi doze na testise.*

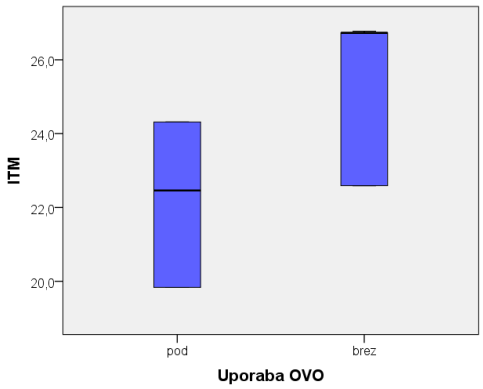
V tabeli 12 je predstavljena opisna statistika za ITM pri slikanju roke. Rezultati so kot okvir z ročaji prikazani na slikah od 42 do 45.

Tabela 12: *Primerjava vrednosti ITM med skupinama pacientov, pri katerih je bilo opravljeno rentgensko slikanje roke.*

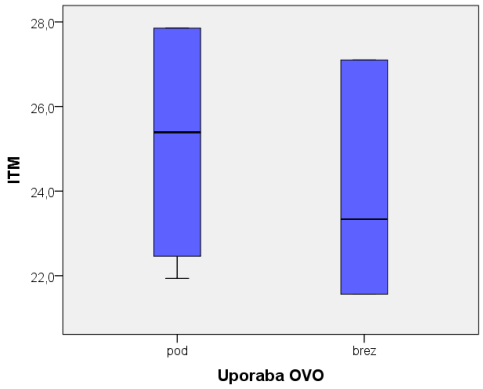
Rentgenska preiskava	Radiosenzibilni organ	OVO	N	Povp.	Mediana	Std. Odklon	Min.	Maks.
Rtg roke	debelo črevo	brez	5	22,35	23,14	1,56	20,70	24,10
		pod	5	21,74	22,95	1,84	19,70	23,10
	pljuča	brez	5	25,08	26,73	2,28	22,60	26,80
		pod	5	22,15	22,46	2,25	19,80	24,30
	dojke	brez	5	24,13	23,34	2,80	21,60	27,10
		pod	5	25,10	25,39	2,84	21,90	27,90
	testisi	nad	5	25,26	25,36	0,346	24,90	25,70
		pod	5	24,04	24,49	1,86	21,00	26,10



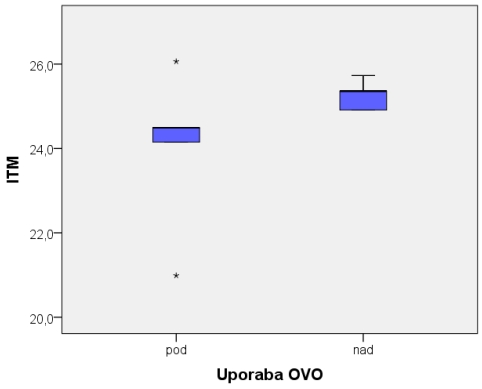
Slika 42: *ITM pri slikanju roke in meritvi doze na debelo črevo.*



Slika 43: *ITM pri slikanju roke in meritvi doze na pljuča.*



Slika 44: *ITM pri slikanju roke in meritvi doze na dojke.*

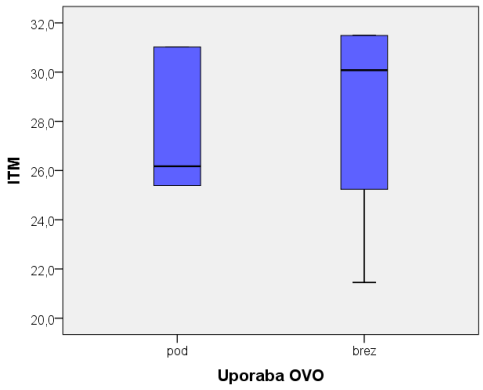


Slika 45: *ITM pri slikanju roke in meritvi doze na testise.*

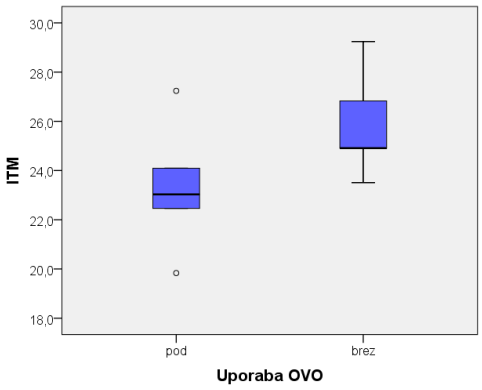
Opisna statistika za ITM pri slikanju kolena je predstavljena v tabeli 13, rezultati kot okvir z ročaji pa so prikazani na slikah od 46 do 49.

Tabela 13: *Primerjava vrednosti ITM med skupinama pacientov, pri katerih je bilo opravljeno rentgensko slikanje kolena.*

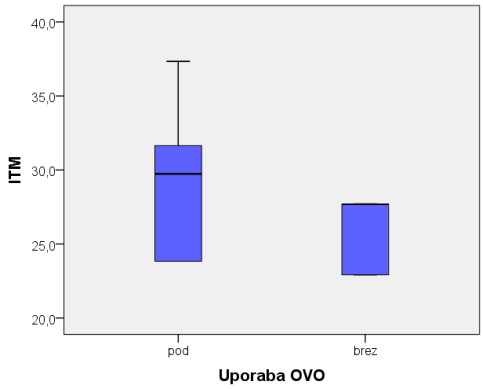
Rentgenska preiskava	Radiosenzibilni organ	OVO	N	Povp.	Mediana	Std. odklon	Min.	Maks.
Rtg kolena	debelo črevo	brez	5	27,95	30,08	4,45	21,50	31,50
		pod	5	27,80	26,17	2,96	25,40	31,80
	pljuča	brez	5	25,88	24,91	2,22	23,50	29,20
		pod	5	23,33	23,03	2,69	19,80	27,20
	dojke	brez	5	25,76	27,68	2,61	22,90	27,70
		pod	5	29,28	29,74	5,70	23,80	37,30
	testisi	nas	5	24,91	25,06	0,35	24,30	25,10
		pod	5	30,00	24,69	8,22	23,70	39,00



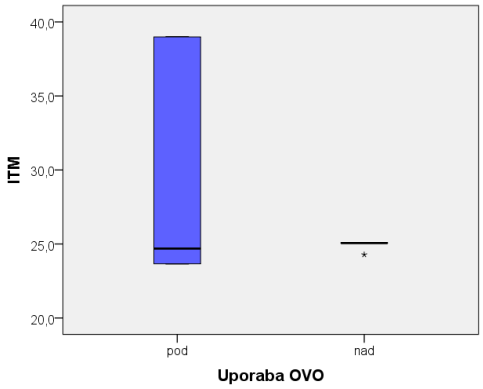
Slika 46: *ITM pri slikanju kolena in meritvi doze na debelo črevo.*



Slika 47: *ITM pri slikanju kolena in meritvi doze na pljuča.*



Slika 48: *ITM pri slikanju kolena in meritvi doze na dojke.*



Slika 49: *ITM pri slikanju kolena in meritvi doze na testise.*

Statistični testi, ki smo jih uporabili za primerjavo ITM med pripadajočimi podskupinami, in rezultati statističnih testov so prikazani v tabeli 14. Kot smo opisali v poglavju Metode, smo statistični test izbrali glede na rezultate testa normalne porazdelitve spremenljivke. Analiza kaže, da pri nobeni skupini spremenljivk ni statistično značilnih razlik v ITM med podskupino pacientov, pri katerih smo uporabili OVO in pripadajočo podskupino, pri katerih je nismo uporabili. Na podlagi pridobljenih rezultatov torej lahko zaključimo, da sta pripadajoči podskupini v vseh primerih med seboj primerljivi, saj med pripadajočimi pari ni statistično značilnih razlik v ITM, ki bi lahko pomembno vplivale na rezultate raziskave.

Tabela 14: *Uporabljeni statistični testi pri preverjanju spremenljivk za ITM.*

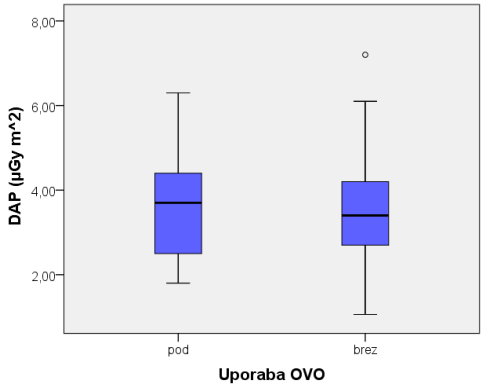
Rentgensko slikanje	Radiosenzibilni organ	Uporabljen statističen test	p vrednost
Rtg prsnih organov	debelo črevo	t-test za neodvisne spremenljivke	p = 0,819
	testisi	neparametrični Mann-Whitney U test	p = 0,052
Rtg medenice	debelo črevo	t-test za neodvisne spremenljivke	p = 0,934
	pljuča	t-test za neodvisne spremenljivke	p = 0,685
	dojke	neparametrični Mann-Whitney U test	p = 0,690
Rtg vratne hrbtenice	debelo črevo	neparametrični Mann-Whitney U test	p = 0,841
	pljuča	t-test za neodvisne spremenljivke	p = 0,350
	dojke	t-test za neodvisne spremenljivke	p = 0,925
	testisi	neparametrični Mann-Whitney U test	p = 1,000
Rtg roke	debelo črevo	neparametrični Mann-Whitney U test	p = 0,421
	pljuča		p = 0,095
	dojke		p = 0,421
	testisi		p = 0,151
Rtg kolena	debelo črevo	neparametrični Mann-Whitney U test	p = 1,000
	pljuča		p = 0,151
	dojke		p = 0,222
	testisi		p = 0,841

Poleg ITM smo za vrednotenje skupin primerjali tudi produkt doze in površine. Ker večji ITM običajno vodi do večje izpostavljenosti pacientov, smo za vsako preiskavo beležili tudi DAP, ki je odraz količine ionizirajočega sevanja, ki jo je pacient prejel pri posamezni preiskavi. Za primerljivost rezultatov meritev izpostavljenosti kritičnih organov med pripadajočima podskupinama ne sme biti razlik v DAP, saj večji DAP lahko pomeni večjo dozo, ki jo bodo prejeli radiosenzibilni organi. Zabeležili smo 630 DAP meritev.

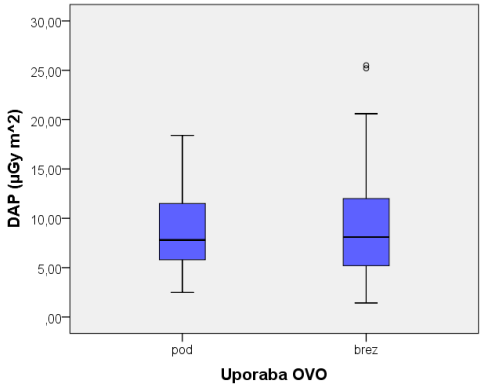
Opisna statistika za DAP pri slikanju prsnih organov v AP in stranski projekciji za osem pripadajočih podskupin je predstavljena v tabeli 15, rezultati kot okvir z ročaji pa so na slikah od 50 do 53.

Tabela 15: *Osnovne statistične značilnosti merite DAP pri slikanju prsnih organov.*

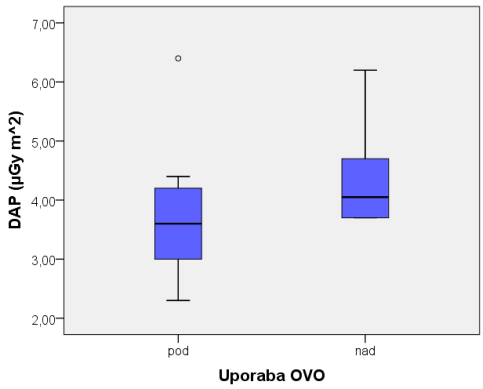
Rentgenska preiskava	Radiosenzibilni organ	OVO	N	Povp. (µGym^2)	Mediana (µGym^2)	Std. odklon (µGym^2)	Min. (µGym^2)	Maks. (µGym^2)
Rtg prsnih organov PA	debelo črevo	brez	25	3,65	3,40	1,38	1,06	7,20
		pod	25	3,58	3,70	1,16	1,80	6,30
Rtg prsnih organov STR		brez	25	9,77	8,10	6,64	1,42	25,50
		pod	25	8,76	7,80	4,48	2,50	18,40
Rtg prsnih organov PA	testisi	nad	10	4,29	4,05	0,77	3,70	6,20
		pod	10	3,76	3,60	1,11	2,30	6,40
Rtg prsnih organov STR		nad	10	9,96	8,20	3,80	7,00	18,90
		pod	10	11,73	7,60	11,02	3,10	38,60



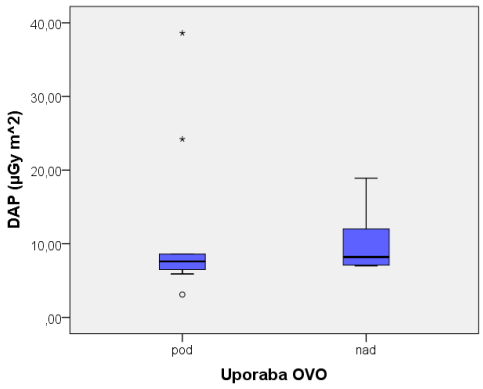
Slika 50: *DAP pri slikanju prsnih organov v PA projekciji in meritvi doze na debelo črevo.*



Slika 51: *DAP pri slikanju prsnih organov v stranski projekciji in meritvi doze na debelo črevo.*



Slika 52: *DAP pri slikanju prsnih organov v PA projekciji in meritvi doze na testise.*

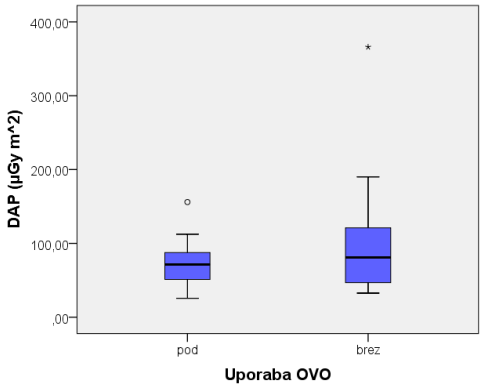


Slika 53: *DAP pri slikanju prsnih organov v stranski projekciji in meritvi doze na testise.*

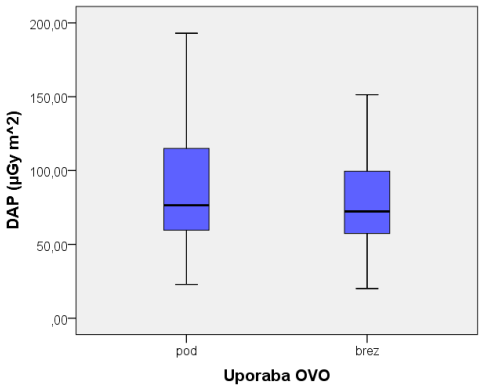
Primerjava DAP vrednosti pri slikanju medenice za šest podskupin je prikazana v tabeli 16, na slikah od 54 do 56 pa so rezultati prikazani grafično kot okvir z ročaji.

Tabela 16 : *Osnovne statistične značilnosti meritev z merilnikom DAP pri slikanju medenice.*

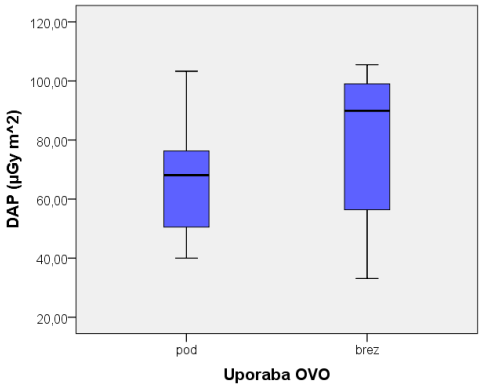
Rentgenska preiskava	Radiosenzibilni organ	OVO	N	Povp. (µGym^2)	Mediana (µGym^2)	Std. odklon (µGym^2)	Min. (µGym^2)	Maks. (µGym^2)
Rtg medenice	**debelo črevo**	brez	25	99,07	80,90	72,57	32,60	366,00
		pod	25	71,62	71,40	28,13	25,60	156,00
	pljuča	brez	25	79,53	72,30	34,23	20,10	151,30
		pod	25	89,39	76,50	45,26	22,90	193,00
	dojke	brez	5	76,78	89,90	30,88	33,09	105,50
		pod	5	67,64	68,09	24,52	40,00	103,30



Slika 54: *DAP pri slikanju medenice v AP projekciji in meritvi doze na debelo črevo.*



Slika 55: *DAP pri slikanju medenice v AP projekciji in meritvi doze na pljuča.*

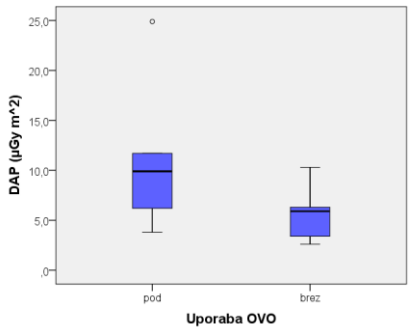


Slika 56: *DAP pri slikanju medenice v AP projekciji in meritvi doze na dojke.*

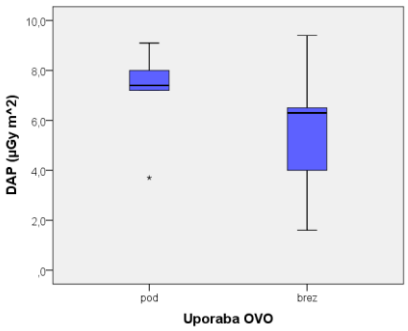
V tabeli 17 je predstavljena opisna statistika za DAP pri slikanju vratne hrbtenice v obeh projekcijah (AP in stranski) za pripadajočih šestnajst podskupin, na slikah od 57 do 64 pa so prikazani rezultati v obliki okvirja z ročaji.

Tabela 17: *Osnovne statistične značilnosti meritev z merilnikom DAP pri slikanju vratne hrbtenice.*

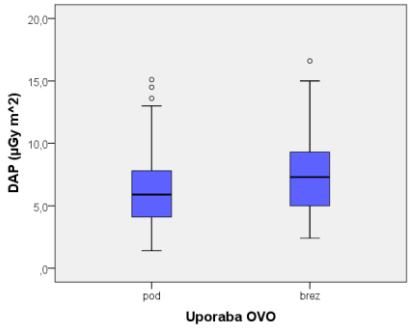
Rentgenska preiskava	Radiosenzibilni organ	OVO	N	Povp. (µGym^2)	Mediana (µGym^2)	Std. odklon (µGym^2)	Min. (µGym^2)	Maks. (µGym^2)
Rtg vratne hrbtenice AP	**debelo črevo**	brez	5	5,70	5,90	3,02	2,60	10,30
		pod	5	11,30	9,90	8,21	3,80	24,90
Rtg vratne hrbtenice STR		brez	5	5,56	6,30	2,93	1,60	9,40
		pod	5	7,08	7,40	2,03	3,70	9,10
Rtg vratne hrbtenice AP	**pljuča**	brez	25	7,68	7,30	3,68	2,40	16,60
		pod	25	6,62	5,90	3,82	1,40	15,10
Rtg vratne hrbtenice STR		brez	25	4,01	3,80	1,13	2,50	6,30
		pod	25	4,26	4,00	2,01	2,00	11,30
Rtg vratne hrbtenice AP	**dojke**	brez	20	5,33	4,95	2,59	2,30	11,10
		pod	20	5,15	4,95	1,58	1,90	8,90
Rtg vratne hrbtenice STR		brez	20	3,88	3,65	1,42	1,90	6,70
		pod	20	3,77	3,35	1,20	1,90	6,50
Rtg vratne hrbtenice AP	**testisi**	nad	5	9,48	8,80	3,71	5,40	15,50
		pod	5	8,72	9,60	3,81	4,70	13,50
Rtg vratne hrbtenice STR		nad	5	5,80	5,30	1,90	4,00	8,00
		pod	5	5,46	5,70	1,72	3,50	7,40



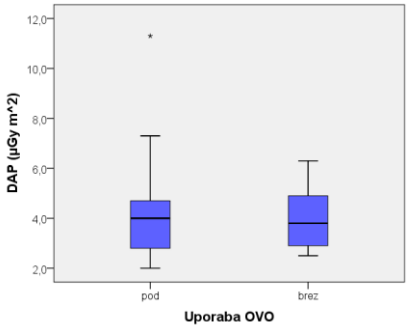
Slika 57: *DAP pri slikanju vratne hrbtenice v AP projekciji in meritvi doze na debelo črevo.*



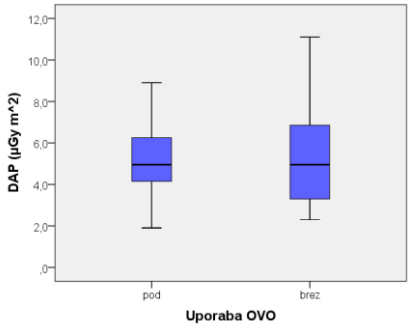
Slika 58: *DAP pri slikanju vratne hrbtenice v stranski projekciji in meritvi doze na debelo črevo.*



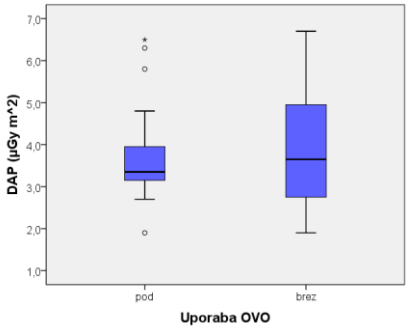
Slika 59: *DAP pri slikanju vratne hrbtenice v AP projekciji in meritvi doze na pljuča.*



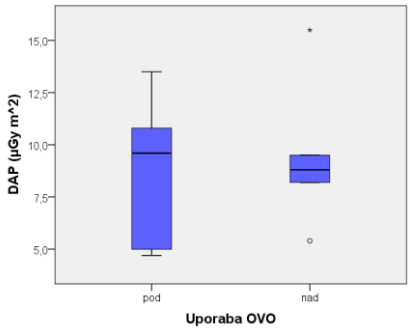
Slika 60: *DAP pri slikanju vratne hrbtenice v stranski projekciji in meritvi doze na pljuča.*



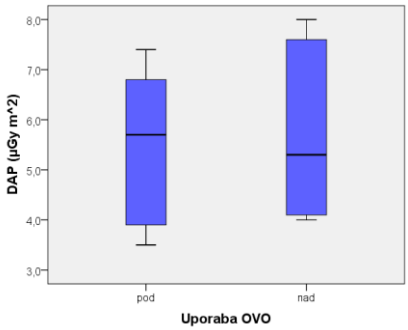
Slika 61: *DAP pri slikanju vratne hrbtenice v AP projekciji in meritvi doze na dojke.*



Slika 62: *DAP pri slikanju vratne hrbtenice v stranski projekciji in meritvi doze na dojke.*



Slika 63: *DAP pri slikanju vratne hrbtenice v AP projekciji in meritvi doze na testise.*

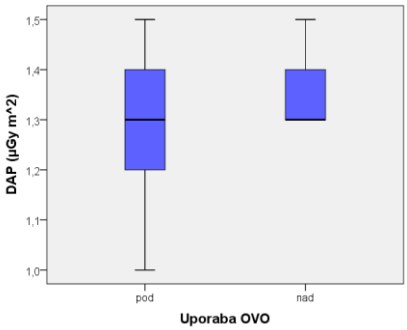


Slika 64: *DAP pri slikanju vratne hrbtenice v stranski projekciji in meritvi doze na testise.*

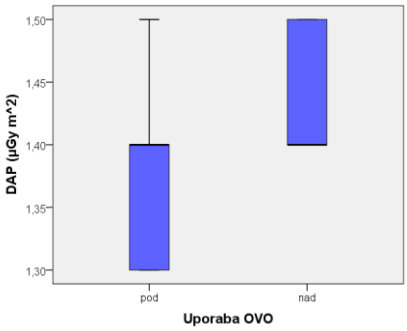
Statistični podatki za DAP pri slikanju roke v obeh projekcijah za šestnajst pripadajočih podskupin so prikazani v tabeli 18, slike od 65 do 72 pa grafično prikazujejo rezultate v obliki okvirja z ročaji.

Tabela 18: *Osnovne statistične značilnosti meritev z merilnikom DAP pri slikanju roke.*

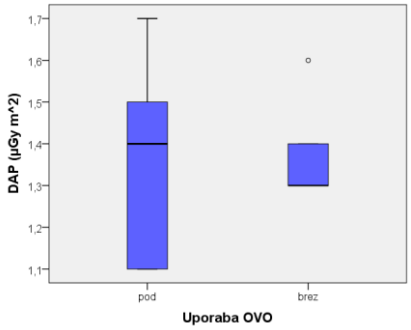
Rentgenska preiskava	Radiosenzibilni organ	OVO	N	Povp. (µGym^2)	Mediana (µGym^2)	Std. odklon (µGym^2)	Min. (µGym^2)	Maks. (µGym^2)
Rtg roke PA	**debelo črevo**	brez	5	1,36	1,30	0,09	1,30	1,50
		pod	5	1,28	1,30	0,19	1,00	1,50
Rtg roke STR		brez	5	1,44	1,40	0,06	1,40	1,50
		pod	5	1,38	1,40	0,08	1,30	1,50
Rtg roke PA	**pljuča**	brez	5	1,38	1,30	0,13	1,30	1,60
		pod	5	1,36	1,40	0,26	1,10	1,70
Rtg roke STR		brez	5	1,44	1,50	0,09	1,30	1,50
		pod	5	1,30	1,30	0,10	1,20	1,40
Rtg roke PA	**dojke**	brez	5	1,28	1,30	0,11	1,10	1,40
		pod	5	1,32	1,40	0,13	1,10	1,40
Rtg roke STR		brez	5	1,40	1,40	0,12	1,20	1,50
		pod	5	1,42	1,40	0,08	1,30	1,50
Rtg roke PA	**testisi**	nad	5	1,28	1,30	0,08	1,20	1,40
		pod	5	1,44	1,40	0,15	1,30	1,60
Rtg roke STR		nad	5	1,36	1,40	0,06	1,30	1,40
		pod	5	1,44	1,40	0,11	1,30	1,60



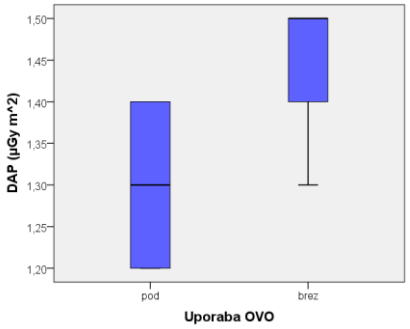
Slika 65: *DAP pri slikanju roke v PA projekciji in meritvi doze na debelo črevo.*



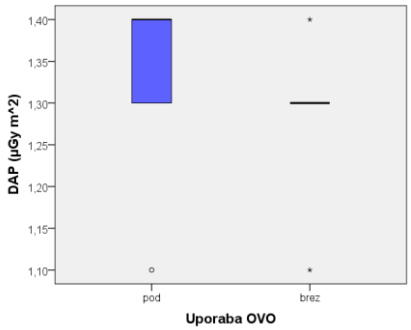
Slika 66: *DAP pri slikanju roke v polstranski projekciji in meritvi doze na debelo črevo.*



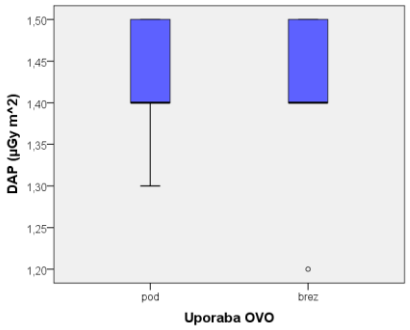
Slika 67: *DAP pri slikanju roke v PA projekciji in meritvi doze na pljuča.*



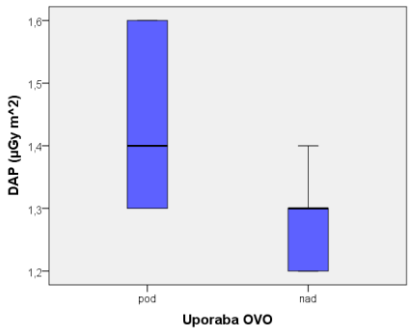
Slika 68: *DAP pri slikanju roke v polstranski projekciji in meritvi doze na pljuča.*



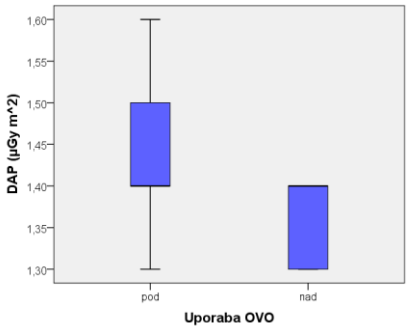
Slika 69: *DAP pri slikanju roke v PA projekciji in meritvi doze na dojke.*



Slika 70: *DAP pri slikanju roke v polstranski projekciji in meritvi doze na dojke.*



Slika 71: *DAP pri slikanju roke v PA projekciji in meritvi doze na testise.*

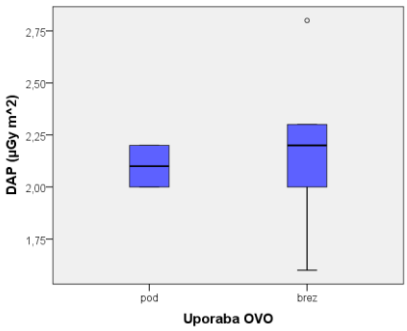


Slika 72: *DAP pri slikanju roke v polstranski projekciji in meritvi doze na testise.*

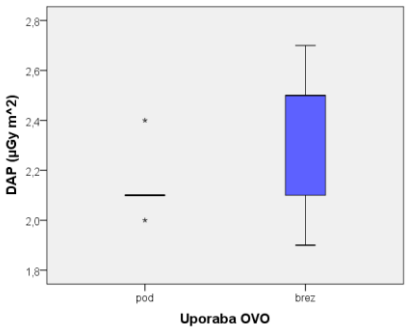
Opisna statistika za DAP pri slikanju kolena v obeh projekcijah je predstavljena v tabeli 19, rezultati kot okvir z ročaji pa so predstavljeni na slikah od 73 do 80.

Tabela 19: *Osnovne statistične značilnosti meritev z merilnikom DAP pri slikanju kolena.*

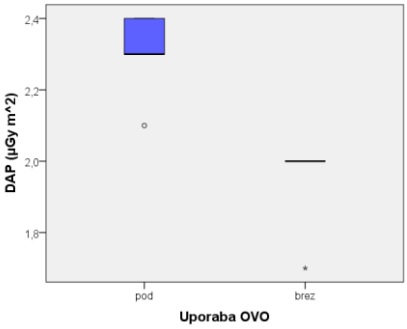
Rentgenska preiskava	Radiosenzibilni organ	OVO	N	Povp. (µGym^2)	Mediana (µGym^2)	Std. odklon (µGym^2)	Min. (µGym^2)	Maks. (µGym^2)
Rtg kolena AP	**debelo črevo**	brez	5	2,18	2,20	0,44	1,60	2,80
		pod	5	2,10	2,10	0,10	2,00	2,20
Rtg kolena STR		brez	5	2,40	2,50	0,33	1,90	2,70
		pod	5	2,14	2,10	0,15	2,00	2,40
Rtg kolena AP	**pljuča**	brez	5	1,94	2,30	0,12	2,10	2,40
		pod	5	2,30	2,30	0,12	2,10	2,40
Rtg kolena STR		brez	5	2,10	/	/	/	/
		pod	5	2,38	2,40	0,22	2,10	2,70
Rtg kolena AP	**dojke**	brez	5	2,60	2,60	0,64	2,00	3,50
		pod	5	2,38	2,20	0,58	2,00	3,50
Rtg kolena STR		brez	5	2,80	2,70	0,74	2,10	3,70
		pod	5	2,42	2,10	0,77	2,00	3,80
Rtg kolena AP	**testisi**	nad	5	2,06	2,10	0,06	2,00	2,10
		pod	5	2,04	2,00	0,22	1,80	2,40
Rtg kolena STR		nad	5	2,36	2,40	0,09	2,20	2,40
		pod	5	2,36	2,10	0,58	2,10	3,40



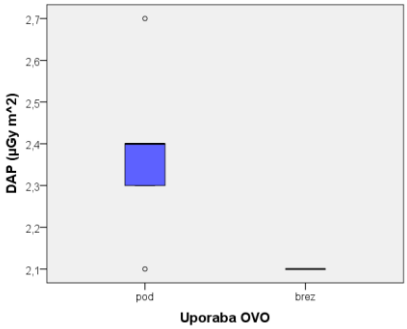
Slika 73: *DAP pri slikanju kolena v AP projekciji in meritvi doze na debelo črevo.*



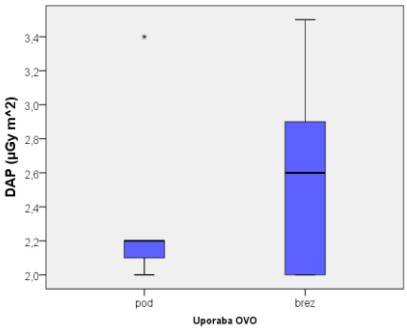
Slika 74: *DAP pri slikanju kolena v stranski projekciji in meritvi doze na debelo črevo.*



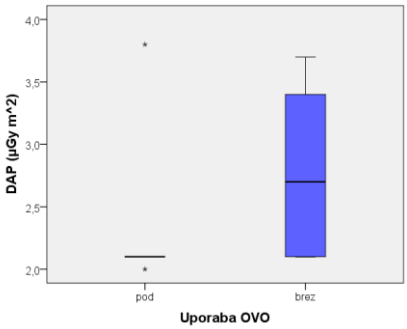
Slika 75: *DAP pri slikanju kolena v AP projekciji in meritvi doze na pljuča.*



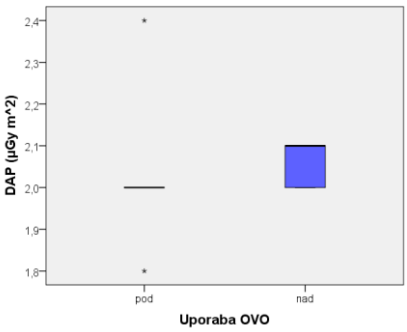
Slika 76: *DAP pri slikanju kolena v stranski projekciji in meritvi doze na pljuča.*



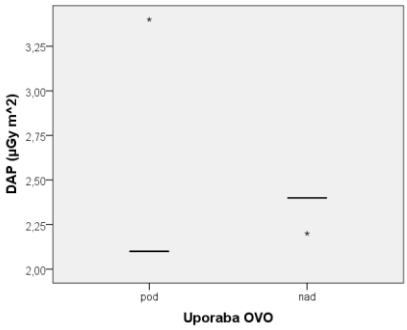
Slika 77: *DAP pri slikanju kolena v AP projekciji in meritvi doze na dojke.*



Slika 78: *DAP pri slikanju kolena v stranski projekciji in meritvi doze na dojke.*



Slika 79: *DAP pri slikanju kolena v AP projekciji in meritvi doze na testise.*



Slika 80: *DAP pri slikanju kolena v stranski projekciji in meritvi doze na testise.*

V tabeli 20 so predstavljeni uporabljeni statistični testi in rezultati statističnih testov primerjave DAP med pripadajočimi podskupinami z in brez uporabe OVO. Skoraj za nobeno kombinacijo preiskave in organa med podskupino, pri katerih smo uporabili OVO, in tisto, pri katerih je nismo uporabili, ni bilo statistično značilnih razlik v vrednosti DAP. Statistično značilne razlike smo ugotovili med porazdelitvama DAP vrednosti za pripadajoči podskupini pri meritvah doze na pljuča pri slikanju kolena v obeh projekcijah, pri čemer je opažena razlika lahko posledica dokaj majhnega vzorca. Pri obeh projekcijah je bila vrednost DAP višja pri podskupini, pri kateri smo uporabili OVO. Na podlagi teh rezultatov sklepamo, da so vrednosti meritev doze na pljuča z uporabo OVO verjetno nekoliko višje, kot bi bile, če bi bila DAP vrednost enaka kot brez uporabe OVO. Zato predvidevamo, da je učinek uporabe OVO za zaščito pljuč pri slikanju kolena nekoliko podcenjen.

Tabela 20: *Uporabljeni statistični testi pri preverjanju spremenljivk za DAP.*

Rentgensko slikanje	Radiosenzibilni organ	Uporabljen statističen test	p vrednost
Rtg prsnih organov PA	**debelo črevo**	t-test za neodvisne spremenljivke	p = 0,863
	testisi	Mann-Whitney U test	p = 0,052
Rtg prsnih organov STR	**debelo črevo**	Mann-Whitney U test	p = 0,839
	testisi		p = 0,393
Rtg medenice	**debelo črevo**	Mann-Whitney U test	p = 0,269
	pljuča		p = 0,554
	dojke		p = 0,690
Rtg vratne hrbtenice AP	**debelo črevo**	Mann-Whitney U test	p = 0,222
	pljuča	t-testa za neodvisne spremenljivke	p = 0,321
	dojke	t-testa za neodvisne spremenljivke	p = 0,798
	testisi	Mann-Whitney U test	p = 1,000
Rtg vratne hrbtenice STR	**debelo črevo**	Mann-Whitney U test	p = 0,421
	pljuča		p = 0,854
	dojke		p = 0,968
	testisi		p = 0,548
Rtg roke PA	**debelo črevo**	Mann-Whitney U test	p = 0,548
	pljuča		p = 1,000
	dojke		p = 0,421
	testisi		p = 0,095
Rtg roke STR	**debelo črevo**	Mann-Whitney U test	p = 0,310
	pljuča		p = 0,059
	dojke		p = 1,000
	testisi		p = 0,310
Rtg kolena AP	**debelo črevo**	Mann-Whitney U test	p = 0,690
	pljuča		p = 0,008
	dojke		p = 0,841
	testisi		p = 0,421
Rtg kolena STR	**debelo črevo**	Mann-Whitney U test	p = 0,310
	pljuča		p = 0,032
	dojke		p = 0,421
	testisi		p = 0,151

Analiza rezultatov pripadajočih podskupin z in brez uporabe OVO glede na porazdelitev po ITM in DAP kaže, da med pripadajočimi podskupinami v večini primerov ni statistično značilnih razlik. Zato sklepamo, da so skupine za namen naše raziskave med seboj primerljive. Izjema je merjenje doze na pljuča pri slikanju kolena v obeh projekcijah, kjer so bile pripadajoče podskupine sicer primerljive glede porazdelitve po ITM, vendar so se statistično značilno razlikovale glede porazdelitev po DAP. Ker je bil v

obeh primerih DAP višji pri podskupini pacientov, pri kateri smo uporabili OVO, to pomeni, da bi bila doza na organ (pljuča) ob statistično primerljivi porazdelitvi po DAP verjetno nižja, kot je bila izmerjena v našem primeru. Tako ocenjujemo, da lahko med seboj primerjamo tudi ta para podskupin, pri čemer moramo upoštevati možnost, da je v teh dveh primerih učinek uporabe OVO nekoliko podcenjen.

4.3.2 Meritve pri slikanju prsnih organov

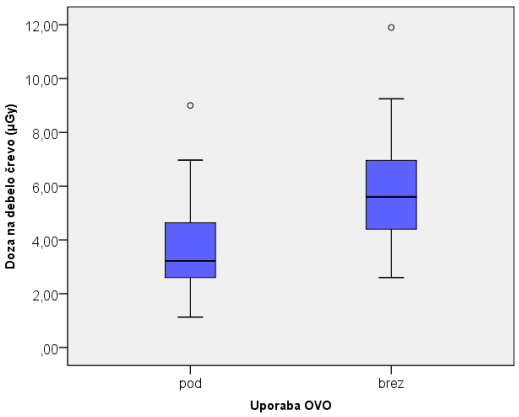
V naslednjem razdelku so zbrani rezultati meritev izpostavljenosti izbranih radiosenzibilnih organov pri slikanju prsnih organov v PA in stranski projekciji.

V tabeli 21 so predstavljene osnovne statistične značilnosti meritev doze na **debelo črevo**. Primerjava meritev kaže, da razlika med povprečjema doz v podskupinah z in brez OVO pri slikanju v PA projekciji znaša (37 ± 38)% (2,22 ± 2,84 µGy), pri slikanju v stranski projekciji pa ta razlika znaša (39 ± 39)% (5,15 ± 6,22 µGy).

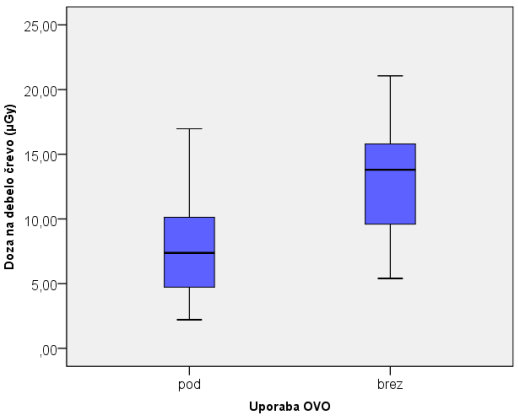
Tabela 21: *Osnovne statistične značilnosti meritev absorbirane doze na debelo črevo pri slikanju prsnih organov v PA in stranski projekciji.*

Projekcija	OVO	N	Povprečje (µGy)	Mediana (µGy)	Std. odklon (µGy)	Minimum (µGy)	Maksimum (µGy)
Rtg prsnih organov PA	brez	25	6,03	5,60	2,14	2,60	11,90
	pod	25	3,81	3,22	1,87	1,13	9,00
Rtg prsnih organov STR	brez	25	13,14	13,80	4,47	5,40	21,06
	pod	25	7,99	7,37	4,32	2,21	16,97

Rezultate smo ovrednotili tudi s pomočjo t-testa za neodvisne spremenljivke. Ta je pokazal, da so razlike med skupinama pacientov statistično značilne ($p < 0{,}0001$; $p < 0{,}0001$). Rezultati, ki so na slikah 81 in 82 prikazani tudi kot okvir z ročaji, torej kažejo, da pri slikanju prsnih organov v PA in stranski projekciji uporaba OVO vodi do statistično značilnega znižanja doze na debelo črevo, in sicer za približno 40 %.



Slika 81: *Absorbirana doza na debelo črevo pri slikanju prsnih organov v PA projekciji.*



Slika 82: *Absorbirana doza na debelo črevo pri slikanju prsnih organov v stranski projekciji.*

Pri meritvah doze na **testise** (tabela 22) smo relativno znižanje zaradi uporabe OVO določili iz meritev pod in nad OVO na podlagi predpostavk, opisanih v poglavjih 3.3, 3.4

in 4.2.7. Ugotovili smo, da je uporaba OVO izpostavljenost testisov pri slikanju v PA projekciji znižala za (68 ± 23)% (0,15 ± 0,11 μGy), v stranski pa za (55 ± 44)% (0,30 ± 0,35 μGy). Ob tem z uporabo opisane metodologije ocenjena doza brez uporabe OVO pri slikanju prsnih organov v PA projekciji znaša 0,22 ± 0,10 μGy (relativna napaka 43 %), v stranski pa 0,55 ± 0,29 μGy (relativna napaka 53 %).

Tabela 22: *Osnovne statistične značilnosti meritev absorbirane doze na testise pri slikanju prsnih organov v PA in stranski projekciji.*

Projekcija	OVO	N	Povprečje (μGy)	Mediana (μGy)	Std. odklon (μGy)	Minimum (μGy)	Maksimum (μGy)
Rtg prsnih organov PA	nad	10	0,15	0,14	0,04	0,10	0,14
	pod	10	0,07	0,08	0,04	0,02	0,13
Rtg prsnih organov STR	nad	10	0,30	0,30	0,08	0,21	0,42
	pod	10	0,25	0,18	0,20	0,08	0,72

Na podlagi predpostavk, opisanih v poglavjih 3.4, je bila pri meritvi doze na **testise** pri slikanju prsnih organov v PA projekciji minimalna razlika med intervaloma izračunane vrednosti brez in pod OVO 0,14 μGy, doza nad OVO pa je bila statistično značilno različna od 0 (p= 0,005), kar sem dokazal z Wilcoxonovim testom. Pri slikanju prsnih organov v stranski projekciji je bila minimalna razlika med intervaloma 0,08 μGy, Wilcoxonov test pa je pokazal, da je doza nad OVO tudi v tem primeru statistično značilno različna od 0 (p= 0,005). Zato lahko sklepam, da so razlike med dozo brez OVO in dozo pod OVO statistično značilne.

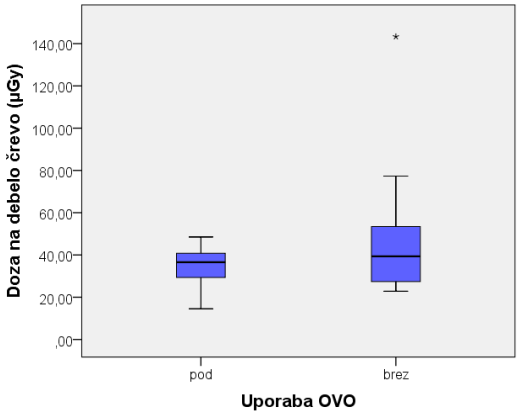
Iz rezultatov vpliva OVO pri slikanju prsnih organov lahko sklepamo, da OVO vodi do statistično značilnega znižanja doze na **debelo črevo** v obeh projekcijah (okoli 40 %) in **testisov** v obeh projekcijah (okoli 60 %).

4.3.3 Meritve pri slikanju medenice

Pri slikanju medenice v AP projekciji se doza na **debelo črevo** z uporabo OVO povprečno zmanjša za (24 ± 47)% (11,09 ± 27,46 μGy) (tabela 23), na sliki 83 pa so rezultati prikazani tudi kot okvir z ročaji. Na podlagi neparametričnega Mann-Whitney U testa smo potrdili, da razlike med obema skupinama pacientov niso statistično značilne (p = 0,118).

Tabela 23: *Osnovne statistične značilnosti meritev absorbirane doze na debelo črevo pri slikanju medenice v AP projekciji.*

OVO	N	Povprečje (μGy)	Mediana (μGy)	Std. odklon (μGy)	Minimum (μGy)	Maksimum (μGy)
brez	25	45,59	39,33	25,90	22,85	143,33
pod	25	34,50	36,54	9,11	14,50	48,50

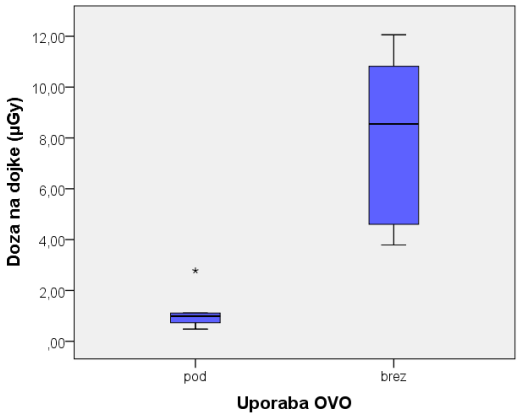


Slika 83: *Absorbirana doza na debelo črevo pri slikanju medenice v AP projekciji.*

Rezultati meritev doz na **dojke** pri slikanju medenice v AP projekciji z in brez OVO (tabela 24) kažejo, da je povprečna razlika med dozama na dojke z in brez OVO (85 ± 13)% (6,74 ± 3,79 µGy). Z Mann-Whitney U testom smo potrdili, da so razlike med obema skupinama pacientov statistično značilne (p = 0,008). Rezultate smo grafično prikazali tudi kot okvir z ročaji na sliki 84.

Tabela 24: *Osnovne statistične značilnosti meritev absorbirane doze na dojke pri slikanju medenice v AP projekciji.*

OVO	N	Povprečje (µGy)	Mediana (µGy)	Std. odklon (µGy)	Minimum (µGy)	Maksimum (µGy)
brez	5	7,96	8,55	3,68	3,79	12,06
pod	5	1,22	0,99	0,91	0,48	2,78

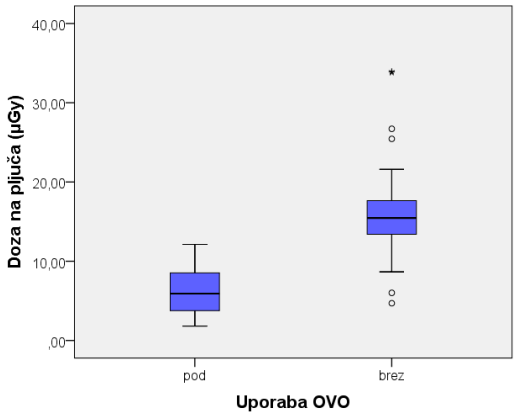


Slika 84: *Absorbirana doza na dojke pri slikanju medenice v AP projekciji.*

Med povprečnima dozama na **pljuča** pri slikanju medenice v AP projekciji z in brez OVO razlika znaša (59 ± 25)% (9,87 ± 7,80 µGy) (tabela 25). Z neparametričnim Mann-Whitney U testom smo pokazali, da je razlika statistično značilna (p < 0,0001), na sliki 85 pa so rezultati prikazani tudi kot okvir z ročaji.

Tabela 25: *Osnovne statistične značilnosti meritev absorbirane doze na pljuča pri slikanju medenice v AP projekciji.*

OVO	N	Povprečje (µGy)	Mediana (µGy)	Std. odklon (µGy)	Minimum (µGy)	Maksimum (µGy)
brez	25	16,61	15,45	7,22	4,70	33,94
pod	25	6,74	5,92	2,95	1,82	12,12



Slika 85: *Absorbirana doza na pljuča pri slikanju medenice v AP projekciji.*

Rezultati torej kažejo, da uporaba OVO pri slikanju medenice v AP projekciji vodi do statistično značilnega znižanja doze na **dojke** (okoli 80 %) in **pljuča** (okoli 60 %), medtem ko ščitenje **debelega črevesa** ni pokazalo statistično značilnega učinka.

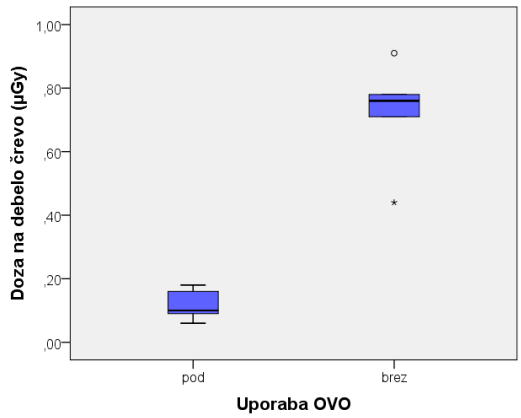
4.3.4 Meritve pri slikanju vratne hrbtenice

V tabeli 26 je prikazana opisna statistika meritev doze na **debelo črevo** pri slikanju vratne hrbtenice. V tej podskupini relativna razlika med povprečjema doz z in brez OVO znaša v AP projekciji (83 ± 8)% (0,60 ± 0,18 µGy), v stranski projekciji pa (79 ± 18)% (0,26 ± 0,17 µGy).

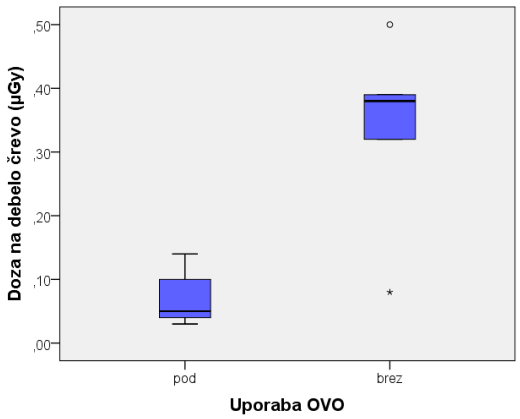
Tabela 26: *Osnovne statistične značilnosti meritev absorbirane doze na debelo črevo pri slikanju vratne hrbtenice.*

Projekcija	OVO	N	Povprečje (µGy)	Mediana (µGy)	Std. odklon (µGy)	Minimum (µGy)	Maksimum (µGy)
Rtg vratne hrbtenice AP	brez	5	0,72	0,73	0,17	0,44	0,91
	pod	5	0,12	0,10	0,05	0,06	0,18
Rtg vratne hrbtenice STR	brez	5	0,33	0,38	0,16	0,08	0,50
	pod	5	0,07	0,05	0,05	0,03	0,14

Na podlagi neparametričnega Mann-Whitney U testa za testiranje razlik med dvema spremenljivkama smo potrdili, da so razlike v tej podskupini v obeh projekcijah statistično značilne ($p = 0,008$; $p = 0,032$). Potrditev te ugotovitve lahko vidimo tudi iz grafa z ročaji (sliki 86 in 87).



Slika 86: *Absorbirana doza na debelo črevo pri slikanju vratne hrbtenice v AP projekciji.*



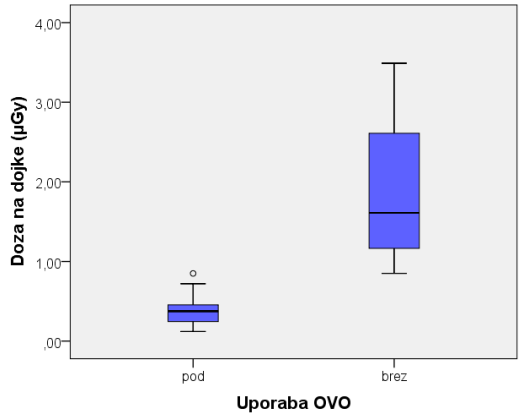
Slika 87: *Absorbirana doza na debelo črevo pri slikanju vratne hrbtenice v stranski projekciji.*

Relativna razlika med povprečjema doz na **dojke** pri slikanju vratne hrbtenice z in brez OVO v AP projekciji znaša (80 ± 13)% (1,48 ± 0,84 µGy), v stranski projekciji pa (72 ± 15)% (0,63 ± 0,28 µGy) (tabela 27).

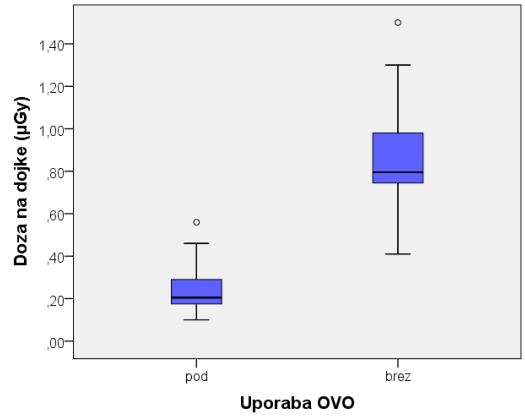
Tabela 27: *Osnovne statistične značilnosti meritev absorbirane doze na dojke pri slikanju vratne hrbtenice.*

Projekcija	OVO	N	Povprečje (µGy)	Mediana (µGy)	Std. odklon (µGy)	Minimum (µGy)	Maksimum (µGy)
Rtg vratne hrbtenice AP	brez	20	1,86	1,61	0,82	0,85	3,49
	pod	20	0,38	0,38	0,18	0,12	0,85
Rtg vratne hrbtenice STR	brez	20	0,88	0,80	0,26	0,41	1,50
	pod	20	0,25	0,21	0,11	0,10	0,56

Rezultate smo ovrednotili tudi s pomočjo t-testa za neodvisne spremenljivke in potrdili, da so razlike med skupinama pacientov statistično značilne ($p < 0{,}0001$; $p < 0{,}0001$). Na slikah 88 in 89, kjer je prikazan okvir z ročaji.



Slika 88: *Absorbirana doza na dojke pri slikanju vratne hrbtenice v AP projekciji.*

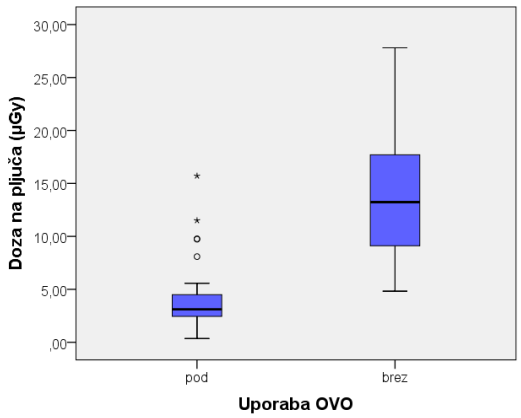


Slika 89: *Absorbirana doza na dojke pri slikanju vratne hrbtenice v stranski projekciji.*

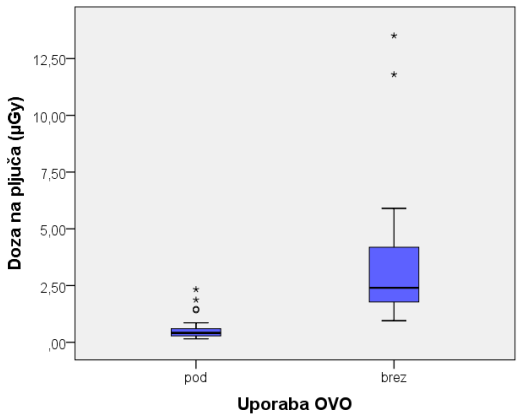
Med povprečnima dozama na **pljuča** pri slikanju vratne hrbtenice v AP projekciji z in brez OVO razlika znaša (69 ± 30)% (9,60 ± 7,56 µGy), v stranski projekciji pa (83 ± 22)% (2,90 ± 3,11 µGy) (tabela 28). Z neparametričnim Mann-Whitney U testom smo ugotovili, da so razlike med dozo na pljuča z in brez uporabe OVO pri slikanju vratne hrbtenice statistično značilne ($p < 0,0001$; $p < 0,0001$), kar smo grafično prikazali kot okvir z ročaji na slikah 90 in 91.

Tabela 28: *Osnovne statistične značilnosti meritev absorbirane doze na pljuča pri slikanju vratne hrbtenice v AP projekciji.*

Projekcija	OVO	N	Povprečje (µGy)	Mediana (µGy)	Std. odklon (µGy)	Minimum (µGy)	Maksimum (µGy)
Rtg vratne hrbtenice AP	brez	25	13,98	13,23	6,58	4,78	27,81
	pod	25	4,38	3,11	3,72	0,36	15,71
Rtg vratne hrbtenice STR	brez	25	3,50	2,40	3,06	0,95	13,51
	pod	25	0,60	0,41	0,57	0,15	2,33



Slika 90: *Absorbirana doza na pljuča pri slikanju vratne hrbtenice v AP projekciji.*



Slika 91: *Absorbirana doza na pljuča pri slikanju vratne hrbtenice v stranski projekciji.*

Izračunana doza na **testise** (tabela 29) brez uporabe OVO pri slikanju vratne hrbtenice v AP projekciji znaša 0,16 ± 0,09 µGy (relativna napaka 56 %), pri slikanju v stranski projekciji pa 0,09 ± 0,04 µGy (relativna napaka 58 %). Ob tem je uporaba OVO izpostavljenost testisov pri slikanju v AP projekciji znižala za (94 ± 7)% (0,15 ± 0,09 µGy), pri slikanju v stranski projekciji pa za (89 ± 12)% (0,08 ± 0,04 µGy).

Tabela 29: *Osnovne statistične značilnosti meritev absorbirane doze na testise pri slikanju vratne hrbtenice v AP projekciji.*

Projekcija	OVO	N	Povprečje (µGy)	Mediana (µGy)	Std. odklon (µGy)	Minimum (µGy)	Maksimum (µGy)
Rtg vratne hrbtenice AP	nad	5	0,15	0,15	0,07	0,10	0,26
	pod	5	< 0,01	/	/	/	/
Rtg vratne hrbtenice STR	nad	5	0,08	0,07	0,04	0,05	0,15
	pod	5	< 0,01	/	/	/	/

Pri slikanju vratne hrbtenice v PA projekciji in meritvi doze na **testise** je bila minimalna razlika med intervalom izračunane vrednosti brez OVO in pod OVO enaka 0,09 µGy, doza nad OVO pa je bila statistično značilno različna od 0 (p = 0,041), kar smo dokazali z Wilcoxonovim testom enega vzorca. Pri slikanju prsnih organov v stranski projekciji je bila minimalna razlika med intervaloma enaka 0,04 µGy, pa tudi doza nad OVO je bila statistično značilno različna od 0 (p= 0,042, Wilcoxonov test). Zato lahko sklepamo, da so tudi razlike med dozama brez in pod OVO statistično značilne.

Iz rezultatov je razvidno, da uporaba OVO pri slikanju vratne hrbtenice vodi do statistično značilnega znižanja doze v primeru ščitenja **pljuč, dojk, debelega črevesa in testisov**, pri čemer v vseh primerih uporaba OVO dozo zniža na približno petino.

4.3.5 Meritve doze pri slikanju roke

Rezultati meritev doze na **debelo črevo, dojke, pljuča in testise** pri slikanju roke v PA in polstranski projekciji so podani v tabelah 30 do 32. Rezultati kažejo, da so doze na izbrane organe brez uporabe OVO v vseh primerih na meji detekcije (nekaj 10 nGy), pri uporabi OVO pa so v vseh primerih padle pod nivo detekcije. Uporaba OVO pri slikanju roke torej vodi do statistično značilnega znižanja doze na vse radiosenzibilne organe, vključene v raziskavo (rezultat neparametričnega Mann-Whitney U testa je v vseh primerih p = 0,008), vendar so ti rezultati vprašljivi zaradi zelo nizkih doz, kar onemogoča kvantitativno vrednotenje učinka uporabe OVO.

Tabela 30: *Osnovne statistične značilnosti meritev absorbirane doze na debelo črevo pri slikanju roke v PA projekciji.*

Projekcija	OVO	N	Povprečje (µGy)
Rtg roke PA	brez	5	0,03
	pod	5	< 0,01
Rtg roke polstransko	brez	5	0,03
	pod	5	< 0,01

Tabela 31: *Osnovne statistične značilnosti meritev absorbirane doze na dojke pri slikanju roke v PA projekciji.*

Projekcija	OVO	N	Povprečje (µGy)
Rtg roke PA	brez	5	0,03
	pod	5	< 0,01
Rtg roke polstransko	brez	5	0,03
	pod	5	< 0,01

Tabela 32: *Osnovne statistične značilnosti meritev absorbirane doze na pljuča pri slikanju roke v PA projekciji.*

Projekcija	OVO	N	Povprečje (µGy)
Rtg roke PA	brez	5	0,04
	pod	5	< 0,01
Rtg roke polstransko	brez	5	0,05
	pod	5	< 0,01

Meritve doze na dojke, pljuča in debelo črevo so se z uporabo OVO znižale pod mejo detekcije, zaradi nizkih doz in s tem povezane velike napake meritev pa razlik nismo kvantitativno ovrednotili. Pri meritvah doze na testise pa je bila tako z kot brez uporabe OVO doza pod mejo detekcije.

4.3.6 Meritve doze pri slikanju kolena

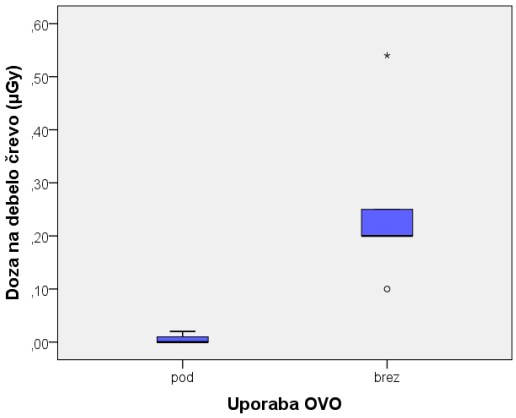
Pri slikanju kolena se doza na **debelo črevo** z uporabo OVO v AP projekciji povprečno zmanjša za več kot 90 % (0,25 ± 0,17 µGy), v stranski pa več kot 80 % (0,11 ± 0,23 µGy) (tabela 33).

Tabela 33: *Osnovne statistične značilnosti meritev absorbirane doze na debelo črevo pri slikanju kolena.*

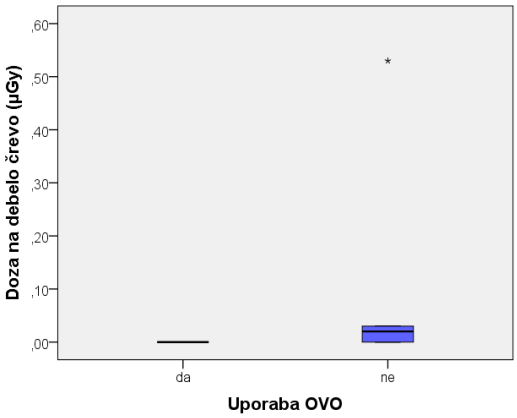
Projekcija	OVO	N	Povprečje (µGy)	Mediana (µGy)	Std. odklon (µGy)	Minimum (µGy)	Maksimum (µGy)
Rtg kolena AP	brez	5	0,26	0,200	0,17	0,10	0,54
	pod	5	0,01	< 0,01	0,01	< 0,01	0,02
Rtg kolena STR	brez	5	0,12	0,02	0,23	< 0,01	0,53
	pod	5	<0,01	< 0,01	0,01	< 0,01	0,02

Na podlagi neparametričnega Mann-Whitney U testa smo ugotovili, da je vpliv uporabe OVO v PA projekciji statistično značilen (p = 0,008), medtem ko v stranski projekciji razlika kljub veliki relativni razliki med obema podskupinama ni statistično

značilna (p = 0,151), kar je razvidno tudi iz slik 92 in 93.



Slika 92: *Absorbirana doza na debelo črevo pri slikanju kolena v AP projekciji.*

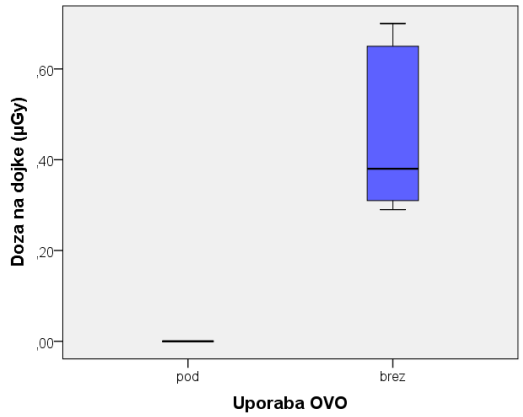


Slika 93: *Absorbirana doza na debelo črevo pri slikanju kolena v stranski projekciji.*

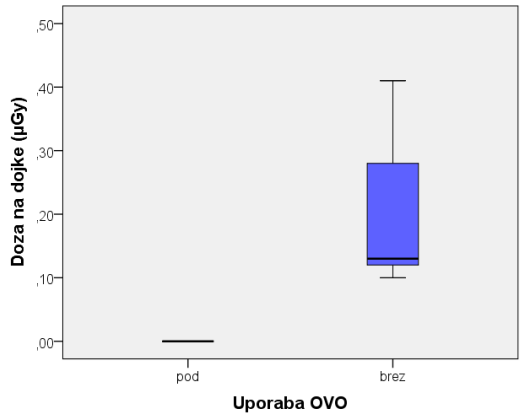
Relativna razlika med povprečjema doz na **dojke** pri slikanju kolena v AP projekciji z in brez OVO presega 95 % (0,46 ± 0,20 µGy), v stranski pa 90 % (0,20 ± 0,13 µGy). V obeh primerih je bila doza pri uporabi OVO pod mejo detekcije dozimetra (tabela 34). Rezultate smo ovrednotil tudi s pomočjo neparametričnega Mann-Whitney U testa in potrdili, da so razlike med skupinama pacientov v obeh primerih statistično značilne (p = 0,008; p = 0,008). Rezultati so prikazani tudi na slikah 94 in 95 kot okvir z ročaji.

Tabela 34: *Osnovne statistične značilnosti meritev absorbirane doze na dojke pri slikanju kolena.*

Projekcija	OVO	N	Povprečje (µGy)	Mediana (µGy)	Std. odklon (µGy)	Minimum (µGy)	Maksimum (µGy)
Rtg kolena AP	brez	5	0,47	0,38	0,20	0,29	0,70
	pod	5	< 0,01	/	/	/	/
Rtg kolena STR	brez	5	0,21	0,13	0,13	0,10	0,41
	pod	5	< 0,01	/	/	/	/



Slika 94: *Absorbirana doza na dojke pri slikanju kolena v AP projekciji.*

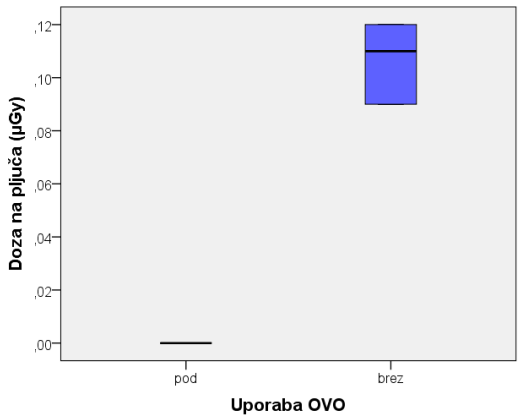


Slika 95: *Absorbirana doza na dojke pri slikanju kolena v stranski projekciji.*

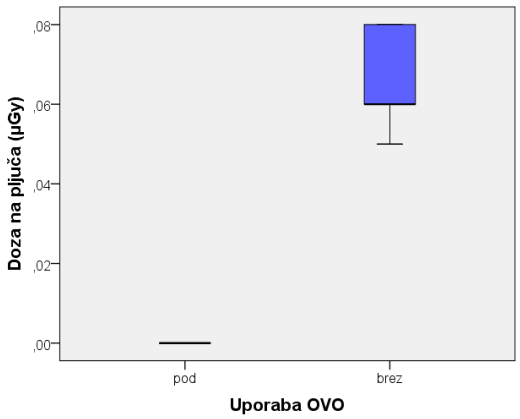
Razlika med povprečnima dozama z in brez uporabe OVO preko **pljuč** pri slikanju kolena v AP presega 80 % (0,10 ± 0,02 µGy), pri čemer se pri uporabi OVO doza spusti pod detekcijo dozimetra. Tudi pri slikanju v stranski projekciji se doza ob uporabi OVO spusti pod nivo detekcije (tabela 35), znižanje pa tudi v tem primeru presega 80 % (0,06 ± 0,01 µGy). Statistično značilnost razlike smo v obeh primerih dokazali s pomočjo neparametričnega Mann-Whitney U testa (p = 0,008; p = 0,008). Dobljene rezultate smo predstavili še grafično z okvirjem z ročaji na slikah 96 in 97.

Tabela 35: *Osnovne statistične značilnosti meritev absorbirane doze na pljuča pri slikanju kolena.*

Projekcija	OVO	N	Povprečje (µGy)	Mediana (µGy)	Std. odklon (µGy)	Minimum (µGy)	Maksimum (µGy)
Rtg kolena AP	brez	5	0,11	0,11	0,02	0,09	0,12
	pod	5	< 0,01	/	/	/	/
Rtg kolena STR	brez	5	0,07	0,06	0,01	0,05	0,08
	pod	5	< 0,01	/	/	/	/



Slika 96: *Absorbirana doza na pljuča pri slikanju kolena v AP projekciji.*



Slika 97: *Absorbirana doza na pljuča pri slikanju kolena v stranski projekciji.*

Izračunane vrednosti doz na **testise** brez uporabe OVO pri slikanju kolena v AP projekciji znašajo 0,10 ± 0,05 µGy (relativna napaka 54 %), v stranski projekciji pa 0,21 ± 0,15 µGy (relativna napaka 73 %). Znižanje povprečne doze na testise zaradi uporabe OVO pri slikanju kolena v AP projekciji je (80 ± 32)% (0,08 ± 0,06 µGy), v stranski pa (86 ± 18)% (0,18 ± 0,15 µGy) (tabela 36).

Pri slikanju kolena v AP projekciji in meritvi doze na **testise** je bila minimalna razlika med intervaloma izračunane vrednosti brez in pod OVO enaka 0,03 µGy, doza nad OVO pa je bila statistično značilno različna od 0 (p= 0,042), kar smo dokazali z Wilcoxonovim testom. Pri slikanju prsnih organov v stranski projekciji je bila razlika med intervaloma enaka 0,06 µGy in tudi doza nad OVO je bila statistično značilno različna od 0 (p= 0,042, Wilcoxonov test). Zato lahko sklepamo, da obstajajo statistično značilne razlike med dozo brez OVO in dozo pod OVO.

Tabela 36: *Osnovne statistične značilnosti meritev absorbirane doze na testise pri slikanju kolena.*

Projekcija	OVO	N	Povprečje (µGy)	Mediana (µGy)	Std. odklon (µGy)	Minimum (µGy)	Maksimum (µGy)
Rtg kolena AP	nad	5	0,08	0,08	0,02	0,06	0,10
	pod	5	0,02	0	0,03	0	0,05
Rtg kolena STR	nad	5	0,18	0,16	0,12	0,05	0,30
	pod	5	0,03	0,01	0,06	<0,01	0,13

Na podlagi rezultatov vidimo, da uporaba OVO pri slikanju kolena vodi do statistično značilnega znižanja doze v primeru ščitenja **pljuč, dojk, debelega črevesa** in **testisov**, pri čemer v vseh primerih uporaba OVO dozo zniža za več kot tri četrtine.

5 Razprava

Pri vrednotenju vpliva uporabe OVO na izpostavljenost radiosenzibilnih organov je pomembno, da so skupine pacientov, uporabljene za vrednotenje tega vpliva, primerljive glede na parametre, ki bi lahko vplivali na dozo na izbrane organe. Glede na to, da konstitucija pacienta vpliva na dozo, ki jo bo prejel (Pizzutiello in Cullinan, 1993 cit. po Nic an Ghearr in Brennan, 1999), je eden od identificiranih parametrov indeks telesne mase (ITM). Za izločitev možnosti vpliva ITM na rezultate smo izvedli statistično analizo vrednosti ITM in ugotovili, da med skupinami pacientov, pri katerih smo uporabili OVO, in skupinami, pri katerih je nismo uporabili, ni bilo statistično značilnih razlik v vrednosti ITM. Pregled literature kaže, da primerljive raziskave navedenega vpliva pogosto niso ustrezno obravnavale. Begum (2001) je v svoji raziskavi beležil maso pacientov in debelino tkiva, skozi katerega je prehajal primarni snop, ni pa navedel, ali je med seboj primerjal skupine pacientov glede na ti dve lastnosti. Hohl et al. (2005) so pri CT abdominalno-medeničnega predela beležili višino in maso, da so izračunali ITM, vendar prav tako kot Begum (2001) niso navedli, ali so skupini primerjali glede na ta parameter. ITM so uporabili, da bi ugotovili, ali obstaja korelacija med dozo na gonade in ITM (Hohl et al., 2005), in prišli do zaključkov, da takšne korelacije ni. Brennan in Madigan (2000) sta prav tako beležila maso in višino pacientk in debelino tkiva, skozi katerega je prehajal primarni snop. Primerljivost skupin sta zagotovila tako, da sta izbrala pacientke z višino od 155 cm do 175 cm in maso 70 ± 5 kg. Tudi Nic an Ghearr in Brennan (1999) sta primerljivost skupin skušala zagotoviti z omejitvijo višine pacientk od 155 cm do 170 cm in maso med 10 kg in 66 kg.

Pri vrednotenju primerljivosti skupin smo poleg ITM primerjali tudi produkt doze in površine (DAP) med posameznimi podskupinami. Pri vseh podskupinah, razen pri slikanju kolena v stranski projekciji, smo ugotovili, da med podskupinama, slikanima z in brez uporabe OVO, ni bilo statistično značilnih razlik glede na vrednost DAP. To pomeni, da smo lahko v raziskavi te podskupine primerjali med seboj, ne da bi to vplivalo na nadaljnje rezultate. Izjema je bila meritev absorbirane doze na pljuča pri slikanju kolena v stranski projekciji, kjer sem med podskupinama ugotovil statistično značilne razlike v porazdelitvi DAP. Ugotovljeno razliko med tema dvema podskupinama smo ustrezno upoštevali pri interpretaciji rezultatov.

Ujemanja absolutne doze med meritvami na fantomu in pacientih nismo pričakovali zaradi velikosti fantoma, ki ne predstavlja standardnega evropskega pacienta. Zato primerjavi absolutnih doz ne bomo posvečali posebnih pozornosti, pričakujemo pa ujemanje v relativnem znižanju doze pri meritvah na fantomu in pacientih.

5.1 Razprava – slikanje prsnih organov

Rezultati meritev vpliva uporabe OVO pri slikanju prsnih organov so v povzeti obliki predstavljeni v tabeli 37, ki podaja absolutno in relativno znižanje doze na debelo črevo in testise.

Tabela 37: *Znižanje doze z uporabo OVO pri slikanju prsnih organov.*

Organ	Projekcija	Znižanje doze	
		Meritve na fantomu	Meritve na pacientih
Debelo črevo	PA	(35 ± 3)% (3,70 ± 0,42 μGy)	(37 ± 38)% (2,2 ± 2,84 μGy)
	STR	(28 ± 2)% (4,20 ± 0,45 μGy)	(39 ± 39)% (5,15 ± 6,22 μGy)
Testisi	PA	(25 ± 31)% (0,01 ± 0,01 μGy)	(68±23)% (0,15 ± 0,11 μGy)
	STR	(80±5)% (0,16 ± 0,01 μGy)	(55±44)% (0,30 ± 0,35 μGy)

Relativna razlika znižanja absorbirane doze na **debelo črevo** pri slikanju prsnih organov v AP in stranski projekciji z OVO in brez nje se pri meritvah na fantomu in meritvah na pacientih ujema v okviru napake in znaša okoli 35 %. Pri slikanju v stranski projekciji je bila razlika med meritvami na fantomu in na pacientih sicer nekoliko večja ((28 ± 2)% proti (39 ± 39)%), vendar se rezultata v okviru napake še vedno približno ujemata.

Ker v literaturi nismo našli raziskave vpliva uporabe OVO na dozo na debelo črevo, smo svoje rezultate primerjali z rezultati vpliva OVO pri slikanju prsnih organov na jajčnike glede na to, da debelo črevo in jajčniki ležijo v neposredni bližini v spodnjem delu abdomna. Njeh et al. (1997) so pri meritvah doze na jajčnike pri slikanju prsnih organov v PA projekciji z uporabo antropomorfnega fantoma, v katerega so vstavili dozimetre, ugotovili, da se z uporabo OVO – gonadnega predpasnika, kakršnega smo uporabljali tudi mi, doza, ki jo prejmejo jajčniki, ne zmanjša. Zaključujejo, da večino doze, ki jo prejmejo jajčniki, pride od t. i. »notranjega« sipanega sevanja, pri katerem uporaba OVO ni učinkovita. Jackson in Brennan (2006), ki sta prav tako merila dozo na jajčnike pri slikanju prsnih organov, pa sta pri slikanju v PA projekciji ugotovila, da se z uporabo gonadnega predpasnika doza na jajčnike zmanjša za 19 %. Znižanje na levi jajčnik za 45 % in na desnega za 27 % pa sta izmerila, ko sta uporabila OVO, ki je ovijala pacientko. Pri slikanju v stranski projekciji pa sta ugotovila, da nobena OVO ni učinkovita za zaščito jajčnikov. Razlike med že izvedenimi raziskavami glede učinkovitosti OVO lahko pripišem temu, da smo mi dozo meril na površini fantoma in na koži pacientov, Njeh et al. (1997) ter Jackson in Brennan (2006) pa so izvajali meritve tako, da so dozimeter vstavili v fantom na mesto, kjer se nahajajo jajčniki.

Ker se pri slikanju prsnih organov uporablja OVO za ščitenje **testisov** smo absorbirano dozo brez uporabe OVO določili tako, da smo jo izračunali na podlagi pridobljenih rezultatov meritev na fantomu. Ugotovili smo, da je doza brez OVO v grobem enaka vsoti meritev doze pod in nad OVO. Ugotovili smo, da je relativno znižanje doze na testise pri meritvah na pacientih približno 60 %, kar je večje kot pri meritvah na fantomu (približno 30 %). Relativno znižanje doze na testise pri slikanju prsnih organov v stranski projekciji pa je bilo pri meritvah na fantomu veliko večje (približno 80 %) kot pri meritvah na pacientih (približno 55 %).

Jackson in Brennan (2006) sta v svoji raziskavi ugotovila, da se doza na testise pri slikanju prsnih organov v PA projekciji z uporabo OVO, ki popolnoma ovija pacienta, zmanjša za 58 % ($p \leq 0{,}001$). Pri uporabi OVO – gonadnega predpasnika na enak način, kot smo ga uporabil mi, pa nista ugotovila razlik. Razlike med njuno in našo raziskavo so tudi v vrednosti doze, saj je v njuni raziskavi izmerjena doza na testise v PA projekciji

znašala 50 μGy, v stranski pa 40 μGy. Do teh razlik je prišlo zaradi uporabe različne tehnologije slikanja in drugačne vrste dozimetra. Pri uporabi stranske projekcije sta ugotovila, da se doza na testise z uporabo OVO, ki popolnoma ovija pacienta, zmanjša za 88 % ($p \leq 0{,}0001$). Pri uporabi OVO – gonadnega predpasnika na enak način, kot smo ga uporabili mi, pa nista ugotovila razlik.

Glede na to, da se v kliničnem okolju pri slikanju prsnih organov za ščitenje testisov uporablja gonadni predpasnik, bi se s postavitvijo le-tega do roba slikovnega polja in večjo zaščito debelega črevesa zmanjšala že tako nizka doza, ki jo prejme del debelega črevesa, ki se ne nahaja v primarnem polju.

5.2 Razprava – slikanje medenice

Vpliv uporabe OVO na znižanje doze pri rentgenskem slikanju medenice je predstavljen v tabeli 38. Rezultati znižanja so predstavljeni tako z relativnim kot z absolutnim znižanjem doze na debelo črevo, dojke in pljuča.

Tabela 38: *Znižanje doze z uporabo OVO pri slikanju medenice.*

Organ	**Projekcija**	**Znižanje doze**	
		Meritve na fantomu	**Meritve na pacientih**
Debelo črevo	AP	ni statistično značilnih razlik	ni statistično značilnih razlik
Dojke	AP	(97 ± 1)% (1,45 ± 0,06 μGy)	(85 ± 13)% (6,7 ± 3,8 μGy)
Pljuča	AP	(49 ± 2)% (5,8 ± 0,44 μGy)	(59 ± 25)% (9,9 ± 7,8 μGy)

Pri analizi rezultatov učinkovitosti uporabe OVO za ščitenje **debelega črevesa** nismo ugotovili statistično značilnih razlik ($p = 0{,}118$) med skupino z in brez OVO, ne pri meritvah na fantomu ne pri tistih na pacientih, zato zaključujemo, da je uporaba OVO preko debelega črevesa pri slikanju medenice neučinkovita. Ta rezultat lahko pojasnimo z geometrijsko postavitvijo organa v odvisnosti od objekta slikanja.

Rezultati meritev relativnega znižanja doze, ki jo prejmejo **pljuča**, se pri meritvah na pacientih in na fantomu dobro ujemajo in znašajo približno 50 %. Tudi relativno znižanje doze na **dojke** se pri meritvah na fantomu in na pacientih približno ujema in znaša okoli 90 %.

Rezultati naše raziskave o znižanju absorbirane doze na organ (debelo črevo), ki pri slikanju medenice leži v bližini primarnega polja, so podobni rezultatom, ki jih poročata Daniels and Furey (2008). Pri slikanju medenice s klasično radiografijo sta merila dozo na dva druga, v neposredni bližini ležeča organa, testise in jajčnike, pri čemer so se ti organi nahajali na robu slikovnega polja oziroma največ 20 cm od njega. Velikost slikovnega polja je znašala 35 × 43 cm. Ugotovila sta, da klasična OVO, kot smo jo uporabljali mi, ne vodi do zmanjšanja doze, ki jo prejmejo gonade, ko se nahajajo izven slikovnega polja, saj je kar 85 % doze posledica »notranjega« sipanega sevanja. V Evropskih smernicah (Commission of European Communities, 1996b) navajajo, da je OVO učinkovita do 5 cm od robov primarnega polja. Mi smo pa v naši raziskavi dokazali, da se učinkovitost OVO odraža tudi pri večjih razdaljah od primarnega polja (do 35 cm). Tudi to pripisujemo geometrijski postavitvi organov, kar sta zaključila tudi Daniels and Furey (2008).

Na podlagi pridobljenih rezultatov zaključujemo, da uporaba OVO preko pljuč in dojk

pri slikanju medenice zniža dozo, ki jo prejmeta oba organa, ščitenje debelega črevesa pa pri tej preiskavi ni učinkovito.

5.3 Razprava – slikanje vratne hrbtenice

Rezultati meritev vpliva uporabe OVO pri slikanju vratne hrbtenice so v povzeti obliki predstavljeni v tabeli 39. V tabeli so podani absolutni in relativni rezultati znižanja doze na debelo črevo, dojke, pljuča in testise pri slikanju vratne hrbtenice v AP in stranski projekciji.

Tabela 39: *Znižanje doze z uporabo OVO pri slikanju vratne hrbtenice*.

Organ	Projekcija	Znižanje doze	
		Meritve na fantomu	**Meritve na pacientih**
Debelo črevo	AP	(73 ± 2)% (1,10 ± 0,07 μGy)	(83 ± 8)% (0,60 ± 0,18 μGy)
	STR	(83 ± 2)% (0,25 ± 0,03 μGy)	(79 ± 18)% (0,26 ± 0,17 μGy)
Dojke	AP	(88 ± 1)% (3,70 ± 0,09 μGy)	(80 ± 13)% (1,48 ± 0,84 μGy)
	STR	(69 ± 3)% (1,10 ± 0,07 μGy)	(72 ± 15)% (0,63 ± 0,28 μGy)
Pljuča	AP	(28 ± 1)% (6,30 ± 0,35 μGy)	(69 ± 30)% (9,6 ± 7,6 μGy)
	STR	(38 ± 3)% (3,50 ± 0,44 μGy)	(83 ± 22)% (2,90 ± 3,11 μGy)
Testisi	AP	> 95% (0,39 ± 0,01 μGy)	(94 ± 7)% (0,15 ± 0,09 μGy)
	STR	>80% (0,04 ± 0,01 μGy)	(89 ± 12)% (0,08 ± 0,04 μGy)

Rezultati relativnega znižanja doze na dojke, debelo črevo in testise so se pri meritvah na pacientih ujemali z znižanjem, ki smo ga ugotovili na fantomu. Pri **dojkah** je znižanje z uporabo OVO v povprečju za obe projekciji znašalo približno 75 %, povprečno znižanje na **debelo črevo** je bilo približno 80 %, pri meritvah na **testisih** pa se je doza z nekaj desetink μGy z uporabo OVO znižala pod mejo detekcije dozimetra.

Relativno znižanje doze na **pljuča** pri slikanju vratne hrbtenice, kot posledica uporabe OVO, je pri meritvah na fantomu znašala približno 30 % v AP in približno 40 % v stranski projekciji. Pri meritvah na pacientih pa je bilo to znižanje znatno večje in je v AP znašalo približno 60 % in v stranski projekciji približno 80 %.

Rezultate v naši raziskavi pri slikanju vratne hrbtenice smo zaradi pomanjkanja objavljenih študij s tega področja primerjali z rezultati pri slikanju CT glave. Naši rezultati se skladajo s tistimi, ki so jih ugotovili Ott et al. (2010), ko so merili dozo na debelo črevo pri slikanju glave s CT. Njihovo relativno znižanje je bilo pri uporabi OVO 84 %. Rezultati te in naše raziskave sicer niso najbolje primerljivi, saj je njihova raziskava potekala pri CT, naša pa pri klasični rentgenski diagnostiki. Brnić et al. (2003) so ugotovili, da se doza, ki jo ženske prejmejo na dojke pri računalniški tomografiji glave ob uporabi OVO (pregrinjalo) v povprečju zmanjša 2,33-krat oziroma za 57 % ($p = 1{,}4 \times 10^{-18}$). Pomanjkljivost njihove raziskave je v tem, da so pri CT preiskavi namestili OVO le na sprednjo stran telesa, čeprav rentgenska cev kroži okoli pacientke.

Verjetno bi bila doza na dojke pri uporabi OVO, ki popolnoma ovija telo, še manjša. Beaconsfield et al. (1998) so pri CT preiskavi glave ugotovili, da se z OVO (ne navajajo točne postavitve OVO) doza na dojke zniža za 90 %. Tudi Brnić et al. (2003) so ugotovili, da je 46 % doze posledica notranjega, ostalih 54 % pa zunanjega sipanega sevanja. Naši rezultati so skladni tudi z rezultati, ki so jih v svoji raziskavi pridobili Ott et al. (2010), ko so pri CT glave merili dozo na pljuča in vpliv OVO nanjo. Ugotovili so, da se doza na pljuča z uporabo OVO zniža za 54 %. Raziskave avtorjev Beaconsfield et al. (1998), Brnić et al. (2003) in Ott et al. (2010) sicer niso najbolje primerljive z našo, saj so meritve izvajali na CT aparatih, vendar potrjujejo znatno znižanje doze na dojke oziroma pljuča z uporabo OVO.

5.4 Razprava – slikanje roke in kolena

Rezultati meritev pri slikanju kolena in roke potrjujejo, da je izpostavljenost organov v sipanem snopu po pričakovanjih zelo nizka. Tipično nizki parametri ekspozicije pri navedenih preiskavah že sami po sebi vodijo do nizke izsevane doze in posledično majhne količine sipanega sevanja, geometrijska postavitev organov pa dozo na izbrane radiosenzibilne organe še zniža, hkrati pa omogoča učinkovito namestitev OVO med slikani predel in radiosenzibilne organe.

Tako je bila izmerjena doza na izbrane radiosenzibilne organe pri slikanju roke in kolena nizka in je znašala nekaj desetink μGy, z uporabo OVO pa se je v večini primerov znižala pod mejo detekcije. Izjemi sta bili doza na dojke in testise pri slikanju kolena, a tudi tam rezultati kažejo na znatno znižanje doze zaradi uporabe OVO. Znižanje doze pod nivo detekcije dozimetra bi verjetno dobili, če bi uporabili OVO, ki popolnoma ovija testise, kot so jo uporabili Stranden et al. (2009), Hidajat et al. (1996), Dauer et al. (2007) in Hohl et al. (2004). Vendar se taka OVO le redko uporablja v kliničnem okolju, kot to navajata tudi Daniels and Furey (1999). Glede na pridobljene rezultate smo ugotovili, da se doza z uporabo OVO zniža pod mejo detekcije, vendar doza že brez uporabe OVO znaša le nekaj desetink μGy, zato je uporaba OVO pomembnejša zaradi psihološkega učinka na pacienta.

5.5 Razprava – slikanje glave

Meritve doze na radiosenzibilne organe pri slikanju glave smo iz razlogov, navedenih v poglavju 3.3, opravili samo na fantomu. Relativno znižanje doze na izbrane radiosenzibilne organe z uporabo OVO pri klasičnem rentgenskem slikanju glave je predstavljeno v tabeli 40.

Tabela 40: *Znižanje doze z uporabo OVO pri slikanju glave.*

Organ	Projekcija	Znižanje doze
		Meritve na fantomu
Debelo črevo	AP	(99 ± 1)% (1,29 ± 0,06 μGy)
	STR	(98 ± 1)% (1,27 ± 0,06 μGy)
Dojke	AP	(99 ± 1)% (5,66 ± 0,06 μGy)
	STR	87% (2,66 ± 0,08 μGy)
Pljuča	AP	94% (28,2 ± 0,35 μGy)
	STR	93% (26,30 ± 0,35 μGy)
Testisi	AP	(97 ± 3)% (0,29 ± 0,03 μGy)
	STR	(97 ± 3)% (0,34 ± 0,04 μGy)

Najvišjo dozo na izbrane radiosenzibilne organe pri klasičnem rentgenskem slikanju glave brez uporabe OVO prejme pacient na **pljuča**. V obeh projekcijah doza znaša nekaj deset μGy, ki se z uporabo OVO zmanjša za približno 90 %. Doza na **dojke** brez uporabe OVO je znatno nižja kot doza na pljuča in znaša nekaj μGy, z uporabo OVO pa se zmanjša na nekaj desetink μGy oziroma za dobrih 90 %. Doza na **debelo črevo** in **testise** je brez uporabe OVO nekaj desetink μGy do nekaj μGy, kar se z uporabo OVO zmanjša na nekaj stotink μGy, na testise celo pod mejo detekcije dozimetra. V vseh primerih se je z uporabo OVO doza znižala za faktor 10 ali več. To pripisujemo anatomski postavitvi glave, kar ima za posledico to, da so organi, ki se ne nahajajo v njej, izpostavljeni le zunanjemu sipanemu sevanju, ki ga z OVO lahko učinkovito zaustavimo. S tem smo ugotovili, da je uporaba OVO pri slikanju glave zaradi specifične geometrije učinkovita tudi za področja oziroma organe, ki ležijo več kot 5 cm od robov primarnega polja.

Rezultati naše raziskave sovpadajo z rezultati raziskave, ki so jo izvedli Ott et al. (2010), kjer so pri CT slikanju glave ugotovili, da se je z uporabo OVO doza na pljuča zmanjšala za 54 %, doza na dojke pa za 91 %. Tudi Beaconsfield et al. (1998) so pri CT slikanju glave ugotovili, da se z uporabo OVO doza na pljuča zmanjša za 70 %, doza na dojke pa za 90 %. Njihovi rezultati zaradi drugačne tehnologije slikanja pri računalniški tomografiji sicer niso najbolje primerljivi z našimi, vendar dokazujejo učinkovitost OVO pri slikanju glave.

Na podlagi dobljenih rezultatov lahko zaključimo, da je uporaba OVO preko pljuč in dojk pri slikanje glave v klasični radiografiji pomembna, saj znatno zmanjša dozno obremenitev omenjenih radiosenzibilnih organov, ki niso v primarnem polju. Doza na debelo črevo in testise je zelo nizka, tako da je kljub znatnemu relativnemu znižanju z uporabo OVO odločitev o uporabi le-te odvisna od izvajalca posega. Hkrati bi dozo na dojke lahko še znižal, če bi pri slikanju glave namesto AP uporabil PA projekcijo, ki jo kot primarno navaja strokovna literatura (Bontrager, 1993; Swallow and Naylor, 1996; Lipovec in sod., 2011; Frank, 2007).

5.6 Razprava – mamografsko slikanje

Tudi meritve doze na izbrane radiosenzibilne organe (debelo črevo in pljuča) pri mamografskem slikanju smo iz razlogov, navedenih v poglavju 3.3, opravili samo na fantomu. Vpliv uporabe OVO na relativno znižanje doze na izbrane radiosenzibilne organe je povzet v tabeli 41.

Tabela 41: *Znižanje doze pri mamografskem slikanju*.

Organ	**Projekcija**	**Znižanje doze**
		Meritve na fantomu
Debelo črevo	CC	> 70% (0,05 ± 0,01 μGy)
	MLO	(93 ± 6)% (0,28 ± 0,2 μGy)
	CC - povečava	99% (6,64 ± 0,17 μGy)
Pljuča	CC	(58 ± 3)% (1,40 ± 0,09 μGy)
	MLO	> 80% (0,06 ± 0,01μGy)
	CC - povečava	99% (6,95 ± 0,06 μGy)

Rezultati kažejo, da je izmed obravnavanih organov najvišja doza pri klasičnem mamografskem slikanju na pljuča pri slikanju v CC projekciji, kjer znaša nekaj μGy. Dozi na pljuča in na debelo črevo sta pri slikanju v MLO projekciji zelo nizki in znašata le nekaj desetink μGy. Uporaba OVO se izkaže kot zelo učinkovita, saj relativno zmanjšanje doze na **pljuča** pri CC projekciji znaša približno 58 %, doza na pljuča pri slikanju v MLO projekciji in doza na **debelo črevo** pri obeh projekcijah pa se je zmanjšala pod mejo detekcije.

Znatno dozno obremenitev pri mamografskem slikanju pa so pokazale meritve doze na debelo črevo in pljuča pri slikanju v CC projekciji s **povečavo**, kjer je bila izmerjena doza skoraj 10 μGy. Tudi v tem primeru se je uporaba OVO izkazala za zelo učinkovito, saj se je doza znižala več desetkrat in je ob uporabi OVO le nekoliko presegala mejo detekcije dozimetra.

5.7 Vrednotenje učinka uporabe OVO

V tem poglavju smo vrednotenje učinka OVO razdelili na tri skupine glede na dozo, ki jo organ prejme pri določeni preiskavi:

- doza brez OVO nad 10 μGy (t. i. "višje" doze),
- doza brez OVO med 1 in 10 μGy (t. i. "srednje" doze),
- doza brez OVO pod 1 μGy (t. i. "nizke" doze).

V skupino »višje« doze spadajo

- doza na **debelo črevo** pri slikanju prsnih organov v stranski projekciji ter
- doza na **pljuča** pri slikanju medenice v AP projekciji, pri slikanju glave in pri slikanju vratne hrbtenice v AP projekciji.

Iz rezultatov lahko zaključimo, da je ščitenje naštetih organov pri omenjenih slikanjih

potrebno, saj se z uporabo OVO doza na pljuča zniža za od približno 40 % pa do več kot 90 % (nekaj 10 μGy), doza na debelo črevo pri slikanju prsnih organov v stranski projekciji pa se v povprečju zmanjša za približno za 40 % (približno 5 μGy). Izjema pri »visokih« dozah je ščitenje debelega črevesa pri slikanju medenice, kjer je bila prejeta doza po mojih meritvah sicer najvišja (okoli 45 μGy), vendar uporaba OVO ne vodi do statistično značilnega znižanja doze, saj organa zaradi njegove geometrične postavitve z OVO ne moremo ustrezno ščititi.

V skupino »srednje doze« spadajo:

- doza na **debelo črevo** pri slikanju prsnih organov v PA projekciji, pri slikanju glave in pri mamografskem slikanju v CC projekciji s povečavo,
- doza na **dojke** pri slikanju medenice ter vratne hrbtenice in glave v AP projekciji in
- doza na **pljuča** pri slikanju vratne hrbtenice v stranski projekciji in pri mamografskem slikanju v MLO projekciji in CC projekciji s povečavo.

Kljub nižjim doznim obremenitvam (med približno 1 in 10 μGy) je ščitenje navedenih organov z OVO pri teh preiskavah še vedno smiselno, saj dozo znižamo na za več kot 80 %, razen doze na **debelo črevo** pri slikanju prsnih organov v stranski projekciji, kjer je znižanje približno 40 %. Tu je zaradi večje občutljivosti tkiva posebno pozornost potrebno posvetiti dozni izpostavljenosti dojk pri pacientkah, mlajših od 20 let.

V skupino »nizke« doze spadajo vse ostale meritve, pri katerih so bile izmerjene doze nizke bodisi zaradi velike oddaljenosti organa od primarnega polja bodisi zaradi uporabe nizkih ekspozicijskih parametrov. Glede na tako nizke doze je kljub pogosto visokemu relativnemu znižanju doze (ta je bila ob uporabi OVO pogosto pod mejo detekcije) uporaba OVO pogosto bolj smiselna zaradi subjektivnega psihološkega učinka na pacienta kot zaradi objektivnega znižanja tveganja zaradi izpostavljenosti ionizirajočemu sevanju. Pri tem bi še posebej izpostavil ščitenje gonad (v predstavljeni raziskavi testisov), ki so dolgo časa veljale za najbolj radiosenzibilen organ in zato v laični javnosti še vedno veljajo kot najpomembnejši organ, ki ga je potrebno ščititi.

6 Zaključki

V doktorski disertaciji smo pri izbranih preiskavah v klasični radiografiji ugotavljali, ali se in če, za koliko, zmanjša doza na izbrane radiosenzibilne organe, če preko njih namestimo OVO. Raziskavo smo izvedeli v treh delih, pri čemer smo v prvem delu preverili delovanje in uporabnost merilne opreme, v drugem smo izvedli meritve na fantomu človeškega telesa, v tretjem, zadnjem, delu pa smo enake meritve kot na fantomu ponovili tudi na pacientih (z izjemo slikanja glave in mamografije). Dozo ionizirajočega sevanja smo merili tako, da smo na površino telesa nad izbranim radiosenzibilnim organom prilepili dozimeter in merili dozo, ki jo je le-ta prejel. Dozo smo merili v dveh fazah, in sicer v prvem delu brez uporabe OVO v drugem pa z uporabo OVO.

Obsevanost radiosenzibilnih organov pri različnih preiskavah je odvisna od doze, ki je potrebna za pridobitev diagnostično primernega rentgenograma, in od oddaljenosti od primarnega polja. Med bolj dozno obremenjujoče preiskave z ozirom na radiosenzibilne organe spadajo slikanja medenice, glave, vratne hrbtenice v AP ter prsnih organov v stranski projekciji, pri katerih so radiosenzibilni organi v bližini primarnega polja prejeli dozo nekaj deset μGy. Največjo prejeto dozo na radiosenzibilni organ smo izmerili pri slikanju medenice in meritvi doze na debelo črevo.

Na podlagi rezultatov smo ugotovili, da se z uporabo OVO preko radiosenzibilnih organov doza, ki jo prejmejo le-ti, v veliki večini zmanjša. Relativno znižanje doze je bilo med približno 40 % in 90 %. Izjema v naši raziskavi so bili le ščitenje **debelega črevesa** pri slikanju medenice v AP projekciji in kolena v stranski projekciji, ker ni bila mogoča uporaba drugačne postavitve OVO. Pri slikanju roke pa dozimeter doze že brez uporabe OVO ni zaznal.

Pri **slikanju medenice** je uporaba OVO vodila do znatnega (več μGy) znižanja doze na **pljuč**a (okoli 60 %) in **dojke** (okoli 80 %), medtem ko znižanje doze na debelo črevo ni bilo statistično značilno, kar kaže, da ščitenje **debelega črevesa** pri slikanju medenice ni učinkovito. Pri **slikanju prsnih organov** se je uporaba OVO izkazala kot učinkovita pri ščitenju **debelega črevesa**, kjer je prejeto dozo znižala za več μGy (okoli 40 %), medtem ko je bilo znižanje doze na **testise** v relativnem smislu sicer precej učinkovito (najmanj 50 %), v absolutnem pa je prejeta doza že brez uporabe OVO dokaj nizka (do nekaj desetink μGy). Uporaba OVO pri **slikanju vratne hrbtenice** je vodila do znatnega (nekaj μGy) znižanja doze pri ščitenju **pljuč** (vsaj 65 %) in **dojk** (vsaj 70 %), pri ščitenju **debelega črevesa** (80 %) in **testisov** (vsaj 90 %) pa je uporaba OVO prejeto dozo znižala za nekaj desetink do enega μGy. Pri **slikanju roke** in **kolena** je uporaba OVO v večini primerov vodila do znižanja doze pod mejo detekcije, pri čemer so bile absolutne vrednosti doze že brez uporabe OVO nizke (do nekaj desetink μGy). Čeprav meritve na pacientih žal niso bile izvedljive, pa meritve na fantomu kažejo na visoko učinkovitost OVO pri **slikanju glave**, kjer dozo na vse organe, zajete v raziskavo (**pljuča, dojke, debelo črevo in testisi**), zniža na približno desetino, po absolutni vrednosti pa je še posebej pomembno pri ščitenju pljuč, kjer znižanje lahko dosega nekaj 10 μGy. Pri **mamografskem** slikanju meritve na fantomu kažejo na pomen ščitenja **pljuč** in **debelega črevesa** pri slikanju v CC projekciji s povečavo, kjer se je OVO izkazala kot izjemno učinkovita (nekaj 10-kratno znižanje doze), izpostavljenost navedenih dveh organov brez uporabe OVO pa znatna (več μGy).

Glede na rezultate absolutnih in relativnih znižanj doze ionizirajočega sevanja, ki ga prejmejo izbrani radiosenzibilni organi, lahko zaključimo, da je uporaba OVO potrebna pri preiskavah z večjo dozno obremenitvijo za pacienta. V naši raziskavi so bile takšne preiskave slikanja medenice, vratne hrbtenice in glave, z izjemo ščitenja debelega črevesa pri slikanju medenice, kjer uporaba OVO ni pokazala statistično značilnega učinka. Pri preiskavah s tako imenovano »srednjo dozno obremenitvijo« izbranih radiosenzibilnih organov **dojk, pljuč** in **debelega črevesa** pri slikanju prsnih organov (debelo črevo), glave (dojke, pljuča in debelo črevo), vratne hrbtenice (dojke in pljuča) in mamografskem slikanju s povečavo (pljuča in debelo črevo) je uporaba OVO priporočljiva, saj se že tako nizka doza ionizirajočega sevanja še dodatno zniža in se je v naši raziskavi v večini primerov spustila pod detekcijsko mejo dozimetra. Pri preiskavah s tako imenovano »nizko« dozo, kamor sta v naši raziskavi spadala slikanje roke in slikanje kolena, pa ščitenje izbranih radiosenzibilnih organov ne vodi do pomembnejšega znižanja izpostavljenosti, zato je uporaba OVO bolj psihološke narave. Zato bi bilo potrebno v literaturi in praksi ustrezno prilagoditi smernice za uporabo OVO za paciente, saj se v večini primerov še vedno ščiti gonade, kar se je v našem primeru izkazalo za radiosenzitiven organ z najnižjimi dozami, ki so bile le nekaj desetink μGy, medtem ko se ščitenje nekaterih drugih radiosenzibilnih organov (dojk, pljuč in debelega črevesa), kjer bi uporaba OVO k zaščiti pacienta bolj pripomogla, pogosto zanemarja.

7 Zahvale

Najprej se želim zahvaliti mentorju doc. dr. Dejanu Žontarju, za vse nasvete, pomoč in usmeritve, ki so mi pomagali pri nastanku doktorske disertacije.

Zahvalil bi se tudi kolegicam v Zdravstvenem domu Ljubljana – Enota center za organizacijo in prijaznost pri izvajanju študije na pacientih in za pomoč pri izvajanju meritev.

Prav tako bi se rad zahvalil svojim sodelavcem na Oddelku za radiološko tehnologijo Zdravstvene fakultete v Ljubljani, še posebej izr. prof. dr. Janezu Žibertu, Veroniki Lipovec in Tini Starc za vse strokovne nasvete. Za vse nasvete in pomoč bi se rad zahvalil tudi, asist. mag. Urbanu Zdešarju.

Zahvaljujem se tudi vsem kolegom in kolegicam, ki so kakorkoli pripomogli k nastanku doktorske disertacije.

8 Literatura in viri

Beaconsfield, T.; Nicholson, R.; Thornton, A.; Al-Kutoubi, A. Would thyroid and breast shielding be beneficial in CT of the head? *European radiology* **8** (4), 664–667 (1998).

Begum, Z. Entrance surface, organ and effective doses for some of the patients undergoing different types of X ray procedures in Bangladesh. *Radiation protection dosimetry* **95** (3), 257–262 (2001).

Bontrager, K.L. Radiographic anatomy and positioning of the proximal femur and pelvis V: *Textbook of radiographic positioning and related anatomy. 3rd ed.* 217–242 (Mosby Year Book, St. Louis (etc.), cop. 1993).

Brnić, Z.; Vekić, B.; Hebrang, A.; Anić, P. Efficacy of breast shielding during CT of the head. *European radiology* **13** (11), 2436–2440 (2003).

Busch, H.P. *DIMOND III: Image Quality and Dose Management for Digital Radiography*: *Final Report*. (The European Commission, 2004).

Bushberg, J.T.; Seibert, J.A.; Leidholdt, E.M.; Boone, J.M. Digital radiography. V: *The essential physics of medical imaging. 2nd ed.* 293–316 (Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia (etc.), 2002).

Clancy, C.L.; O'Reillya, G.; Brennan, P.C.; McEntee, M.F. The effect of patient shield position on gonad dose during lumbar spine radiography. *Radiography* **16** (2), 131–135 (2010).

Commission of European Communities. *European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images EUR 16260EN* (The European Commission, Brussels, 1996a).

Commission of European Communities. *European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images in paediatrics EUR 16261EN* (The European Commission, Brussels, 1996b).

Daniels, C.; Furey, E. The effectiveness of surface lead shielding of gonads outside the primary x-ray beam. *Journal of Medical Imaging and Radiation Sciences* **39** (4), 189–191 (2008).

Dauer, L.T.; Casciotta, K.A.; Erdi, Y.E.; Rothenberg, L.N. Radiation dose reduction at a price: the effectiveness of a male gonadal shield during helical CT scans. *BioMed Central Medical Imaging* **7**, 1–7 (2007).

European commission. Criteria for Acceptability of Medical Radiological Equipment used in Diagnostic Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy. http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radiation_protection/doc/publication/162.pdf (dostop: oktober 2012).

Fordham, L.A.; Brown, E.D.; Washburn, D.; Clark, R.L. (1997). Efficacy and feasibility of breast shielding during abdominal fluoroscopic examinations. *Academic radiology* **4** (9), 639–643 (1997).

Frank, E.D.; Long, B.W.; Smith, B.J. *Merrill's atlas of radiographic positioning & procedures. 11th ed.* (Mosby/Elsevier, St. Louis, 2007).

Gray, H. Reproductive organs of the male. V: Gray's anatomy. 37th ed. 1424 (Churchill Livingstone, Edinburgh (ect.), 1989).

Hidajat, N.; Schröder, R.J.; Vogl, T.; Schedel, H.; Felix, R. Effektivität der Bleiabdeckung zur Dosisreduktion beim Patienten in der Computertomographie. *RöFo:Fortschritte auf dem Gebiete der Röntgenstrahlen und der Nuklearmedizin* **165** (5), 462–465 (1996).

Hiles, P.A.; Mackenzie, A.; Scally, A.; Wall, B. Recommended standards for the routine performance testing of diagnostic X-ray imaging systems (Institute of Physics and Engineering in Medicine, York, 2005).

Hohl, C.; Mahnken, A.H.; Klotz, E.; Das, M.; Stargardt, A.; Mühlenbruch, G.; Schmidt, T.; Günther, R.W.; Wildberger, J.E. Radiation dose reduction to the male gonads during MDCT: the effectiveness of a lead shield. *American journal of roentgenology* **184** (1), 128–130 (2005).

Huda, W.; Slone, R.M. *Review of radiologic physics* (Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia [etc.], 1995).

Iball, G.R.; Brettle, D.S. Organ and effective dose reduction in adult chest CT using abdominal lead shielding. *The British journal of radiology* **84** (1007), 1020-1026 (2011).

International Commission of Radiation Protection, Recommendations of the ICRP, Publication No. 103. (Elsevier, published for the International Commission on Radiological Protection, Orlando, 2007).

Jackson, G.; Brennan, P.C. Radio-protective aprons during radiological examinations of the thorax: an optimum strategy. *Radiation protection dosimetry*. **121** (4), 391–394 (2006).

Kobe, V., Dekleva, A., Lenart, I.F., Širca, A.,Velepič, M. Anatomija: skripta za študente medicine. (Medicinska fakulteta, Ljubljana, 1990).

Lipovec, V.; Mekiš, N.; Starc, T. *Rentgenske slikovne metode in protokoli* (Zdravstvena fakulteta, Ljubljana, 2011).

Marolt Mušič, M.; Hertl, K.; Kadivec, M.; Podkrajšek, M.; Jereb, S. Rentgenska in ultrazvočna anatomija dojke. Radiology and Oncology **38** (suppl1), S51–S7 (2004).

Martini, F.H. The reproductive system. V: Fundamentals of anatomy & physiology. 7th ed. 1029–1045 (Pearson/Benjamin Cummings, San Francisco (ect.), 2006).

Mekiš, N. Slikanje sakroiliakalnih sklepov : z uporabo PA projekcije do zmanjšanja doze. *Magistrsko delo* (Ljubljana, 2011).

Mekiš, N.; Žontar, D.; Škrk, D. The effect of breast shielding during lumbar spine radiography. *Radiology and oncology* **47** (1), 26–31 (2013).

Mesec, B. *Uvod v kvalitativno raziskovanje v socialnem delu* (Visoka šola za socialno delo, Ljubljana, 1998).

Nic an Ghearr, F.A.; Brennan, P.C. The PA projection of the abdomen: A dose reducing technique. Radiography 4 (3), 195–203 (1998).

Njeh, C.F.; Wade, J.P.; Goldstone, K.E. The use of lead aprons in chest radiography. *Radiography* **3** (2), 143–147 (1997).

ORAMED. Optimization of the use of active personal dosemeters in interventional radiology: Report on the practical guidelines proposed to improve the response of APDs in interventional radiology. http://www.oramed-fp7.eu/en/Deliverables (dostop: december 2011).

Ott, B.; Stüssi, A.; Mini, R. Effectiveness of protective patient equipment for CT: an anthropomorphic phantom study. *Radiation protection dosimetry* **142** (2-4), 213–221 (2010).

Peart, O.J. *Mammography and breast imaging* (McGraw-Hill, New York, 2005).

Price, R.; Halson, P.; Sampson, M. Dose reduction during CT scanning in an anthropomorphic phantom by the use of a male gonad shield. *The British journal of radiology* **72** (857), 489–494 (1999).

Serša, G. *Biološki učinki ionizirajočega sevanja* (ZVD - Zavod za varstvo pri delu, Ljubljana, 2004).

Statkiewicz-Sherer, M.A.; Visconti, J.; Ritenour, E.R. *Radiation protection in medical radiography* (Mosby/Elsevier, Maryland Heights, 2011).

Stranden, E.; Andersen, D.A.; Bergwitz-Larsen, E.; Eriksen, J.A.; Hydal, J.B. Main factors influencing the use of scrotum shields during X-ray examinations in major hospitals in Norway and Denmark. *European Journal of Radiography* **1** (1), 7–11 (2009).

Swallow, R.A.; Naylor, E. (eds.) Hip joint, pelvis and sacro-iliac joints. V: Clark's positioning in radiography. 11th ed. 123–142 (Butterworth Heinemann, London (etc.), 1996).

Tabor, L.; Jevtič, V.; Pavčnik, V. (ur.). *Radiologija : diagnostične slikovne metode in intervencijska radiologija* (Medicinski razgledi, Ljubljana, 2001).

Unfors. Unfors EDD30. http://www.nor-dax.no/documents/Leaflet_EDD_5101021-C.pdf (dostop: december 2011)

Žontar, D.; Zdešar, U.; Kuhelj, D.; Pekarović, D.; Škrk, D. Estimated collective effective dose to the population from radiological examinations in Slovenia. *Radiology and Oncology*. DOI: 10.2478/raon-2014-0028.

Kazalo slik

Slika 1: *Tkivni utežni faktorji za posamezne organe.*. 2
Slika 2: *Vzdolžna postavitev dozimetra.* 15
Slika 3: *Prečna postavitev dozimetra.* 15
Slika 4: *Postavitev dozimetra pri meritvah prečne kotne odvisnosti.* 16
Slika 5: *Postavitev dozimetra pri meritvah vzdolžne kotne odvisnosti.* 16
Slika 6: *Shematski prikaz postavitve dozimetra in OVO.* 17
Slika 7: *Fantom PBU 60, uporabljen v drugem delu raziskave.* 18
Slika 8: *Mesta postavitve dozimetra za merjenje doze na izbrane organe* 21
Slika 9: *Odvisnost doze od tokovnega sunka na rentgenskem aparatu, uporabljenem za testiranje linearnosti odziva elektronskega dozimetra.* 27
Slika 10: *Odvisnost specifične doze od tokovnega sunka.* 28
Slika 11: *Grafični prikaz linearnosti doze v odvisnosti od tokovnega sunka detektorja (vzdolžna postavitev) pri anodni napetosti 40 kV.* 29
Slika 12: *Linearnosti odziva detektorja (vzdolžna postavitev) pri anodni napetosti 40 kV.* 29
Slika 13: *Grafični prikaz linearnosti doze v odvisnosti od tokovnega sunka detektorja (vzdolžna postavitev) pri anodni napetosti 81 kV.* 30
Slika 14: *Linearnosti odziva detektorja (vzdolžna postavitev) pri anodni napetosti 81 kV.* 30
Slika 15: *Grafični prikaz linearnosti doze v odvisnosti od tokovnega sunka detektorja (vzdolžna postavitev) pri anodni napetosti 133 kV.* 31
Slika 16: *Linearnosti odziva detektorja (vzdolžna postavitev) pri anodni napetosti 133 kV.* 31
Slika 17: *Grafični prikaz linearnosti doze v odvisnosti od tokovnega sunka detektorja (prečna postavitev) pri anodni napetosti 40 kV.* 32
Slika 18: *Linearnosti odziva detektorja (prečna postavitev) pri anodni napetosti 40 kV.* 32
Slika 19: *Grafični prikaz linearnosti doze v odvisnosti od tokovnega sunka detektorja (prečna postavitev) pri anodni napetosti 81 kV.* 33
Slika 20: *Linearnosti odziva detektorja (prečna postavitev) pri anodni napetosti 81 kV.* 33
Slika 21: *Grafični prikaz linearnosti doze v odvisnosti od tokovnega sunka detektorja (prečna postavitev) pri anodni napetosti 133 kV.* 34
Slika 22: *Linearnosti odziva detektorja (prečna postavitev) pri anodni napetosti 133 kV.* 34
Slika 23: *Grafični prikaz linearnosti doze v odvisnosti od tokovnega sunka detektorja (prečna postavitev dozimetra) na fantomu celega telesa pri anodni napetosti 75 kV.* 35

Slika 24: *Linearnosti odziva detektorja (prečna postavitev) na fantomu celega telesa pri anodni napetosti 75 kV.* 36
Slika 25: *Grafični prikaz linearnosti doze v odvisnosti od tokovnega sunka detektorja (prečna postavitev dozimetra) na fantomu celega telesa pri anodni napetosti 133 kV.*....36
Slika 26: *Linearnosti odziva detektorja (prečna postavitev) na fantomu celega telesa pri anodni napetosti 133 kV.* 37
Slika 27: *Kotna odvisnost elektronskega dozimetra v prečni smeri pri anodni napetosti 40 kV.*....38
Slika 28: *Kotna odvisnost elektronskega dozimetra v prečni smeri pri anodni napetosti 81 kV.*....38
Slika 29: *Kotna odvisnost elektronskega dozimetra v prečni smeri pri anodni napetosti 133 kV.*....39
Slika 30: *Kotna odvisnost elektronskega dozimetra v vzdolžni smeri pri anodni napetosti 40 kV.*....40
Slika 31: *Kotna odvisnost elektronskega dozimetra v vzdolžni smeri pri anodni napetosti 81 kV.*....40
Slika 32: *Kotna odvisnost elektronskega dozimetra v vzdolžni smeri pri anodni napetosti 133 kV.*....41
Slika 33: *ITM pri slikanju prsnih organov in meritvi doze na debelo črevo.* 51
Slika 34: *ITM pri slikanju prsnih organov in meritvi doze na testise.* 51
Slika 35: *ITM pri slikanju medenice in meritvi doze na debelo črevo.* 51
Slika 36: *ITM pri slikanju medenice in meritvi doze na pljuča.* 51
Slika 37: *ITM pri slikanju medenice in meritvi doze na dojke.* 52
Slika 38: *ITM pri slikanju vratne hrbtenice in meritvi doze na debelo črevo.* 52
Slika 39: *ITM pri slikanju vratne hrbtenice in meritvi doze na pljuča.* 52
Slika 40: *ITM pri slikanju vratne hrbtenice in meritvi doze na dojke.* 53
Slika 41: *ITM pri slikanju vratne hrbtenice in meritvi doze na testise.* 53
Slika 42: *ITM pri slikanju roke in meritvi doze na debelo črevo.* 53
Slika 43: *ITM pri slikanju roke in meritvi doze na pljuča.* 53
Slika 44: *ITM pri slikanju roke in meritvi doze na dojke.* 54
Slika 45: *ITM pri slikanju roke in meritvi doze na testise.* 54
Slika 46: *ITM pri slikanju kolena in meritvi doze na debelo črevo.* 54
Slika 47: *ITM pri slikanju kolena in meritvi doze na pljuča.* 54
Slika 48: *ITM pri slikanju kolena in meritvi doze na dojke.* 55
Slika 49: *ITM pri slikanju kolena in meritvi doze na testise.* 55
Slika 50: *DAP pri slikanju prsnih organov v PA projekciji in meritvi doze na debelo črevo*....57
Slika 51: *DAP pri slikanju prsnih organov v stranski projekciji in meritvi doze na debelo črevo.* 57
Slika 52: *DAP pri slikanju prsnih organov v PA projekciji in meritvi doze na testise.* 57
Slika 53: *DAP pri slikanju prsnih organov v stranski projekciji in meritvi doze na testise.* 57
Slika 54: *DAP pri slikanju medenice v AP projekciji in meritvi doze na debelo črevo.*....58

Slika 55: *DAP pri slikanju medenice v AP projekciji in meritvi doze na pljuča.* 58
Slika 56: *DAP pri slikanju medenice v AP projekciji in meritvi doze na dojke.* 58
Slika 57: *DAP pri slikanju vratne hrbtenice v AP projekciji in meritvi doze na debelo črevo.* 59
Slika 58: *DAP pri slikanju vratne hrbtenice v stranski projekciji in meritvi doze na debelo črevo.* 59
Slika 59: *DAP pri slikanju vratne hrbtenice v AP projekciji in meritvi doze na pljuča.* 60
Slika 60: *DAP pri slikanju vratne hrbtenice v stranski projekciji in meritvi doze na pljuča.* 60
Slika 61: *DAP pri slikanju vratne hrbtenice v AP projekciji in meritvi doze na dojke.* 60
Slika 62: *DAP pri slikanju vratne hrbtenice v stranski projekciji in meritvi doze na dojke.* 60
Slika 63: *DAP pri slikanju vratne hrbtenice v AP projekciji in meritvi doze na testise.* 60
Slika 64: *DAP pri slikanju vratne hrbtenice v stranski projekciji in meritvi doze na testise.* 60
Slika 65: *DAP pri slikanju roke v PA projekciji in meritvi doze na debelo črevo.* 61
Slika 66: *DAP pri slikanju roke v polstranski projekciji in meritvi doze na debelo črevo.* 61
Slika 67: *DAP pri slikanju roke v PA projekciji in meritvi doze na pljuča.* 62
Slika 68: *DAP pri slikanju roke v polstranski projekciji in meritvi doze na pljuča.* 62
Slika 69: *DAP pri slikanju roke v PA projekciji in meritvi doze na dojke.* 62
Slika 70: *DAP pri slikanju roke v polstranski projekciji in meritvi doze na dojke.* 62
Slika 71: *DAP pri slikanju roke v PA projekciji in meritvi doze na testise.* 62
Slika 72: *DAP pri slikanju roke v polstranski projekciji in meritvi doze na testise.* 62
Slika 73: *DAP pri slikanju kolena v AP projekciji in meritvi doze na debelo črevo.* 63
Slika 74: *DAP pri slikanju kolena v stranski projekciji in meritvi doze na debelo črevo.* 63
Slika 75: *DAP pri slikanju kolena v AP projekciji in meritvi doze na pljuča.* 64
Slika 76: *DAP pri slikanju kolena v stranski projekciji in meritvi doze na pljuča.* 64
Slika 77: *DAP pri slikanju kolena v AP projekciji in meritvi doze na dojke.* 64
Slika 78: *DAP pri slikanju kolena v stranski projekciji in meritvi doze na dojke.* 64
Slika 79: *DAP pri slikanju kolena v AP projekciji in meritvi doze na testise.* 64
Slika 80: *DAP pri slikanju kolena v stranski projekciji in meritvi doze na testise.* 64
Slika 81: *Absorbirana doza na debelo črevo pri slikanju prsnih organov v PA projekciji* 66
Slika 82: *Absorbirana doza na debelo črevo pri slikanju prsnih organov v stranski projekciji* 66
Slika 83: *Absorbirana doza na debelo črevo pri slikanju medenice v AP projekciji.* 68
Slika 84: *Absorbirana doza na dojke pri slikanju medenice v AP projekciji.* 68
Slika 85: *Absorbirana doza na pljuča pri slikanju medenice v AP projekciji.* 69
Slika 86: *Absorbirana doza na debelo črevo pri slikanju vratne hrbtenice v AP projekciji* 70

Slika 87: *Absorbirana doza na debelo črevo pri slikanju vratne hrbtenice v stranski projekciji.* 70
Slika 88: *Absorbirana doza na dojke pri slikanju vratne hrbtenice v AP projekciji.* 70
Slika 89: *Absorbirana doza na dojke pri slikanju vratne hrbtenice v stranski projekciji.* 70
Slika 90: *Absorbirana doza na pljuča pri slikanju vratne hrbtenice v AP projekciji.* 71
Slika 91: *Absorbirana doza na pljuča pri slikanju vratne hrbtenice v stranski projekciji.* 71
Slika 92: *Absorbirana doza na debelo črevo pri slikanju kolena v AP projekciji.* 74
Slika 93: *Absorbirana doza na debelo črevo pri slikanju kolena v stranski projekciji.* 74
Slika 94: *Absorbirana doza na dojke pri slikanju kolena v AP projekciji.* 74
Slika 95: *Absorbirana doza na dojke pri slikanju kolena v stranski projekciji.* 74
Slika 96: *Absorbirana doza na pljuča pri slikanju kolena v AP projekciji.* 75
Slika 97: *Absorbirana doza na pljuča pri slikanju kolena v stranski projekciji.* 75

Kazalo tabel

Tabela 1: *Postavitev dozimetra na posameznih radiosenzibilnih organih.* 20
Tabela 2: *Rezultati meritev pri slikanju prsnih organov v PA in stranski projekciji, na fantomu.* 43
Tabela 3: *Rezultati meritev pri slikanju glave v AP in stranski projekciji, na fantomu.* 44
Tabela 4: *Rezultati meritev pri slikanju vratne hrbtenice v AP in stranski projekciji, na fantomu.* 45
Tabela 5: *Rezultati meritev pri slikanju medenice v AP projekciji, na fantomu.* 46
Tabela 6: *Rezultati meritev pri slikanju roke v PA in polstranski projekciji, na fantomu.* 47
Tabela 7: *Rezultati meritev pri slikanju kolena v AP in stranski projekciji, na fantomu.* 48
Tabela 8: *Rezultati meritev pri mamografskem slikanju v CC, MLO projekciji in CC projekciji s povečavo, na fantomu.* 49
Tabela 9: *Primerjava vrednosti ITM med skupinami pacientov, pri katerih je bilo opravljeno rentgensko slikanje prsnih organov.* 50
Tabela 10: *Primerjava vrednosti ITM med skupinama pacientov, pri katerih je bilo opravljeno rentgensko slikanje medenice.* 51
Tabela 11: *Primerjava vrednosti ITM med skupinama pacientov, pri katerih je bilo opravljeno rentgensko slikanje vratne hrbtenice.* 52
Tabela 12: *Primerjava vrednosti ITM med skupinama pacientov, pri katerih je bilo opravljeno rentgensko slikanje roke.* 53
Tabela 13: *Primerjava vrednosti ITM med skupinama pacientov, pri katerih je bilo opravljeno rentgensko slikanje kolena.* 54
Tabela 14: *Uporabljeni statistični testi pri preverjanju spremenljivk za ITM.* 56
Tabela 15: *Osnovne statistične značilnosti merite DAP pri slikanju prsnih organov.* 57
Tabela 16 : *Osnovne statistične značilnosti meritev z merilnikom DAP pri slikanju medenice.* 58
Tabela 17: *Osnovne statistične značilnosti meritev z merilnikom DAP pri slikanju vratne hrbtenice.* 59
Tabela 18: *Osnovne statistične značilnosti meritev z merilnikom DAP pri slikanju roke.* 61
Tabela 19: *Osnovne statistične značilnosti meritev z merilnikom DAP pri slikanju kolena.* 63
Tabela 20: *Uporabljeni statistični testi pri preverjanju spremenljivk za DAP.* 65
Tabela 21: *Osnovne statistične značilnosti meritev absorbirane doze na debelo črevo pri slikanju prsnih organov v PA in stranski projekciji.* 66
Tabela 22: *Osnovne statistične značilnosti meritev absorbirane doze na testise pri slikanju prsnih organov v PA in stranski projekciji.* 67

Tabela 23: *Osnovne statistične značilnosti meritev absorbirane doze na debelo črevo pri slikanju medenice v AP projekciji.* 67
Tabela 24: *Osnovne statistične značilnosti meritev absorbirane doze na dojke pri slikanju medenice v AP projekciji.* 68
Tabela 25: *Osnovne statistične značilnosti meritev absorbirane doze na pljuča pri slikanju medenice v AP projekciji.* 69
Tabela 26: *Osnovne statistične značilnosti meritev absorbirane doze na debelo črevo pri slikanju vratne hrbtenice.* 69
Tabela 27: *Osnovne statistične značilnosti meritev absorbirane doze na dojke pri slikanju vratne hrbtenice.* 70
Tabela 28: *Osnovne statistične značilnosti meritev absorbirane doze na pljuča pri slikanju vratne hrbtenice v AP projekciji.* 71
Tabela 29: *Osnovne statistične značilnosti meritev absorbirane doze na testise pri slikanju vratne hrbtenice v AP projekciji.* 72
Tabela 30: *Osnovne statistične značilnosti meritev absorbirane doze na debelo črevo pri slikanju roke v PA projekciji.* 72
Tabela 31: *Osnovne statistične značilnosti meritev absorbirane doze na dojke pri slikanju roke v PA projekciji.* 73
Tabela 32: *Osnovne statistične značilnosti meritev absorbirane doze na pljuča pri slikanju roke v PA projekciji.* 73
Tabela 33: *Osnovne statistične značilnosti meritev absorbirane doze na debelo črevo pri slikanju kolena.* 73
Tabela 34: *Osnovne statistične značilnosti meritev absorbirane doze na dojke pri slikanju kolena.* 74
Tabela 35: *Osnovne statistične značilnosti meritev absorbirane doze na pljuča pri slikanju kolena.* 75
Tabela 36: *Osnovne statistične značilnosti meritev absorbirane doze na testise pri slikanju kolena.* 76
Tabela 37: *Znižanje doze z uporabo OVO pri slikanju prsnih organov.* 78
Tabela 38: *Znižanje doze z uporabo OVO pri slikanju medenice.* 79
Tabela 39: *Znižanje doze z uporabo OVO pri slikanju vratne hrbtenice.* 80
Tabela 40: *Znižanje doze z uporabo OVO pri slikanju glave.* 82
Tabela 41: *Znižanje doze pri mamografskem slikanju.* 83

Priloge

Priloga A

IZJAVA

Podpisani kandidat mag. Nejc Mekiš izjavljam, da:

- je bilo predloženo delo napisano samostojno na podlagi lastnih spoznanj in ob virih, ki so navedeni,
- pod mentorstvom doc. dr. Dejana Žontarja, univ. dipl. fiz
- predloženo delo v celoti ali v delih ni bilo predloženo za pridobitev katerekoli izobrazbe na drugi fakulteti ali univerzi;
- sem pri pisanju dela v celoti upošteval/-a Pravilnik o magistrskem in doktorskem študiju in navodila šole za pisanje in predložitev magistrskih in doktorskih del ter navodila za navajanje afiliacije MPŠ v objavah v povezavi z magistrskimi oziroma doktorskimi deli in prevzemam vso odgovornost za njihovo izvedbo;
- sem osebno odgovoren/-na za zagotovitev, da je predhodno avtorsko zaščiteno gradivo, uporabljeno v tem delu, uporabljeno pošteno in reproducirano s pisnim dovoljenjem lastnika avtorskih pravic;
- soglašam z javno dostopnostjo tega dela v specializiranih knjižnicah in na spletnih straneh MPŠ - z izjemo tistih, za katere veljajo posebni pogoji, ki jih na predlog kandidata/-ke in mentorja/-ice potrdi Centralna študijska komisija MPŠ.

Podpis kandidata:

Podpisani mentor doc. dr. Dejan Žontar, univ. dipl. fiz., izjavljam, da:

- sem pregledal predloženo delo in ugotavljam, da je vsebinsko, jezikovno in oblikovno v celoti skladno s predpisi in navodili MPŠ ter je primerno za obravnavo na Senatu MPŠ.

Podpis mentorja:

V Ljubljani, dne

Priloga B

KOMISIJA REPUBLIKE SLOVENIJE ZA MEDICINSKO ETIKO

Asist. mag. Nejc Mekiš, dipl. inž. rad. tehnol.
Zdravstvena fakulteta, Univerza v Ljubljani
Zdravstvena po 5
1000 Ljubljana

Štev.: 98/06/13
Datum: 17. 7. 2013

Spoštovani gospod asist. mag. Mekiš,

Komisiji za medicinsko etiko (KME) ste 3. 6. 2013 poslali v oceno predlog raziskave z naslovom:

"Uporaba osebne varovalne opreme pri klasični rentgenski diagnostiki."[1]

KME je na seji 11. junija 2013 ocenila, da je raziskava etično sprejemljiva, in Vam s tem izdaja svoje soglasje.

Lep pozdrav,

prof. dr. Jože Trontelj
predsednik Komisije RS za medicinsko etiko

[1] Poročevalec predlaga jezikovno izboljšanje naslova: *Učinkovitost /ustaljene, uveljavljene, standardne?/ pacientove zaščite pred sevanjem pri klasični rentgenski diagnostiki.*

Naslov:
Prof. dr. Jože Trontelj, Inštitut za klinično nevrofiziologijo, Univerzitetni klinični center Ljubljana, Zaloška 7, 1525 Ljubljana, telefon 01/ 522 1525.
Tone Žakelj; Univerzitetni klinični center Ljubljana, Zaloška 7, 1525 Ljubljana, telefon 01/ 522 1509.
Telefaks 01/ 522 1533; naslova za elektronsko pošto: joze.trontelj@kclj.si, tone.zakelj@kclj.si
Spletni naslov: http://www.kme-nmec.si/

Priloga C

Community Health Centre Ljubljana
Zdravstveni dom Ljubljana
Metelkova ulica 9, 1000 Ljubljana

Datum: 04.09.2013
Številka: 9904-26/2013

SOGLASJE ZAVODA K RAZISKOVANJU

Na podlagi predložene dokumentacije (prošnja za pridobitev soglasja za izvedbo raziskave, metodologije in dovoljenja Komisije RS za medicinsko etiko (KME)) iz katere je razvidno, da je raziskava za zavod sprejemljiva,

študentu /(ime in priimek):	**Nejc Mekiš**
naziv izobraževalne ustanove in program izobraževanja:	**Mednarodna podiplomska šola Jožefa Stefana, Jamova 39, 1000 Ljubljana, Podiplomski program 3. stopnje Ekotehnologije**
naslov **doktorske naloge** /magistrskega dela:	**Vpliv ščitenja pacienta na dozo pri izbranih preiskavah v klasični radiografiji**

Dovoljujemo:
1. opravljanje raziskave v našem zavodu in uporabo imena zavoda v **doktorski nalogi**/magistrskem delu;
2. objavo rezultatov raziskave v člankih in prispevkih na konferencah izobraževalne ustanove.

Študent se pri tem zavezuje, da bo Zdravstvenemu domu Ljubljana dovolil uporabo podatkov pridobljenih z raziskavo v organizacijske in druge namene ter **po končani raziskavi posredoval poročilo**. Zdravstveni dom Ljubljana pa se zavezuje, da bo pri tem upošteval zakonodajo, ki se nanaša na avtorsko pravo in v primeru uporabe podatkov ustrezno navedel avtorja.

doc. dr. Antonija Poplas Susič, dr.med.,spec
strokovna vodja

Rudi Dolšak, mag.posl.ved, MBA
direktor ZDL

ZDRAVSTVENI DOM LJUBLJANA
LJUBLJANA
Metelkova 9
2

Priloga D – protokoli slikanja fantoma

Tabela d1: *Primerjava med priporočenimi tehničnimi pogoji za slikanje prsnih organov v PA projekciji in pogoji, uporabljenimi pri meritvah na fantomu.*

	Priporočeni pogoji (EC, 1996)	**Priporočeni pogoji (Busch, 2004),**	**Uporabljeni pogoji**
radiografska oprema	stenski stativ z vgrajeno radiografsko rešetko	stenski stativ z vgrajeno radiografsko rešetko	stenski stativ z vgrajeno radiografsko rešetko
velikost gorišča	≤ 1,3 mm	≤ 1,3 mm	1 mm
filtracija koristnega snopa	≥ 3 mm ekvivalent Al	≥ 3 mm ekvivalent Al	2,5 mm ekvivalent Al + 1 mm ekvivalent v zaslonkah
radiografska rešetka	r = 10; 40/cm	r = 10; 40/cm	r = 13; 70/cm
slikovni sprejemnik	hitrost 400	DR ali CR	CR (400)
razdalja gorišče–slikovni sprejemnik	180 (140–200) cm	180 (140–200) cm	180 cm
anodna napetost	125 kV	125 kV	133 kV
avtomatski nadzor ekspozicije	da / desna ionizacijska celica	da / stranski ionizacijski celici	da / stranski ionizacijski celici
čas ekspozicije	< 20 ms	< 20 ms	< 20 ms
osebna varovalna oprema	standardna	/	gonadni predpasnik; ekvivalentna debelina svinca 0,5 mm (Mavig GmbH, Germany)

Tabela d2: *Primerjava med priporočenimi tehničnimi pogoji za slikanje prsnih organov v stranski projekciji in pogoji, uporabljenimi pri meritvah na fantomu.*

	Priporočeni pogoji (EC, 1996)	**Priporočeni pogoji (Busch, 2004),**	**Uporabljeni pogoji**
radiografska oprema	stenski stativ z vgrajeno radiografsko rešetko	stenski stativ z vgrajeno radiografsko rešetko	stenski stativ z vgrajeno radiografsko rešetko
velikost gorišča	≤ 1,3 mm	≤ 1,3 mm	1 mm
filtracija koristnega snopa	≥ 3 mm ekvivalent Al	≥ 3 mm ekvivalent Al	2,5 mm ekvivalent Al + 1 mm ekvivalent v zaslonkah
radiografska rešetka	r = 10; 40/cm	r = 10; 40/cm	r = 13; 70/cm
slikovni sprejemnik	hitrost 400	DR ali CR	CR (400)
razdalja gorišče–slikovni sprejemnik	180 (140–200) cm	180 (140–200) cm	180 cm
anodna napetost	125 kV	125 kV	133 kV
avtomatski nadzor ekspozicije	da / sredinska ionizacijska celica	da / sredinska ionizacijska celica	da / sredinska ionizacijska celica
čas ekspozicije	< 40 ms	< 40 ms	< 40 ms
osebna varovalna oprema	standardna	/	gonadni predpasnik; ekvivalentna debelina svinca 0,5 mm (Mavig GmbH, Germany)

Tabela d3: *Primerjava med priporočenimi tehničnimi pogoji za slikanje glave v AP projekciji in pogoji, uporabljenimi pri meritvah na fantomu.*

	Priporočeni pogoji (EC, 1996)	**Priporočeni pogoji (Busch, 2004),**	**Uporabljeni pogoji**
radiografska oprema	radiografska miza z vgrajeno radiografsko rešetko ali stenski stativ z vgrajeno radiografsko rešetko	radiografska miza z vgrajeno radiografsko rešetko ali stenski stativ z vgrajeno radiografsko rešetko	radiografska miza z vgrajeno radiografsko rešetko
velikost gorišča	0,6 mm	0,6 mm	0,6 mm
filtracija koristnega snopa	≥ 2,5 mm ekvivalent Al	≥ 2,5 mm ekvivalent Al	2,5 mm ekvivalent Al + 1 mm ekvivalent v zaslonkah
radiografska rešetka	r = 10; 40/cm	r = 10; 40/cm	r = 12; 40/cm
slikovni sprejemnik	hitrost 400	DR ali CR	CR (400)
razdalja gorišče–slikovni sprejemnik	115 (100–150) cm	115 (100–150) cm	115 cm
anodna napetost	70–85 kV	70–85 kV	65 kV
avtomatski nadzor ekspozicije	da / sredinska ionizacijska celica	da / sredinska ionizacijska celica	da / sredinska ionizacijska celica
čas ekspozicije	< 100 ms	< 100 ms	< 100 ms
osebna varovalna oprema	standardna	/	zaščitno pregrinjalo; ekvivalentna debelina svinca 0,5 mm (Mavig GmbH, Germany)

Tabela d4: *Primerjava med priporočenimi tehničnimi pogoji za slikanje glave v stranski projekciji in pogoji, uporabljenimi pri meritvah na fantomu.*

	Priporočeni pogoji (EC, 1996)	**Priporočeni pogoji (Busch, 2004)**	**Uporabljeni pogoji**
radiografska oprema	radiografska miza z vgrajeno radiografsko rešetko ali stenski stativ z vgrajeno radiografsko rešetko	radiografska miza z vgrajeno radiografsko rešetko ali stenski stativ z vgrajeno radiografsko rešetko	radiografska miza z vgrajeno radiografsko rešetko
velikost gorišča	0,6 mm	0,6 mm	0,6 mm
filtracija koristnega snopa	≥ 2,5 mm ekvivalent Al	≥ 2,5 mm ekvivalent Al	2,5 mm ekvivalent Al + 1 mm ekvivalent v zaslonkah
radiografska rešetka	r = 10; 40/cm	r = 10; 40/cm	r = 12; 40/cm
slikovni sprejemnik	hitrost 400	hitrost 400	CR (400)
razdalja gorišče–slikovni sprejemnik	115 (100–150) cm	115 (100–150) cm	115 cm
anodna napetost	70–85 kV	70–85 kV	65 kV
avtomatski nadzor ekspozicije	da / sredinska ionizacijska celica	da / sredinska ionizacijska celica	sredinska ionizacijska celica
čas ekspozicije	< 100 ms	< 100 ms	< 100 ms
Osebna varovalna oprema	standardna	/	zaščitno pregrinjalo; ekvivalentna debelina svinca 0,5 mm (Mavig GmbH, Germany)

Tabela d5: *Primerjava med priporočenimi tehničnimi pogoji za slikanje vratne hrbtenice v AP projekciji in pogoji, uporabljenimi pri meritvah na fantomu.*

	Priporočeni pogoji (Busch, 2004)	**Uporabljeni pogoji**
radiografska oprema	radiografska miza z vgrajeno radiografsko rešetko ali stenski stativ z vgrajeno radiografsko rešetko	stenski stativ z vgrajeno radiografsko rešetko
velikost gorišča	≤ 1,3 mm	0,6 mm
filtracija koristnega snopa	≥ 3 mm ekvivalent Al	2,5 mm ekvivalent Al + 1 mm ekvivalent v zaslonkah
radiografska rešetka	r = 10; 40/cm	r = 13; 70/cm
slikovni sprejemnik	DR ali CR	CR (400)
razdalja gorišče–slikovni sprejemnik	115 (100–150) cm	115 cm
anodna napetost	65–75 kV	60 kV
avtomatski nadzor ekspozicije	da / sredinska ionizacijska celica	da / sredinska ionizacijska celica
čas ekspozicije	< 100 ms	< 100 ms
osebna varovalna oprema	/	gonadni predpasnik; ekvivalentna debelina svinca 0,5 mm (Mavig GmbH, Germany)

Tabela d6: *Primerjava med priporočenimi tehničnimi pogoji za slikanje vratne hrbtenice v stranski projekciji in pogoji, uporabljenimi pri meritvah na fantomu.*

	Priporočeni pogoji (Busch, 2004)	**Uporabljeni pogoji**
radiografska oprema	radiografska miza z vgrajeno radiografsko rešetko ali stenski stativ z vgrajeno radiografsko rešetko	stenski stativ z vgrajeno radiografsko rešetko
velikost gorišča	≤ 1,3 mm	0,6 mm
filtracija koristnega snopa	≥ 3 mm ekvivalent Al	2,5 mm ekvivalent Al + 1 mm ekvivalent v zaslonkah
radiografska rešetka	r = 10; 40/cm	r = 13; 70/cm
slikovni sprejemnik	DR ali CR	CR (400)
razdalja gorišče–slikovni sprejemnik	115 (100–150) cm	150 cm
anodna napetost	65–75 kV	60 kV
avtomatski nadzor ekspozicije	da / sredinska ionizacijska celica	da / sredinska ionizacijska celica
čas ekspozicije	< 100 ms	< 100 ms
osebna varovalna oprema	/	gonadni predpasnik; ekvivalentna debelina svinca 0,5 mm (Mavig GmbH, Germany)

Tabela d7: *Primerjava med priporočenimi tehničnimi pogoji za slikanje medenice v AP projekciji in pogoji, uporabljenimi pri meritvah na fantomu.*

	Priporočeni pogoji (EC, 1996)	**Priporočeni pogoji (Busch, 2004),**	**Uporabljeni pogoji**
radiografska oprema	radiografska miza z vgrajeno radiografsko rešetko	radiografska miza z vgrajeno radiografsko rešetko	radiografska miza z vgrajeno radiografsko rešetko
velikost gorišča	≤ 1,3mm	≤ 1,3mm	1 mm
filtracija koristnega snopa	≥ 3,0 mm ekvivalent Al	≥ 3,0 mm ekvivalent Al	2,5 mm ekvivalent Al + 1 mm ekvivalent v zaslonkah
radiografska rešetka	r = 10; 40/cm	r = 10; 40/cm	r = 12; 40/cm
slikovni sprejemnik	hitrost 400	DR ali CR	CR (400)
razdalja gorišče–slikovni sprejemnik	115 (100–150) cm	115 (100–150) cm	115 cm
anodna napetost	75–90 kV	75–90 kV	75 kV
avtomatski nadzor ekspozicije	da / sredinska ali stranske ionizacijske celice	da / sredinska ionizacijska celica	da / stranski ionizacijski celici
čas ekspozicije	< 100 ms	< 400 ms	< 100 ms
osebna varovalna oprema	če je možno, mala gonadna zaščita	/	zaščitno pregrinjalo; ekvivalentna debelina svinca 0,5 mm (Mavig GmbH, Germany)

Tabela d8: *Primerjava med priporočenimi tehničnimi pogoji za slikanje roke in pogoji, uporabljenimi pri meritvah na fantomu.*

	Priporočeni pogoji (Busch, 2004)	**Uporabljeni pogoji**
radiografska oprema	radiografska miza z vgrajeno radiografsko rešetko ali stenski stativ z vgrajeno radiografsko rešetko	radiografska miza
velikost gorišča	≤ 1,3mm	0,6 mm
filtracija koristnega snopa	≥ 2,5 mm ekvivalent Al	2,5 mm ekvivalent Al + 1 mm ekvivalent v zaslonkah
radiografska rešetka	r = 10; 40/cm	brez
slikovni sprejemnik	DR ali CR	CR (400)
razdalja gorišče–slikovni sprejemnik	115 (100–150) cm	100 cm
anodna napetost	60–75 kV	55 kV
avtomatski nadzor ekspozicije	ne	ne / ročno izbrana vrednost tokovnega sunka (10 mAs)
osebna varovalna oprema	/	Plašč za celo telo; ekvivalentna debelina svinca 0,5 mm (Mavig GmbH, Germany)

Tabela d9: *Primerjava med priporočenimi tehničnimi pogoji za slikanje kolena in pogoji, uporabljenimi pri meritvah na fantomu.*

	Priporočeni pogoji (Busch, 2004)	**Uporabljeni pogoji**
radiografska oprema	rentgenski aparat brez uporabe radiografske rešetke	rentgenski aparat brez uporabe radiografske rešetke
velikost gorišča	≤ 1,3mm	0,6 mm
filtracija koristnega snopa	≥ 2,5 mm ekvivalent Al	2,5 mm ekvivalent Al + 1 mm ekvivalent v zaslonkah
radiografska rešetka	r = 10; 40/cm	brez
slikovni sprejemnik	DR ali CR	CR (400)
razdalja gorišče–slikovni sprejemnik	115 (100–150) cm	100 cm
anodna napetost	45-55 kV	45 kV
avtomatski nadzor ekspozicije	ne	ne / ročno izbrana vrednost tokovnega sunka (2,5 mAs)
osebna varovalna oprema	brez	Zaščitno pregrinjalo; ekvivalentna debelina svinca 0,5 mm (Mavig GmbH, Germany)

Tabela d10: *Primerjava med priporočenimi tehničnimi pogoji za slikanje dojke v kraniokavdalni (CC) projekciji in pogoji, uporabljenimi pri meritvah na fantomu.*

	Priporočeni pogoji (EC, 1996)	**Uporabljeni pogoji**
vrsta radiografskega aparata	mamografski	mamografski
velikost gorišča	0,3 mm	0,3 mm
filtracija koristnega snopa	0,03 mm Mo ali 0,5 mm ekvivalent Al	Filtracija Mo/Mo ali Mo/Rh
radiografska rešetka	r = 5; 27/cm	r = 4, 23/cm
slikovni sprejemnik	mamografski film	DR
RGS	≥ 60 cm	63 cm
anodna napetost	28 kV	28 kV
avtomatski nadzor ekspozicije	ionizacijska celica čim bližje bradavici	ionizacijska celica čim bližje bradavici
osebna varovalna oprema	standardna	gonadni predpasnik; ekvivalentna debelina svinca 0,5 mm (Mavig GmbH, Germany)

Tabela d11: *Primerjava med priporočenimi tehničnimi pogoji za slikanje dojke v mediolateralni polstranski (MLO) projekciji in pogoji, uporabljenimi pri meritvah na fantomu.*

	Priporočeni pogoji (EC, 1996)	**Uporabljeni pogoji**
vrsta radiografskega aparata	mamografski	mamografski
velikost gorišča	0,3 mm	0,3 mm
filtracija koristnega snopa	0,03 mm Mo ali 0,5 mm ekvivalent Al	Filtracija Mo/Mo ali Mo/Rh
radiografska rešetka	r = 5; 27/cm	r = 4, 23/cm
slikovni sprejemnik	mamografski film	DR
RGS	≥ 60 cm	63 cm
anodna napetost	28 kV	28 kV
avtomatski nadzor ekspozicije	ionizacijska celica čim bližje bradavici	ionizacijska celica čim bližje bradavici
osebna varovalna oprema	standardna	gonadni predpasnik; ekvivalentna debelina svinca 0,5 mm (Mavig GmbH, Germany)

Priloga E – protokoli slikanja pacientov v ZDL

Tabela e1: *Uporabljeni tehnični pogoji pri slikanju prsnih organov na pacientih.*

	Slikanje prsnih organov v PA projekciji	**Slikanje prsnih organov v stranski projekciji**
vrsta radiografskega aparata	stenski stativ z vgrajeno radiografsko rešetko	stenski stativ z vgrajeno radiografsko rešetko
velikost gorišča	1 mm	1 mm
filtracija koristnega snopa	2,5 mm Al	2,5 mm Al
radiografska rešetka	r =15; n = 80	r =15; n = 80
slikovni sprejemnik	DR	DR
RGS	180 cm	180 cm
anodna napetost	150 kV	150 kV
avtomatski nadzor ekspozicije	da (stranski ionizacijski celici)	da (sredinska ionizacijska celica)
osebna varovalna oprema	gonadni predpasnik; ekvivalentna debelina svinca 0,5 mm (Mavig GmbH, Germany)	gonadni predpasnik; ekvivalentna debelina svinca 0,5 mm (Mavig GmbH, Germany)

Tabela e2: *Uporabljeni tehnični pogoji pri slikanju medenice na pacientih*.

	Slikanje medenice v AP projekciji
vrsta radiografskega aparata	radiografska miza
velikost gorišča	1 mm
filtracija koristnega snopa	2,5 mm Al
radiografska rešetka	r =15; n = 80
slikovni sprejemnik	DR
RGS	150 cm
anodna napetost	81 kV
avtomatski nadzor ekspozicije	da (stranski ionizacijski celici)
osebna varovalna oprema	gonadni predpasnik; ekvivalentna debelina svinca 0,5 mm (Mavig GmbH, Germany)

Tabela e3: *Uporabljeni tehnični pogoji pri slikanju vratne hrbtenice na pacientih.*

	Slikanje vratne hrbtenice v AP projekciji	**Slikanje vratne hrbtenice v stranski projekciji**
vrsta radiografskega aparata	stenski stativ z vgrajeno radiografsko rešetko	stenski stativ z vgrajeno radiografsko rešetko
velikost gorišča	0,6 mm	1 mm
filtracija koristnega snopa	2,5 mm Al	2,5 mm Al
radiografska rešetka	r =15; n = 80	r =15; n = 80
slikovni sprejemnik	DR	DR
RGS	100 cm	150 cm
anodna napetost	66 kV	73 kV
avtomatski nadzor ekspozicije	da (sredinska ionizacijska celica)	da (sredinska ionizacijska celica)
osebna varovalna oprema	gonadni predpasnik; ekvivalentna debelina svinca 0,5 mm (Mavig GmbH, Germany)	gonadni predpasnik; ekvivalentna debelina svinca 0,5 mm (Mavig GmbH, Germany)

Tabela e4: *Uporabljeni tehnični pogoji pri slikanju kolena na pacientih.*

	Slikanje kolena v AP projekciji	**Slikanje kolena v stranski projekciji**
vrsta radiografskega aparata	radiografska miza brez vgrajene rešetke	radiografska miza brez vgrajene rešetke
velikost gorišča	1 mm	1 mm
filtracija koristnega snopa	2,5 mm Al	2,5 mm Al
radiografska rešetka	/	/
slikovni sprejemnik	DR	DR
RGS	100 cm	100 cm
anodna napetost	63 kV	64,5 kV
avtomatski nadzor ekspozicije	ne (4,2 mAs)	Ne (4,2 mAs)
osebna varovalna oprema	zaščitno pregrinjalo; ekvivalentna debelina svinca 0,5 mm (Mavig GmbH, Germany)	zaščitno pregrinjalo; ekvivalentna debelina svinca 0,5 mm (Mavig GmbH, Germany)

Tabela e6: *Uporabljeni tehnični pogoji pri slikanju roke na pacientih.*

	Slikanje roke v PA projekciji	**Slikanje roke v polstranski projekciji**
vrsta radiografskega aparata	radiografska miza brez vgrajene rešetke	radiografska miza brez vgrajene rešetke
velikost gorišča	0,6 mm	0,6 mm
filtracija koristnega snopa	2,5 mm Al	2,5 mm Al
radiografska rešetka	/	/
slikovni sprejemnik	DR	DR
RGS	100 cm	100 cm
anodna napetost	46 kV	46 kV
avtomatski nadzor ekspozicije	Ne (2,2 mAs)	Ne (2,2 mAs)
osebna varovalna oprema	pregrinjalo za celo telo; ekvivalentna debelina svinca 0,5 mm (Mavig GmbH, Germany)	pregrinjalo za celo telo; ekvivalentna debelina svinca 0,5 mm (Mavig GmbH, Germany)

Priloga F

OBVESTILO SODELUJOČIM V RAZISKAVI

Moje ime je Nejc Mekiš, po poklicu magister inženir radiološke tehnologije. Zaposlen sem na Zdravstveni fakulteti Univerze v Ljubljani. V okviru svojega doktorskega študija na Mednarodni podiplomski šoli Jožef Stefan (MPŠ), pod mentorstvom doc. dr. Dejana Žontarja, univ. dipl. fiz., pripravljam doktorsko disertacijo z **Uporaba osebne varovalne opreme pri klasični rentgenski diagnostiki**. Da bi lahko opravil magistrsko delo vas naprošam, za sodelovanje v omenjeni raziskavi.

Med podatki, ki jih bom zbiral ne bo nikakršnih osebnih podatkov posameznih pacientov.

Če se boste odločili za sodelovanje v raziskavi, vas prosimo, da pred preiskavo podpišete izjavo o zavestnem pristanku v raziskavo in izpolnite kratek anonimni vprašalnik. S podpisom tega dokumenta se strinjate, da boste sodelovali, lahko pa kasneje, v teku preiskave, kadarkoli, brez dodatnih pojasnil prekinete sodelovanje.

Vnaprej hvala za Vaše sodelovanje.

Raziskovalec:
asist. mag. Nejc Mekiš, mag. inž. rad. tehnol.

OBRAZEC IZJAVE O ZAVESTNI IN SVOBODNI PRIVOLITVI

Ime in priimek preiskovanke:

Spodaj podpisana sem seznanjena s potekom raziskave in njenimi postopki ter koristih in morebitnih neprijetnostih tveganjih. Prav tako sem seznanjena s pogoji sodelovanja v raziskavi.

Strinjam se, da se podatki, pridobljeni s temi postopki, uporabijo v obdelavi rezultatov raziskave.

Spodaj podpisana prostovoljno pristajam na sodelovanje v raziskavi.

Podpis preiskovanke: _____ Datum:_____

Podpis priče: _____

Podpis raziskovalca: _____

Izmerili bomo vašo:

Telesno težo (kg):

Višino (cm):