

**UNIVERZA V LJUBLJANI
ZDRAVSTVENA FAKULTETA
RADIOLOŠKA TEHNOLOGIJA 2. STOPNJE**

ANTONIJA BOJČIĆ

**DOZE SEVANJA, KI SO JIH PREJELI ZDRAVSTVENI
DELAVCI PRED IN PO UVEDBI PET/CT PREISKAV
NA KLINIKI ZA NUKLEARNO MEDICINO**

MAGISTRSKO DELO

MENTOR: doc.dr. Marko Grmek, dr.med..

SOMENTORICA: mag. Petra Tomše, univ. dipl. fiz.

LJUBLJANA, 2016

ZAHVALA

Zahvalila bi se mentorju doc. dr. Marku Grmeku za dragocene nasvete in veliko pomoč pri nastanku magistrske naloge.

Posebej bi se rada zahvalila somentorici asist. mag. Petri Tomše, za veliko pomoč in čas pri izdelavi magistrske naloge, ter za strokovno usmerjanje, prijazno podporo in nasvete, ki so mi zelo pomagali pri mojem delu.

Zahvalila bi se tudi zaposlenim na Kliniki za nuklearno medicino UKC Ljubljana, ki so pristali na sodelovanje v moji raziskavi, ter mi pomagali z različnimi strokovnimi nasveti; pri tem bi najbolj izpostavila Luko Jensterleta, Mitjo Suhadolnika, in Sebastijana Repa.

Še posebej pa se zahvaljujem svoji družini, ki mi je ves čas študija nesebično stala ob strani in me na tej poti podpirala. Največja zahvala gre mojemu možu in sinu Marinu za razumevanje in moralno podporo!

Zahvaljujem se vsem, ki so mi kakorkoli pomagali med mojim študijem.

Najlepša hvala!

POVZETEK

Uvod: Pri preiskavah s pozitronsko emisijsko tomografijo v kombinaciji z računalniško tomografijo (PET/CT preiskavah) se uporablja ionizirajoče sevanje višjih energij kot pri klasičnih nuklearno medicinskih preiskavah. Posledično bi zdravstveni delavci, ki sodelujejo pri PET/CT preiskavah, lahko prejeli večje doze sevanja kot pri klasičnih nuklearno medicinskih preiskavah.

Namen: Namen magistrske naloge je bil ugotoviti, ali so se po uvedbi PET/CT preiskav na Kliniki za nuklearno medicino (KNM) v Univerzitetnem kliničnem centru v Ljubljani prejete osebne doze sevanja pri zdravstvenih delavcih, ki so sodelovali pri izvedbi PET/CT preiskav, spremenile.

Material in metode: Delavci – v raziskavo smo vključili 27 delavcev (7 zdravnikov, 10 diplomiranih inženirjev radiologije, 5 farmacevtov in 5 diplomiranih medicinskih sester) z diagnostičnega oddelka KNM. V letih 2008 in 2009 so omenjeni delavci sodelovali pri klasičnih nuklearno medicinskih preiskavah, v letih 2010–2012 pa so poleg tega sodelovali tudi pri PET/CT preiskavah. **Metode dela** – za zgoraj navedene skupine delavcev smo poiskali in analizirali podatke dozimetričnih meritev za obdobje 2008–2012, ki jih je opravil Zavod za varstvo pri delu (ZVD). Poleg tega smo zdravnikom, diplomiranim inženirjem radiologije in farmacevtom, ki so sodelovali pri PET/CT preiskavah, določili dnevne doze sevanja. To smo naredili s pomočjo elektronskih dozimetrov, ki smo jih predhodno umerili.

Rezultati: Zaradi sodelovanja pri PET/CT preiskavah se je letno prejeta doza sevanja statistično značilno povečala pri zdravnikih – leta 2009 so prejeli povprečno 0,18 mSv, leta 2010 pa 0,39 mSv ($p=0,005$) in pri diplomiranih inženirjih radiologije – leta 2009 so prejeli 0,82 mSv, leta 2010 pa 1,04 mSv ($p=0,034$). Zaradi sodelovanja pri PET/CT preiskavah se letno prejete doze sevanja pri farmacevtih in diplomiranih medicinskih sestrah niso statistično značilno spremenile. Povprečna dnevna doza sevanja, ki jo je prejel zdravnik zaradi sodelovanja pri PET/CT preiskavah, je znašala $3,1 \pm 2,4 \mu\text{Sv}$. Dva radiološka inženirja, ki sta sodelovala pri PET/CT preiskavah sta dnevno prejela skupno $5,1 \pm 3,4 \mu\text{Sv}$, farmacevt pa $<1 \mu\text{Sv}$. Povprečna doza sevanja, ki jo je prejel zdravnik pri eni PET/CT preiskavi, je znašala $0,34 \mu\text{Sv}$. Doza sevanja, ki jo je prejel diplomiran inženir radiologije, pa $0,28 \mu\text{Sv}$.

Zaključek: Zaradi uvedbe PET/CT preiskav so se letno prejete doze sevanja pri delavcih na KNM zmeroma povečale. Statistično značilno povečanje je bilo prisotno pri zdravnikih in diplomiranih inženirjih radiologije. Pri farmacevtih in diplomiranih medicinskih sestrah se letno prejete doze sevanja zaradi uvedbe PET/CT preiskav niso pomembneje spremenile. Povprečne doze sevanja, ki so jih pri eni PET/CT preiskavi prejeli delavci na KNM, so manjše od navedb v literaturi. Po našem mnenju je to predvsem posledica dobre organizacije dela in doslednega upoštevanja načel varstva pred ionizirajočimi sevanji.

Ključne besede: PET/CT preiskava, doze sevanja, zdravstveni delavci, radiološki inženir, nuklearna medicina

**UNIVERSITY OF LJUBLJANA
FACULTY OF HEALTH SCIENCES
RADIOLOGIC TECHNOLOGY 2nd CYCLE DEGREE**

ANTONIJA BOJČIĆ

**RADIATION DOSES OF EMPLOYEES OF NUCLEAR
MEDICINE DEPARTMENT BEFORE AND AFTER
INTRODUCTION OF PET/CT**

MASTER THESIS

LJUBLJANA, 2016

ABSTRACT

Introduction: In positron emission tomography / computed tomography (PET/CT) examinations ionising radiation of higher energies is used compared to classical nuclear medicine examinations. Consequentially, health care workers, who work with PET/CT, could receive higher radiation doses than health care workers who work in classical nuclear medicine.

Purpose: The purpose of the master's thesis was to explore if introduction of PET/CT examination procedures to the Department for Nuclear Medicine (KNM) at the University Medical Centre in Ljubljana has affected in elevated personal radiation doses of health care workers who are executing PET/CT examinations.

Materials and methods: The research included 27 workers from the diagnostic centre of KNM: 7 physicians, 10 radiologic technologists, 5 radiopharmacists, and 5 qualified nurses. In the years 2008 and 2009 these workers were performing classical nuclear medicine examinations, whereas in the years from 2010 to 2012 they also worked with PET/CT examinations. **Research methods** – we analysed the radiation dose measurements for the period 2008–2012, which had been measured with personal thermoluminescent dosimeters and read by the Institute Occupational Safety. Additionally, we measured daily personal radiation doses for physicians, radiologic technologists, and radiopharmacists who cooperated in PET/CT examinations. We used calibrated electronic dosimeters.

Results: As a consequence of cooperation in PET/CT examination procedures, the annual radiation dose has significantly increased for physicians (mean dose 0.18 mSv in year 2009 and 0.39 mSv in 2010; $p = 0.005$) and for the radiologic technologists (mean dose 0.82 mSv in 2009 and in 1.04 mSv in 2010; $p = 0.034$). The radiation doses for radiopharmacists and qualified nurses have not significantly changed.

Mean daily radiation dose, received by a physician performing PET/CT examination procedures, was 3.1 ± 2.4 μ Sv. Two radiologic technologists who cooperated in PET/CT examinations as a team, received combined daily dose of 5.1 ± 3.4 μ Sv and the radiopharmacist received <1 μ Sv. A mean radiation dose, received as a consequence of collaboration in a single PET/CT examination, was 0.34 μ Sv for a physician and 0.28 μ Sv for radiologic technologist.

Conclusion: Following the introduction of PET/CT examinations, the annual radiation doses have increased for health care workers at KNM. Statistically significant increase was measured for physicians and radiologic technologists. For radiopharmacists and qualified nurses the increase was not statistically significant. Mean radiation doses, received by workers in one single PET/CT examination, were lower than measurements reported in the literature. This observation might be a consequence of good organization of work and consistent abiding with the ionising radiation protection rules.

Keywords: PET/CT examination, personal radiation dose, health care workers, radiologic technologist, nuclear medicine

KRATICE

ED – elektronski dozimeter

FDG – fluordeoksiglukoza

KNM – Klinika za nuklearno medicino

PET/CT – pozitronska emisijska tomografija kombinirana z računalniško tomografijo

TLD – termoluminiscenčni dozimeter

UKCL – Univerzitetni klinični center Ljubljana

ZVD – Zavod za varstvo pri delu d. o. o.

KAZALO VSEBINE

1 UVOD	1
1.1. Ionizirajoče sevanje	2
1.1.1. Radioaktivni razpad	4
1.1.2. Razpad beta	7
1.2. Biološki učinki ionizirajočega sevanja in doze sevanja	10
1.2.1. Biološki učinki	10
1.2.2. Doze sevanja	11
1.3. Varstvo pred sevanji	14
1.3.1. Načela varstva pred sevanji.....	16
1.3.2. Diagnostične referenčne ravni	18
1.3.3. Osebna dozimetrija	20
1.4. Pogoji za izvajanje radioloških posegov, skladno s Pravilnikom o pogojih za uporabo virov ionizirajočih sevanj v zdravstvu.....	24
1.4.1. Podatki o osebnih dozah sevanja, ki jih prejmejo delavci v zdravstvu.....	26
1.5. Nuklearna medicina	27
1.5.1. Pozitronska emisijska tomografija.....	29
1.5.2. Radiofarmaki, ki se uporabljajo pri PET/CT preiskavah.....	31
1.5.3. Indikacije za PET/CT preiskavo	32
1.5.4. Izvedba preiskave PET/CT z ^{18}F -FDG	33
1.5.5. Delavci, ki sodelujejo pri izvedbi preiskave PET/CT.....	35
2 NAMEN	38
3 MATERIAL IN METODE DELA.....	39
3.1. Material.....	39
3.1.1. Zdravstveni delavci, ki so sodelovali pri izvedbi PET/CT preiskav.....	39
3.1.2. Dozimetri, ki so se uporabljali v študiji	40
3.2. Metode dela	41
3.2.1. Določitev letnih doz sevanja, ki so jih prejeli delavci, ki so sodelovali pri preiskavah PET/CT in število opravljenih PET/CT preiskav	41
3.2.2. Preverjanje pravilnosti delovanja dozimetrov RAD-60S	41
3.2.3. Določitev dnevnih doz delavcev, ki so izvajali preiskave PET/CT.....	43
3.2.4. Merjenje hitrosti doze pri preiskavah PET/CT	44
3.2.5. Statistične metode dela	45

3.3. Etični vidik	46
4 REZULTATI IN RAZPRAVA	47
4.1. Letne doze, ki so jih prejeli delavci, ki so sodelovali pri PET/CT preiskavah.....	47
4.1.1. Zdravniki.....	48
4.1.2. Diplomirani inženirji radiologije	49
4.1.3. Diplomirane medicinske sestre	50
4.1.4. Farmacevti.....	51
4.1.5. Letne doze delavcev, ki so sodelovali pri PET/CT preiskavah	52
4.1.6. Primerjava letnih doz delavcev, ki so sodelovali pri PET/CT preiskavah s podatki v literaturi.....	55
4.2. Rezultati meritev dnevnih doz.....	56
4.2.1. Preverjanje ustreznosti delovanja elektronskih dozimetrov.....	56
4.2.2 Meritve hitrosti doz, ki so jim bili izpostavljeni delavci, ki so sodelovali pri preiskavah PET/CT	59
4.2.3. Doze sevanja, ki so jih prejeli delavci, določene s pomočjo elektronskih dozimetrov	61
4.2.4 Primerjava med dozami, ki smo jih določili s pomočjo naših meritev, s podatki o letno prejetih dozah.....	65
4.2.5. Primerjava doz, ki smo jih določili s pomočjo meritev v naši raziskavi, s podatki drugih avtorjev	66
5 ZAKLJUČEK.....	69
6 LITERATURA.....	70
7 PRILOGE	73
7.1. Izjava o avtorstvu.....	73

KAZALO SLIK

Slika 1: Spekter sevanj.....	3
Slika 2: Poenostavljen prikaz razpada alfa, beta in gama	6
Slika 3: Razpad β^+ in shema anihilacije pozitrona in elektrona v snovi	8
Slika 4: Dozimeter RAD-60.....	21
Slika 5: Termoluminiscenčni dozimeter, ki ga uporabljajo na Kliniki za nuklearno medicino	22
Slika 6: PET/CT naprava Siemens Biograph mCT, ki se uporablja v Univerzitetnem kliničnem centru Ljubljana	29
Slika 7: Dogodki pri PET slikanju: a) pravi dogodek, b) sipani dogodek in c) naključen dogodek.....	30
Slika 8: Elektronski dozimetri RAD-60S, ki smo jih uporabljali pri meritvah.....	42
Slika 9: Postavitev merilnikov in vira sevanja ob meritvi kumulativne doze.....	43
Slika 10: Avtomatski injektor radioaktivnih odmerkov Medrad Intego, ki ga uporabljajo na Kliniki za nuklearno medicino v Ljubljani	44
Slika 11: Vstavljanje dnevnega odmerka radiofarmaka ^{18}F -FDG v avtomatski injektor.....	45

KAZALO TABEL

Tabela 1: Utežni faktorji (W_R) za različne vrste sevanja	12
Tabela 2: Tkivni utežni faktorji (W_T) za pomembnejše organe ali tkiva	13
Tabela 3: Mejne efektivne doze sevanja	17
Tabela 4: Diagnostične referenčne ravni v nuklearni medicini za 36 držav Evropske unije	19
Tabela 5: Rezultati Studentovega T-testa za zdravnike	48
Tabela 6: Rezultati Studentovega T-testa za diplomirane inženirje radiologije	49
Tabela 7: Rezultati Studentovega T-testa za diplomirane medicinske sestre	50
Tabela 8: Rezultati Studentovega T-testa za farmacevte	51
Tabela 9: Rezultati Studentovega T-testa skupno za vse skupine delavcev	53
Tabela 10: Rezultati meritev znanega vira z elektronskimi dozimetri RAD-60S in merilnikom hitrosti doze Berthold LB 123. Navedenih je 10 zaporednih odčitkov hitrosti doze, povprečje in standardni odklon (SD) teh odčitkov ter kumulativna doza po 20 min.	57
Tabela 11: Kumulativna doza na dozimetrih 1, 2, 3 in 4 (elektronski dozimetri RAD-60S) in izračunana kumulativna doza za merilnik hitrosti doz (Berthold LB 123) ob meritvah znanega vira ter odstopanje od s pomočjo gama konstante izračunane doze – $9,8 \mu\text{Sv}$	58
Tabela 12: Hitrosti doze, katerim je izpostavljen radiofarmacevt pri pripravi injektorja. (Na dan meritve je bila dobavljena aktivnost radiofarmaka 7860 MBq.)	59
Tabela 13: Hitrosti doze (DR) ob transportnem kontejnerju in injektorju, ko se v njem nahaja viala z ^{18}F -FDG aktivnosti 9,4 GBq	60
Table 14: Hitrosti doze (DR) ob pacientu, kateremu so aplicirali ^{18}F -FDG v aktivnosti 370 ± 2 MBq	60
Tabela 15: Dnevne doze sevanja, izmerjene s pomočjo elektronskih dozimetrov RAD-60S, ki so jih prejeli zdravniki (A-E – oznaka zdravnika). Poleg prejete doze je navedeno tudi število pacientov, pri katerih je bila na ta dan opravljena PET/CT preiskava.	61
Tabela 16: Dnevne doze sevanja, izmerjene s pomočjo elektronskih dozimetrov RAD-60S, ki sta jih na določen delovni dan prejela radiološkega inženirja 1 in 2, ter vsota obeh doz.	63

1 UVOD

Vse od pojava kamer za slikanje s pozitronsko emisijsko tomografijo (PET) pred dvema desetletjema so PET preiskave ena najhitreje razvijajočih se slikovnih tehnik v moderni nuklearni medicini. Številne bolnišnice po svetu so v svoj spekter slikovnih modalitet vključile PET/CT slikanje (PET-pozitronsko emisijsko tomografijo v kombinaciji z CT-računalniško tomografijo). Poleg gradnje novih specializiranih PET centrov so tudi mnogi klasični nuklearno medicinski (NM) oddelki nadgradili svoje zmogljivosti in začeli izvajati preiskave z radiofarmaki, na katere so vezani pozitronski sevalci. Predvsem pri klasičnih NM oddelkih, ki primarno niso bili načrtovani za delo z visoko energijskim gama sevanjem, je v nekaterih primerih težko zadostiti vsem tehničnim in administrativnim pogojem. Vendar je le z izpolnjevanjem predpisanih kriterijev zagotovljeno, da je izpostavljenost sevanju tako nizka, kot je to smiselno dosegljivo (princip ALARA).

Ker je energija anihilacijskih fotonov (511 keV) mnogo višja kot energija gama žarkov pri klasični nuklearni medicini (tipično 140 keV), lahko pričakujemo, da bo medicinsko osebje pri PET/CT preiskavah prejelo višjo dozo sevanja kot osebje pri klasičnih nuklearno medicinskih preiskavah. Visoka energija sevanja pri PET/CT preiskavah ter ostali faktorji, ki so pomembni za delo v klinični praksi, kot je razpoložljivost zaščite pred sevanjem, aplicirana aktivnost in dnevno število obravnavanih pacientov, pomembno vplivajo na izpostavljenost radioloških inženirjev in ostalih zdravstvenih delavcev ionizirajočemu sevanju (Amaral et al., 2007).

To nas je spodbudilo, da smo se posvetili določitvi doz sevanja, ki jih prejmejo radiološki inženirji in ostali zdravstveni delavci pri preiskavah s pozitronskimi sevalci.

1.1. Ionizirajoče sevanje

Sevanje je pojav, pri katerem se energija iz vira širi v prostor v obliki delcev ali valovanja. Od energije valovanja ali delcev, ki jih vir oddaja, je odvisno, kakšen učinek bo sevanje imelo na snov, skozi katero gre ali jo na svoji poti zadene. Če je energija dovolj velika, izbije sevanje iz atomov v snovi elektrone in atome ionizira. Sevanja, ki povzročijo ionizacijo v snovi, v kateri se atenuirajo, imenujemo **ionizirajoča sevanja**. Sevanja, ki nimajo dovolj visoke energije, da bi povzročila nastanek ionov, pa so **neionizirajoča sevanja**.

Ko je človek izpostavljen ionizirajočemu sevanju, se kot posledica ionizacije v njegovih celicah in v medceličnini pojavijo ioni in prosti radikali, kar ima lahko škodljive zdravstvene učinke. Zadrževanje v okolju, kjer se nahajajo viri ionizirajočega sevanja, je zato lahko nevarno.

V grobem je možno sevanja razdeliti na:

- sevanja, pri katerem vir oddaja mehansko valovanje,
- sevanja, pri katerem vir oddaja delce in
- sevanja, pri katerem vir oddaja elektromagnetno (EM) valovanje.

Ionizirajoče sevanje je prenos energije v obliki molekularnih, atomskih in subatomskih delcev ali elektromagnetnih valov valovne dolžine 100 nanometrov ali manj oziroma frekvence 3×10^{15} Hz ali več, ki lahko neposredno ali posredno povzroči tvorbo ionov (Mele in sod., 2006).

Sevanje delcev

Ob radioaktivnem razpadu nekaterih atomskih jeder se izsevajo delci – elektroni ali pozitroni oziroma skupki dveh protonov in dveh nevtronov. Prvo obliko sevanja imenujemo sevanje beta, drugo obliko pa sevanje alfa. Obe vrsti sevanja predstavljata ionizirajoče sevanje (Mele in sod., 2006). Vrste in značilnosti radioaktivnih razpadov ter nastanek alfa in beta sevanja je podrobneje opisano v nadaljevanju.

Elektromagnetno sevanje

Elektromagnetno (EM) sevanje je energija v obliki EM valovanja. EM valovi so lahko različnih valovnih dolžin, ki skupaj sestavljajo EM spekter. Za posamezna območja valovnih dolžin so se uveljavila različna imena (Slika 1):

- radijski valovi, vključno s televizijskimi in mikrovalovi,
- infrardeči ali toplotni valovi oziroma infrardeči žarki ali infrardeča svetloba,
- svetloba oziroma vidna svetloba,
- ultravijolični (UV) žarki oziroma UV sevanje ali UV svetloba,
- rentgenski žarki oziroma rentgensko sevanje in
- žarki gama oziroma gama sevanje (Mele in sod., 2006).



Slika 1: Spekter sevanj (Koželj in sod. 2006)

Med ionizirajoče EM sevanje sodijo:

Ultravijolično sevanje

Ultravijolično sevanje (UV) je EM valovanje ima energijo 3–100 eV in valovno dolžino 10 nm do 400 nm. Oddajajo ga telesa s temperaturo nekaj tisoč Kelvinov, kot na primer Sonce. Nastane pa tudi ob razelektritvah v plinih. Človeško oko tega sevanja ne zaznava. Človek potrebuje nekaj UV sevanja, saj nastaja pod njegovim vplivom v koži vitamin D, ki je potreben za vgrajevanje kalcija v kosti. Večje količine UV sevanja pa so za kožo nevarne, saj

lahko povzročajo opekline, dolgotrajno izpostavljanje takemu sevanju pa lahko privede do nastanka kožnega raka.

Rentgensko sevanje

Rentgensko sevanje (X-žarki) ima energijo 100 eV–130 keV in valovno dolžino 0,01 nm do 10 nm. Nastane pri prehodih elektronov med orbitami ali pri pospešenih elektronih, ki se zaustavljajo v polju atomskega jedra težke kovine. Tudi takega sevanja človek ne zaznava. Rentgensko sevanje je prodorno in lahko prodre skozi snovi gostote vode (npr. človeško telo). V medicini ga najpogosteje uporabljamo v radiologiji.

Gama sevanje

Valovna dolžina gama sevanja (γ žarki), ki ima energijo >100 keV, je običajno krajša od 0,01 nm. Vendar gama sevanja ne definiramo glede na njegovo valovno dolžino temveč glede na njegov izvor. V nasprotju z rentgenskim sevanjem, ki izvira iz elektronskih ovojev, izvira gama sevanje iz atomskih jeder. Gama sevanje nastane ob razpadu nestabilnih atomskih jeder. Z radioaktivnim razpadom preide atomsko jedro v bolj stabilno obliko (Bailey et al., 2014; Mele in sod., 2006). Tudi gama sevanje je prodorno. V medicini ga uporabljamo predvsem za funkcijsko slikanje v nuklearni medicini.

1.1.1. Radioaktivni razpad

Radioaktivni razpad je pojav, pri katerem se nestabilno atomsko jedro spremeni v jedro drugega kemičnega elementa ali spremeni svojo notranjo energijo. Atomska jedra, ki razpadajo z radioaktivnim razpadom, imenujemo radioaktivni izotopi, radioizotopi ali radionuklidi (Koželj in sod., 2006).

Atomsko jedro sestavljajo protoni in nevtroni s skupnim imenom nukleoni. Število protonov označujemo s **Z**, število nevtronov z **N**, skupno število nukleonov oziroma masno število pa označimo z **A**. V jedru je med nukleoni prisotna privlačna jedrska sila, poleg nje pa je med protoni prisotna tudi odbojna električna ali Coulombova sila. Jedrska sila je vsaj za dva reda

velikosti večja od električne sile, a ima bistveno krajši doseg – le nekaj fm. Stabilno stanje jedra (jedrska in električna sila sta si v ravnovesju) je mogoče le pri določenem razmerju med številom protonov in številom nevtronov v jedru atoma. Lahka jedra (majhen A) so stabilna, če imajo enako število protonov in nevtronov ($Z = N$). Pri jedrih z masnim številom nad $A \approx 40$ pa so jedra stabilna le, če imajo več nevtronov kot protonov. Pri večjih jedrih uspe jedrska sila le tako uravnovesiti Coulombovo odbojno silo.

Jedra, v katerih ni ravnovesja med silami, so nestabilna in razpadajo z radioaktivnim razpadom v bolj stabilna. Pri radioaktivnih razpadih se iz jedra izseva energija v obliki ionizirajočega sevanja – v obliki delcev z visoko kinetično energijo in/ali γ žarkov (Bailey et al., 2014). Pogosto tudi novonastala jedra niso stabilna in razpadajo naprej, tako da dobimo razpadno verigo, ki se konča s stabilnim jedrom. Jedra v radioaktivnem viru razpadajo naključno. Zaradi tega ne moremo napovedati, kdaj bo katero od jeder razpadlo.

Radioaktivni vir običajno opišemo z navedbo radioaktivnega izotopa, ki se v njem nahaja in aktivnostjo vira. V kolikor pa ne vemo, kateri radioaktivni izotop se v radioaktivnem viru nahaja, poizkusimo določiti aktivnost vira, ugotoviti, katero vrsto ionizirajočega sevanja vir oddaja in kolikšna je energija sevanja, ki ga vir oddaja. Določiti želimo tudi razpolovni čas radioaktivnega vira.

Aktivnost

Aktivnost radioaktivnega vira predstavlja število spontanov radioaktivnih razpadov v tem viru v enoti časa. Osnovna enota aktivnosti je Becquerel (Bq). Radioaktivni vir ima aktivnost 1 Bq, v kolikor se v njem zgodi en radioaktivni razpad vsako sekundo. V diagnostični nuklearni medicini uporabljamo radioaktivne vire (snovi) z aktivnostjo od 10 MBq do 1 GBq (1 MBq = 10^6 Bq, 1 GBq = 10^9 Bq).

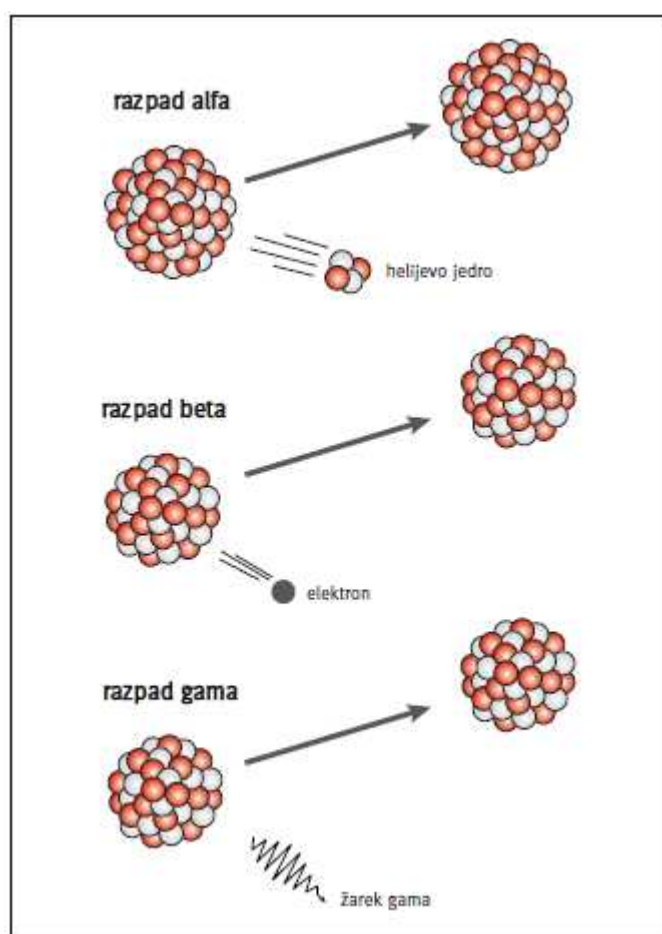
Razpolovni čas

Razpolovni čas ($t_{1/2}$) je čas, v katerem se aktivnost določenega radioaktivnega vira zmanjša na polovico. Vsak radionuklid ima zanj značilen razpolovni čas. Razpolovni čas je povezan z razpadno konstanto λ :

$$\lambda = \frac{\ln 2}{t_{1/2}} = \frac{0.693}{t_{1/2}} \quad (1)$$

V medicini uporabljamo radioaktivne snovi, ki oddajajo različne vrste ionizirajočega sevanja. Izvor ionizirajočega sevanja, ki se uporablja v nuklearni medicini, je lahko:

- razpad alfa (α),
- razpad beta (β) (beta minus, beta plus in zajetje elektrona) in
- razpad gama (γ) (čisti γ razpad in notranja konverzija).



Slika 2: Poenostavljen prikaz razpada alfa, beta in gama (Mele, 2006)

Pri PET/CT preiskavah uporabljamo β^+ -sevanje. B- sevanje in še posebej β^+ sevanje bomo zato v nadaljevanju podrobneje opisati. V nuklearni medicini pa ne uporabljamo ionizirajočih sevanj, ki nastajajo pri spontani cepitvi (fisiji), izsevanju protona in izsevanju nevtrona (Bailey et al., 2014).

1.1.2. Razpad beta

Razpad beta minus – izsevanje elektrona

Jedra, ki imajo presežek nevtronov, postanejo stabilna s pretvorbo nevtrona v proton. Pri tem se izseva elektron in elektronski antinevtrino. Tak razpad imenujemo razpad beta minus (β^-).



Elektron, ki se izseva, imenujemo beta-minus delec (oznaka „minus“ pomeni, da je delec negativno nabit) (Maher et al., 2006).

Pri razpadu β^- se atomsko število jedra poveča za ena ($Z_D = Z_P + 1$), atomsko masno število pa ostane nespremenjeno ($A_D = A_P$) (oznaka P se uporablja za starševsko jedro oziroma »parent«, oznaka D pa se uporablja za hčerinsko jedro oziroma »daughter«).



Primer razpada β^- je razpad izotopa kobalta ${}^{60}\text{Co}$ z razpolovnim časom 5.26 let v vzbujeno stanje niklja ${}^{60}\text{Ni}$ (${}^{60}_{28}\text{Ni}^*$) (Bailey et al., 2014).

Razpad beta plus – izsevanje pozitrona

Jedra nekaterih izotopov, ki so nestabilna zaradi presežka protonov, razpadejo s pretvorbo protona v nevtron. Pri tem se izseva elektron, ki je pozitivno nabit, in elektronski nevtrino. Tak razpad imenujemo razpad beta plus (β^+), pozitivno nabit elektron pa pozitron (e^+) (Maher et al., 2006).



Pri razpadu β^+ se atomsko število zmanjša za ena ($Z_D = Z_P - 1$), atomsko masno število pa ostane nespremenjeno, enako kot pri razpadu β^- velja ($A_D = A_P$). Razpad β^+ zapišemo kot:

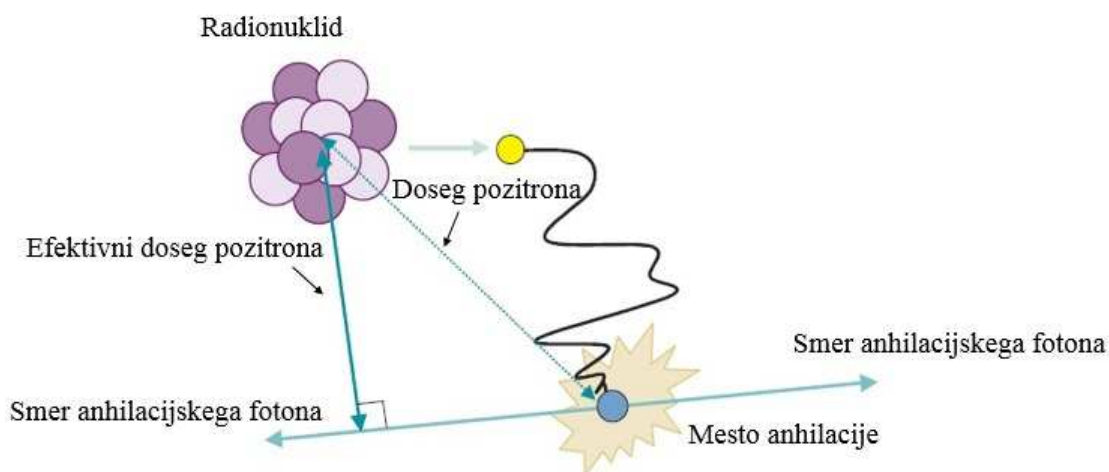


Radionuklide, ki razpadajo z razpadom β^+ , imenujemo pozitronski sevalci. Primer pozitronskega sevalca je izotop fluora ${}^{18}\text{F}$, ki ga uporabljamo v nuklearni medicini, saj je z njim možno označiti analog glukoze – deoksiglukoza. Razpolovni čas ${}^{18}\text{F}$ znaša 110 minut.

${}^{18}\text{F}$ razpada v ${}^{18}\text{O}$, kar zapišemo kot:



Pozitron, ki nastane pri razpadu β^+ , odleti iz mesta radioaktivnega razpada. Ko potuje skozi snov izgublja kinetično energijo zaradi interakcij z atomi ter se posledično upočasnjuje. Energijo predaja pri trkih z orbitalnimi elektroni atomov ter z zavornim sevanjem v električnem polju jedra atoma. Ko izgubi pozitron praktično vso svojo kinetično energijo in se skoraj ustavi, se zaradi električne privlačne sile združi z orbitalnim elektronom. Delca e^+ in e^- se izničita, pri tem pa nastane par fotonov. Ta pojav imenujemo anihilacija. Zaradi ohranitve skupne energije in gibalne količine imata anihilacijska fotona energijo 0,511 MeV, odletita pa v nasprotnih smereh, pod kotom $\sim 180^\circ$ (Slika 3) (Saha, 2005).



Slika 3: Razpad β^+ in shema anihilacije pozitrona in elektrona v snovi
(Bailey et al., 2014)

Uporaba radionuklidov, ki razpadajo z β^+ , in sočasna detekcija paraanihilacijskih fotonov je osnova PET slikanja.

Nabiti delci z manjšo maso (β delci) se v snovi gibljejo po cik-cak poti, masivnejšimi delci (α delci) pa premočrtno. Pot, ki jo prepotuje nabiti delec v snovi, imenujemo doseg. Doseg delca v snovi je odvisen od njegove energije, naboja in mase ter od vrste in gostote snovi, v kateri se delec giblje. Doseg delca v snovi se večja z večjo energijo delca ter manjša z večjo maso delca in večjo gostoto snovi (Saha, 2005).

1.2. Biološki učinki ionizirajočega sevanja in doze sevanja

Ionizacija, ki jo v celicah povzroči ionizirajoče sevanje, lahko poškoduje ključne sestavine celic – makromolekule. Večja količina ionizirajočega sevanja povzroči smrt celice, odmrtnje večjega števila za organizem pomembnih celic pa smrt organizma. Sevanje pa povzroča v celicah tudi spremembe, ki lahko sčasoma privedejo do nastanka malignih bolezni ali okvarijo zarodne celice. Poznavanje učinkov, ki jih v živi snovi povzroča ionizirajoče sevanje – bioloških učinkov ionizirajočega sevanja, je zato potrebno pri načrtovanju uporabe sevanja. Zavedanje o škodljivosti sevanja je potrebno tudi pri načrtovanju varstva pred ionizirajočim sevanjem pri delavcih, ki delajo z ionizirajočim sevanjem.

1.2.1. Biološki učinki

Učinke ionizirajočega sevanja delimo na deterministične in stohastične.

Deterministični učinki

Deterministični učinki se pojavijo v primeru visokih prejetih doz v razmeroma kratkem času po obsevanju človeškega telesa. Manifestirajo se, če je število poškodovanih (odmrlih) celic v tkivu ali organu dovolj veliko. Zanje je značilno, da imajo prag – opazimo jih šele, ko je določena doza presežena. V kolikor je prejeta doza majhna (pod pragom), ne opazimo sprememb. Poleg količine sevanja je velikost škode, ki jo povzroči določena doza sevanja, odvisna tudi od tkiva oziroma organa, ki je bil obsevan. Primeri determinističnih učinkov so poškodba kože, motnost očesne leče, nezadostno delovanje krvotvornega kostnega mozga zaradi propada zarodnih celic kostnega mozga, sterilnost zaradi poškodb spolnih celic.

Stohastični učinki

Stohastični učinki so učinki, ki so posledica naključnih dogodkov. Pri stohastičnih učinkih se celice kot posledica ionizirajočega sevanja spremenijo, vendar ne odmrejo. V nekaterih primerih (npr. pri rakastih obolenjih) se pričnejo celice nekontrolirano razmnoževati. V takih

primerih se učinki običajno manifestirajo šele čez nekaj let. Z zarodnimi celicami se lahko prenesejo tudi na potomce (dedni učinek). Ker nastanka takih sprememb ne moremo napovedati, jih imenujemo naključni ali stohastični. Zanje je značilno, da nimajo praga, z večanjem prejete doze pa se premo sorazmerno povečuje verjetnost za njihov nastanek (Serša, 2004).

V medicini je učinke ionizirajočega sevanja možno izkoriščati pri zdravljenju nekaterih bolezni (npr. v radioterapiji za zdravljenje malignih bolezni). Pri diagnostičnih preiskavah pa uporabljamo ionizirajoče sevanje za pridobitev podatkov, ki naj bi prispevali k postavitvi diagnoze. Ob tem je preiskovanec izpostavljen ionizirajočemu sevanju, ki mu lahko povzroči tudi določeno škodo (Bailey et al., 2014). Preiskave z ionizirajočim sevanjem so zato upravičene le, v kolikor je potencialna škoda za bolnika manjša od pričakovane koristi, ki jo ima bolnik od pridobljene diagnostične informacije. Za oceno potencialne škode, ki jo človeku povzroči izpostavljenost sevanju, moramo poznati biološke učinke ionizirajočega sevanja ter porazdelitev radioaktivnega vira v telesu in/ali stopnjo zunanje obsevanosti različnih delov telesa (Cherry et al., 2012).

1.2.2. Doze sevanja

Absorbirana doza

Absorbirana doza (D) je merilo za absorbirano energijo ionizirajočega sevanja v snovi. D je definirana kot energija, ki se absorbira v enoti mase snovi. Izražamo jo v Greyih (Gy) in ima enoto J/kg. V preteklosti se je uporabljala tudi manjša enota rad; $1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad}$ (Hall in Giaccia, 2012).

Na stopnjo izraženosti bioloških učinkov vpliva poleg D sevanja tudi hitrost doze (R) – to je čas, v katerem prejme živa snov določeno dozo sevanja. R izražamo v enotah Sv/h ali mSv/h (Saha, 2010; Mele, 2006). Doza sevanja, ki jo prejme človek v kratkem časovnem intervalu, ima večji učinek od enake doze, če je le-ta prejeta v daljšem časovnem obdobju.

Ekvivalentna doza

Verjetnost za nastanek stohastičnih učinkov pa ni odvisna le od prejete doze, ampak tudi od vrste sevanja. Pri enaki D povzročijo različne vrste ionizirajočega sevanja v tkivu različno število ionizacij, zato je njihov učinek na tkivo različen. Pri enaki D povzročijo α delci in nevtroni večjo škodo kot γ in β delci, saj na svoji poti skozi tkivo povzročajo bolj gosto ionizacijo. Posledica je večja verjetnost za nepopravljive poškodbe kromosomov. Koliko je določena vrsta ionizirajočega sevanja škodljiva, nam pove utežni faktor sevanja (W_R). S pomočjo tega faktorja je možno določiti ekvivalentno dozo (H_T), ki je vsota produktov absorbiranih doz v tkivu in utežnih faktorjev ionizirajočega sevanja, ki se je v snovi absorbiralo. W_R nima dimenzije, zato imata D in H_T enaki enoti J/kg. H_T navajamo v Sievertih (Sv) (Mele, 2006; Konda, 2011).

$$\text{Ekvivalentna doza [Sv]} = \text{Absorbirana doza [Gy]} \times W_R \quad (7)$$

W_R za različne vrste sevanja so navedeni v Tabeli 1. Uporabljamo jih za oceno verjetnosti nastanka bioloških učinkov sevanja pri nizkih dozah in pri nizkih hitrostih doze – v primerih, ko pričakujemo stohastične učinke (Hall in Giaccia, 2012).

Tabela 1: Utežni faktorji (W_R) za različne vrste sevanja (Mele, 2006)

Vrsta sevanja	Utežni faktor sevanja (W_R)
x žarki, γ žarki	1
β delci (elektroni, pozitroni)	1
Nevtroni različnih energij	5-20
protoni > 2 MeV	5
α delci	20

Efektivna doza

Efektivna doza je količina, ki se uporablja za oceno potencialne škode na zdravje, ki jo je povzročila izpostavljenost ionizirajočem sevanju. Efektivna doza upošteva poleg vrste sevanja še vrsto tkiv, ki so obsevana, saj so nekateri organi in tkiva bolj občutljiva na sevanje kot druga (Hall in Giaccia, 2012). Enota, s katero merimo efektivno dozo, je Sievert (Sv), mSv, μ Sv, enako kot pri ekvivalentni dozi. Efektivno dozo zapišemo matematično kot vsoto ekvivalentnih doz vseh izpostavljenih tkiv ali organov, pomnoženih z ustreznimi **tkivnimi utežnimi faktorji** (W_T):

$$\begin{aligned} \text{Efektivna doza [Sv]} &= \sum \text{Absorbirana doza [Gy]} \times W_R \times W_T \\ &= \sum \text{Ekvivalentna doza [Sv]} \times W_T \end{aligned} \quad (8)$$

W_T za različne organe so navedeni v Tabeli 2. Predstavljajo relativne prispevke posameznega tkiva ali organa k škodi, ki bi nastala v primeru enakomernega obsevanja celotnega telesa.

Tabela 2: Tkivni utežni faktorji (W_T) za pomembnejše organe ali tkiva (Mele, 2006)

Tkivo ali organ	Tkivni utežni faktor (W_T)
Spolne žleze	0,20
Rdeči kostni mozeg	0,12
Pljuča	0,12
Želodec	0,12
Prsi	0,05
Ščitnica	0,05
Koža	0,01
Celo telo	1,00

W_T (Tabela 2) skupaj z W_R (Tabela 1) omogočata enostavno oceno in poenostavljata primerjavo med tveganji za nastanek škode za različne organe in različne vrste sevanja.

1.3. Varstvo pred sevanji

Varstvo pred ionizirajočimi sevanji je v zakonu opredeljeno kot nabor tehničnih in organizacijskih ukrepov, s katerimi se zagotavljata varstvo ljudi tako pri uporabi virov sevanja in pri izvajanju dejavnosti na območju naravnih virov sevanja kot tudi med izvajanjem intervencijskih ukrepov ter pri sanaciji posledic izrednega dogodka. V sistem varstva sodijo tudi ukrepi sevalne varnosti, s katerimi se doseže varno obratovanje objekta, preprečuje izredne dogodke ali ublaži posledice teh dogodkov ter zagotovi varstvo izpostavljenih delavcev, prebivalstva in okolja (Zakon o varstvu pred ionizirajočimi sevanji in jedrski varnosti, 2004; Škrk, 2006).

Ljudje smo izpostavljeni različnim virom ionizirajočega sevanja. Vsi smo izpostavljeni sevanju iz naravnega ozadja. Povprečna letna doza sevanja iz naravnih virov na prebivalca znaša v Sloveniji 2,5–2,8 mSv (Stritar in Kostadinov, 2007).

Nekateri delavci uporabljajo pri svojem delu vire sevanja in so tako izpostavljeni ionizirajočemu sevanju na delovnem mestu. Sevanju smo lahko izpostavljeni tudi kot pacienti v okviru diagnostičnih postopkov ali zdravljenja. Ker vemo, da je ionizirajoče sevanje škodljivo, se poskušamo pred njim ustrezno zaščititi. Izpostavljenost ljudi umetnim virom sevanja predstavlja okrog 11 % njihove obsevanosti. K temu prispevajo daleč največ medicinski viri, tudi nuklearna medicina (NM). Skupno število letno opravljenih NM preiskav v svetu znaša okoli 35 milijonov (Bailey et al., 2014).

Uporaba sevanja oziroma izpostavljenost sevanju je tudi zakonsko urejena. Eden izmed ukrepov, s katerim zagotovimo, da izpostavljenost ljudi ni prevelika, je omejitev prejetih doz sevanja. Dozne omejitve veljajo le za doze, ki so posledica človekove dejavnosti. Država v zakonodaji določa mejne vrednosti, ki jih smejo zaradi dodatne izpostavljenosti ionizirajočemu sevanju zaradi človekove dejavnosti prejeti posamezniki iz prebivalstva in poklicno izpostavljeni delavci (Zakon o varstvu pred ionizirajočimi sevanji in jedrski varnosti) (Konda, 2011).

Pri načrtovanju varstva pred ionizirajočimi sevanji moramo upoštevati značilnosti sevanja. Zaradi večje mase in naboja predstavljajo α delci najbolj škodljivo vrsto sevanja, sledijo jim β delci in sevanje γ . Masivni α delci so neprodorno sevanje s kratkim dosegom, ustavi jih na primer že list papirja. Na svoji kratki poti odložijo veliko količino energije in povzročijo v snovi veliko škode. Sevanje β je nekoliko prodornejše, zaustavi pa ga že razmeroma tanka

aluminijeva folija. Ker imajo β delci manjšo maso, na svoji poti povzročijo manj škode. γ in x sevanje, ki nima naboja ali mase, je najprodornejše sevanje. Tako vrsto sevanja zaustavi šele debelejša plast svinca ali debela plast betona (Saha, 2010). Razpolovna debelina svinca, to je debelina svinca, ki zmanjša količino sevanja na polovico, znaša 0,28 mm za fotone z energijo 140 keV, za fotone z energijo 511 keV pa 4,1 mm (Roberts et al., 2005). Poleg aktivnost vira vpliva na dozo, ki jo prejmemo od znanega zunanjega radioaktivnega vira, tudi čas izpostavljenosti viru, razdalja do vira in ščitenje.

Nacionalne in mednarodne organizacije za varstvo pred sevanji so pripravile vrsto priporočil za varno ravnanje z radioaktivnimi snovmi. Mednarodna agencija za atomsko energijo (International Atomic Energy Agency – IAEA) je pripravila Mednarodne temeljne varnostne standarde za varstvo pred ionizirajočimi sevanji in za varstvo virov sevanj (International Basic Safety Standards for Protection Against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources). V Evropski uniji urejajo področje varstva pred sevanji pravno zavezujoči predpisi s skupnim imenom Euratom. V Sloveniji velja Zakon o varstvu pred ionizirajočimi sevanji in jedrski varnosti in več podzakonskih aktov, s katerim so bile v Slovenijo prenesene vsebine evropskih direktiv in priporočil IAEA (Škrk, 2006).

Učinkovito varstvo pred ionizirajočimi sevanji pomeni preprečevanje nepotrebne ali neproduktivne obsevanosti, kar je možno doseči z doslednim upoštevanjem treh osnovnih načel:

- ionizirajoče sevanje uporabljamo le, če skupna korist zaradi uporabe presega škodo zaradi izpostavljenosti sevanju – **načelo upravičenosti**,
- zaščita pred sevanjem mora biti urejena tako, da so prejete doze in število izpostavljenih posameznikov tako nizko, kot je možno doseči ob upoštevanju namena uporabe sevanja ter gospodarskih in socialnih dejavnikov – **načelo optimizacije zaščite**,
- kadar izpostavljeni posamezniki nimajo neposredne koristi zaradi uporabe sevanja, npr. kadar je posameznik izpostavljen sevanju pri svojem delu ali v prostem času, mora tisti, ki sevanje uporablja, poskrbeti, da so prejete doze teh posameznikov pod določenimi mejnimi vrednostmi – **načelo individualnih doznih omejitev** (Zdešar, 2002).

1.3.1. Načela varstva pred sevanji

Načelo upravičenosti

Načelo upravičenosti pravi, da se radiološki poseg lahko izvede le, če je pričakovana skupna korist zaradi posega večja od pričakovane škode.

Načelo optimizacije

Načelo optimizacije pravi, da mora biti izpostavljenost sevanju zaradi izvajanja sevalne dejavnosti tako nizka, kot jo je možno razumno doseči (Zakon o varstvu pred ionizirajočimi sevanji in jedrski varnosti, 2004). Načelo optimizacije imenujemo tudi **ALARA načelo**. ALARA je kratica za angleško besedno zvezo „As Low As Reasonably Achievable“, kar lahko prevedemo kot „tako nizko, kot je smiselno dosegljivo“.

Načelo individualnih doznih omejitev

Dozne omejitve predpisujejo zgornjo mejo izpostavljenosti sevanju za posameznike.

Mejne doze so najvišje vrednosti efektivnih in ekvivalentnih doz, ki jih lahko prejmejo izpostavljeni delavci, praktikanti, študentje ter posamezniki iz prebivalstva zaradi izpostavljenosti ionizirajočim sevanjem. Navedene so v Tabeli 3.

Izpostavljeni delavci so osebe, ki so kot fizične osebe ali delavci pri svojem delu izpostavljeni ionizirajočim sevanjem zaradi izvajanja sevalnih dejavnosti in za katere je verjetno, da bodo prejeli večjo dozo, kot je predpisana mejna doza za posameznike iz prebivalstva (Zakon o varstvu pred ionizirajočimi sevanji in jedrski varnosti, 2004).

Mejna efektivna doza za izpostavljene delavce se uporablja za vsoto zunanega in notranjega obsevanja, pri čemer se upošteva samo izpostavljenost ionizirajočim sevanjem, ki so posledica izvajanja sevalnih dejavnosti. Mejna efektivna doza za izpostavljene delavce ne sme presegati 50 mSv v posameznem letu in 100 mSv v obdobju petih zaporednih let, torej 20 mSv na leto. Mejne ekvivalentne doze za očne leče, kožo in roke, podlakti, noge in gležnje veljajo ne glede na velikost efektivne doze, ki jo prejme izpostavljeni delavec.

Za izpostavljene delavce veljajo naslednje omejitve:

- mejna efektivna doza je 20 mSv na koledarsko leto,
- mejna ekvivalentna doza za očne leče je 150 mSv na leto,
- mejna ekvivalentna doza za kožo je 500 mSv na leto,
- mejna ekvivalentna doza za roke, podlakti, noge in gležnje je 500 mSv na leto.

Mejna efektivna doza za praktikante in učence srednjih ali poklicnih šol, stare 16 do 18 let, ki med svojim izobraževanjem uporabljajo vire ionizirajočih sevanj, je 6 mSv na leto. Glede na delovne razmere se te osebe lahko razvrstijo le v kategorijo B izpostavljenih delavcev. Mejne letne ekvivalentne doze za praktikante ali študente, ki veljajo ne glede na velikost prejete efektivne doze, so naslednje: 150 mSv za roke, podlakti, stopala in gležnje, za očne leče 50 mSv in za kožo 150 mSv.

Mejna efektivna doza za posameznike iz prebivalstva je 1 mSv na leto. Ne glede na velikost efektivne doze, ki jo prejme posameznik iz prebivalstva, je mejna ekvivalentna doza za očne leče 15 mSv na leto in za kožo 50 mSv na leto (Uredba o mejnih dozah, radioaktivni kontaminaciji in intervencijskih nivojih, 2004).

Tabela 3: Mejne efektivne doze sevanja (Uredba o mejnih dozah, radioaktivni kontaminaciji in intervencijskih nivojih, 2004)

Letna omejitev	Izpostavljeni delavci (>18 let)	Praktikanti in študenti (16–18 let)	Posamezniki iz prebivalstva
Efektivna doza	100 mSv v obdobju 5 let; največ 50 mSv letno	6 mSv	1 mSv
Ekvivalentna doza na očne leče	150 mSv	50 mSv	15 mSv
Ekvivalentna doza na roke, podlakti, stopala in gležnje	500 mSv	150 mSv	50 Sv

Vendar pri delu s sevanjem te omejitve ne smejo biti naše edino vodilo. Po načelu ALARA se moramo truditi, da bodo doze, ki jih prejme osebe, prebivalstvo in okolje, najnižje možne ter da bo dosežen želeni učinek dela, ki ga opravljamo. ALARA načelo nas zavezuje k natančni proučitvi in optimizaciji postopka dela ter uporabi ustrezne tehnične opreme (Saha, 2010).

Družba ima koristi od uporabe sevanja in radioaktivnih snovi. Zato ni razumno, da bi v želji po čim manjšem obsevanju ljudi popolnoma prenehali izvajati dejavnosti, pri katerih se uporablja sevanje. Zavedati pa se moramo, da je sevanje potencialno nevarno, zato je nujen nadzor in merjenje izpostavljenosti sevanju. Zaradi tega morajo bili bolnišnični oddelki in oprema zasnovani tako, da je izpostavljenost bolnikov, osebja in javnosti ionizirajočemu sevanju najnižja možna. Vsaka izpostavljenost sevanju je smiselna le takrat, ko koristi, ki bodo sledile tej izpostavljenosti, pretehtajo potencialno škodo. Preveriti moramo tudi relativno tveganje, ki bi nastalo ob uporabi morebitnih alternativnih postopkov (Hall in Giaccia, 2012).

1.3.2. Diagnostične referenčne ravni

Pri bolnikih upoštevamo le načeli upravičenosti in optimizacije, načelo omejevanja individualnih doz pa se pri medicinski izpostavljenosti ionizirajočemu sevanju ne upošteva. Namesto njega se uporablja načelo diagnostičnih referenčnih ravni. Radiološki poseg se pri bolniku lahko izvede le, če obstaja jasna klinična indikacija in če je možno pričakovati, da bo korist zaradi opravljenega posega večja od škode zaradi prejete doze. Zato morata tako napotni zdravnik kot zdravnik, ki je odgovoren za izvedbo posega, poznati sevalne obremenitve pri posameznih posegih. Zelo pomembna je tudi optimizacija posega. Dozo, ki jo med posegom prejme pacient, lahko razdelimo na neogibni del, ki je upravičen s koristjo za pacienta pri postavljanju diagnoze ali zdravljenju, ter neupravičeni del. Včasih je neupravičen kar celotni poseg (na primer zaradi neutemeljene indikacije ali nepotrebnega ponavljanja že opravljenih pregledov). Kadar je poseg upravičen, vendar zaradi uporabe neustrezne opreme ali tehnike oziroma nestrokovne uporabe sicer dobre tehnike ni optimiziran, je neupravičen le del prejete doze. Optimizacija pomeni poiskati tisto najmanjšo dozo, pri kateri še dosežemo namen posega. Vsako nadaljnje zmanjševanje doze bi bilo pacientu v škodo, saj bi zmanjšalo kakovost diagnostičnih informacij in s tem ogrozilo pravilnost postavitve diagnoze.

Ena izmed možnosti omejevanja prekomerne obsevanosti pacientov je postavitvev diagnostičnih referenčnih ravni. **Diagnostične referenčne ravni** so vrednosti doz ionizirajočega sevanja pri diagnostičnih radioloških posegih, za katere pričakujemo, da pri optimiziranih posegih niso presežene. Za vsak posamezni diagnostični poseg določimo diagnostično referenčno raven na osnovi porazdelitve izmerjenih doz, ki jih prejmejo pacienti (Zdešar, 2002).

Primeri diagnostičnih referenčnih ravni za nekatere NM preiskave so navedeni v Tabeli 4.

Tabela 4: Diagnostične referenčne ravni v nuklearni medicini za 36 držav Evropske unije (DDM2, 2014)

Preiskava	Radiofarmak	Referenčna raven [MBq]
Scintigrafija skeleta	Tc-99m	600
Scintigrafija miokarda	Tl-201 klorid	110
Scintigrafija miokarda	Tc-99m tetrofosmin	1200
Scintigrafija miokarda	Tc-99m MIBI	1200
PET preiskava	F-18 FDG	200–400
Scintigrafija ščitničnih metastaz (po ablaciji ščitnice, privzem 0%)	I-131 jodid	400
Scintigrafija ščitnice	Tc-99m pertehnetat	80
Scintigrafija ščitnice	I-123 jodid	20
MUGA (radioizotopska ventrikulografija)	Tc-99m označeni eritrociti	750
Perfuzijska scintigrafija pljuč	Tc-99m MAA	150
Dinamična scintigrafija ledvic	Tc-99m MAG3	100
Perfuzijska scintigrafija možganov	Tc-99m HMPAO	500

1.3.3. Osebna dozimetrija

Pri delu z viri ionizirajočega sevanja mora delodajalec zagotoviti redno izvajanje **osebne dozimetrije**, to je merjenja izpostavljenosti delavcev zunanjemu sevanju. S tem je vzpostavljen nadzor nad dozami, ki jih prejmejo delavci pri svojem delu. Zakon o varstvu pred ionizirajočimi sevanji in jedrsko varnostjo (ZVISJV) (2004) v 29. členu določa: *»Delodajalec mora zagotoviti, da se redno ugotavlja izpostavljenost delavcev in meri sevanje na delovnem mestu, v primeru interventne izpostavljenosti ali izpostavljenosti ob izrednem dogodku, in da se rezultate ugotavljanja izpostavljenosti in merjenja sevanja hrani in o njih poroča ministrstvu, pristojnemu za zdravje.«*

Za izvajanje osebne dozimetrije poklicno izpostavljenih delavcev uporabljamo različne vrste osebnih dozimetrov. **Osebni dozimeter** je detektor sevanja, ki ga ima delavec pri sebi ves čas med opravljanjem dela v območju vira sevanja. Uporaba osebnih dozimetrov je zakonsko obvezna za vse, ki prihajajo pri delu v taka področja ionizirajočega sevanja, da bi lahko prejeli doze, večje od mejnih vrednosti za prebivalstvo – 1 mSv na leto.

Osebno dozimetrijo poklicno izpostavljenih delavcev izvajajo pooblašene organizacije, ki morajo s predpisi zadostiti določenim pogojem. Za ugotavljanje prejetih doz delavcev redno menjujejo in odčitajo osebne dozimetre delavcev in vodijo evidenco o njihovih prejetih dozah (Konda, 2011).

Po načinu delovanja delimo osebne dozimetre na aktivne in pasivne.

Aktivni dozimetri

Aktivni osebni dozimetri so elektronski naprave, ki so sestavljeni iz detektorja sevanja, vira napetosti, ojačevalnika in zaslona za prikaz meritve. Večina novejših dozimetrov ima polprevodniški detektor, preprostejša izvedba takega detektorja pa je Geiger-Müllerjev števec.

Prednost aktivnih dozimetrov je, da prikazujejo skupno prejeto dozo in trenutno hitrost doze ter da je možno vklopiti opozorilni alarm za primer preseganja omejitev, ki si jih sami nastavimo. Njihove slabosti so: rezultati meritev v močnem elektromagnetnem polju so netočni, so razmeroma veliki in nerodni za uporabo, občutljivi za udarce in mehanske poškodbe ter potrebujejo baterijo za svoje delovanje (Konda, 2011). Na KNM uporabljajo

elektronske dozimetre proizvajalca RADOS (RAD-60). Take vrste dozimetrov smo uporabili tudi v tej raziskavi (Slika 4). Glavne značilnosti elektronskega dozimetra RAD-60 so:

- vrste sevanj, ki jih detektira: γ in x-žarki,
- vrsta detektorja: Si dioda,
- območje meritev:
 - Doza: $1\mu\text{Sv} - 9,99\text{ Sv}$,
 - Hitrost doze: $5\mu\text{Sv/h} - 3\text{ Sv/h}$,
- točnost meritve: napaka $< \pm 5\%$ (Cs-137, 662 keV).



Slika 4: Dozimeter RAD-60 (Vir: Lasten)

Pasivni dozimetri

Pasivne dozimetre delimo na osnovi načina zaznave ionizirajočega sevanja na:

- filmske dozimetre,
- termoluminiscenčne (TL) dozimetre (Slika 5),
- optično stimulirane luminiscenčne (OSL) dozimetre,
- fotoluminiscenčne (PL) dozimetre,
- dozimetre »Direct Ion Storage« (DIS).

Prednosti pasivnih dozimetrov so, da so majhni in preprosti za uporabo, neobčutljivi na udarce in mehansko obrabo, ne potrebujejo baterije in niso občutljivi na močna elektromagnetna polja. Njihova slabost pa je, da ne kažejo prejete doze neposredno ter da potrebujemo posebne naprave (čitalnike dozimetrov) za njihovo odčitavanje (Konda, 2011).

Dozimetrija za delavce, ki so zaposleni na KNM, temelji na uporabi termoluminiscenčnih dozimetrov.



Slika 5: Termoluminiscenčni dozimeter, ki ga uporabljajo na Kliniki za nuklearno medicino (Vir: Lasten)

Termoluminiscenca

Pri večini materialov s kristalno strukturo, ki jih obsevamo z ionizirajočim sevanjem, se nekaj absorbirane energije shrani v njihovi kristalni mreži. Če jih naknadno segrevamo, se del shranjene energije sprosti kot vidna svetloba, ki jo lahko zaznamo in merimo s fotopomnoževalko (Greening 1981; cit. po Konda, 2011).

Če žarek ionizirajočega sevanja zadene elektron v valenčnem pasu kristala, lahko dobi dovolj energije, da zapusti valenčni pas in skozi prepovedani pas doseže prevodni pas. Tu se lahko ujame v past, če je ta dovolj globoka, da ne more iz nje. Elektron v valenčnem pasu pusti vrzel in na tak način prihaja v kristalu pri obsevanju do tvorbe parov elektron-vrzel. Ko predhodno obsevani kristal segrevamo, dobi elektron dovolj toplotne energije, da iz pasti preide v prevodni pas in se vrne v rekombinacijski center ali valenčni pas. Temu procesu pravimo rekombinacija para elektron-vrzel. Če pri tem prehodu elektron odda višek energije kot svetlobo, pravimo temu pojavu termoluminiscenca. Pasti v prevodnem pasu so posledica nečistoč v kristalu. Namerno uvajanje nečistoč v kristale poveča število pasti in lahko poveča termoluminiscenčno učinkovitost materiala.

Termoluminiscenčna dozimetrija temelji na spoznanju, da je količina izsevane svetlobe premo sorazmerna z absorbirano dozo, ki jo je kristal prejel pri obsevanju z ionizirajočim sevanjem. Izsevano svetlobo s fotopomnoževalko pretvorimo v električni signal, ki ga lahko izmerimo (Greening 1981, cit. po Konda, 2011).

Na Sliki 5 je prikazan TL dozimeter proizvajalca Panasonic (UD-802AT), kakršne uporabljajo delavci na KNM. Dozimetre nosijo delavci ves čas v žepu svoje uniforme. Enkrat mesečno se dozimetri zamenjajo in odčitajo v pooblaščenem dozimetričnem servisu – Centru za fizikalne meritve na Zavodu za varstvo pri delu d. o. o. (ZVD), Chengdujska cesta 25, 1260 Ljubljana Polje.

1.4. Pogoji za izvajanje radioloških posegov, skladno s Pravilnikom o pogojih za uporabo virov ionizirajočih sevanj v zdravstvu

Napotni zdravnik in zdravnik, odgovoren za radiološki poseg

V skladu s 15. členom Pravilnika o pogojih za uporabo virov ionizirajočih sevanj v zdravstvu (2003) se lahko radiološki poseg izvede le v primeru, da ga:

- predpiše napotni zdravnik in odobri zdravnik, odgovoren za radiološki poseg, ali
- predpiše zdravnik, odgovoren za radiološki poseg.

Zdravnik, odgovoren za radiološki poseg, nosi klinično odgovornost za izpostavljenost pacienta ionizirajočemu sevanju s poudarkom na upravičenosti in optimizaciji posega.

Za posamezne vrste radioloških posegov je zdravnik, odgovoren za radiološki poseg, lahko zdravnik naslednjih specialnosti:

- a) zdravnik specialist radiolog, pri diagnostičnih posegih v radiologiji, z izjemo nuklearne medicine,
- b) zdravnik specialist nuklearne medicine, pri posegih v nuklearni medicini, vključno z uporabo računalniške tomografije za lokalizacijo in popravke atenuacije,
- c) zdravnik specialist radioterapevt, pri posegih v radioterapiji, vključno z načrtovanjem radioterapije.

Ne glede na prejšnji odstavek so zdravniki odgovorni za radiološki poseg na področju intervencijskih in terapevtskih posegov lahko le posamezniki, ki so izkazali ustrezno znanje, usposobljenost in izkušnje s področja varstva pred sevanji pri teh posegih. Merila za preverjanje usposobljenosti pripravi in posodablja ministrstvo, pristojno za zdravje. Pri tem se upoštevajo smernice in priporočila Evropske komisije in mednarodnih strokovnih združenj s tega področja.

Izvajalec radiološkega posega

Pri izvajanju radioloških posegov mora izvajalec posega pacienta ustrezno pripraviti na poseg, poseg izvesti skladno s pogoji dobre radiološke prakse in uporabiti ustrezna sredstva za zaščito pacienta.

Izvajalec radiološkega posega je lahko:

- radiološki inženir,
- zdravnik, odgovoren za radiološki poseg in
- zdravnik specialist drugih strok, na katerega je zdravnik, odgovoren za radiološki poseg, prenesel izvedbo preiskave ali njen del, če je za delo s temi viri in za izvajanje ukrepov varstva pred sevanji ustrezno usposobljen in ima dokazila o tem.

Pri standardnih diagnostičnih radioloških posegih, za katere ni potrebno podati ocene prejetih doz, je lahko izvajalec radiološkega posega, poleg navedenih iz prejšnjega odstavka tudi oseba, ki ima izobrazbo najmanj VI. stopnje zdravstvene usmeritve ter je usposobljena za delo z viri sevanj in za izvajanje ukrepov varstva pred sevanji in ima dokazila o tem.

Izvajalec radiološkega posega v dentalni medicini je lahko doktor dentalne medicine ali radiološki inženir.

Pooblaščen izvedenec medicinske fizike

Imetnik dovoljenja mora zagotoviti sodelovanje pooblaščenega izvedenca s področja medicinske fizike, ki svetuje pri dozimetriji pacientov oziroma oceni obsevanost pacientov, optimizaciji, razvoju, načrtovanju in uporabi radioloških posegov in opreme, zagotavljanju in preverjanju kakovosti in glede drugih vidikov varstva pred sevanji (Pravilnik o pogojih za uporabo virov ionizirajočih sevanj v zdravstvu, 2003).

1.4.1. Podatki o osebnih dozah sevanja, ki jih prejmejo delavci v zdravstvu

Leta 2010 je Uprava RS za varstvo pred sevanji (URSVS), ki vodi centralno evidenco osebnih doz sevanja (CEOD) naredila analizo podatkov efektivnih letnih doz, ki so jih prejeli zdravstveni delavci v Sloveniji, ki delajo z umetnimi viri ionizirajočega sevanja v obdobju 2006–2010. V analizo so vključili 5.881 delavcev, ki so izpostavljeni zunanjim virom sevanja, od tega je bilo 3.369 delavcev zaposlenih v zdravstvu. Med njimi je bilo 171 zaposlenih v nuklearni medicini, 200 v interventni radiologiji, 2.411 v preostalih področjih radiologije, 24 v brahiterapiji, 159 v radioterapiji, 358 v dentalni medicini in 46 v drugih dejavnostih v zdravstvu (raziskovalne enote ipd.). Ugotovili so, da dosegajo najvišje povprečne letne doze v zdravstvu delavci, zaposleni v nuklearni medicini. Povprečne letne doze delavcev v nuklearni medicini so dvakrat večje kot pri interventni radiologiji in štirikrat večje kot pri brahiterapiji. Mediana petih let za nuklearno medicino znaša 0,47 mSv/leto, za interventno radiologijo 0,19 mSv/leto in za brahiterapijo 0,10 mSv/leto. Poleg tega se nuklearni medicini kaže trend postopnega naraščanja povprečnih letnih doz, od 0,45 mSv v letu 2006 do 0,60 mSv v letu 2010. Povečanje je najverjetneje posledica porasta števila opravljenih diagnostičnih preiskav in uvedbe novih diagnostičnih postopkov – tudi uvedbe preiskav s pozitronsko emisijsko tomografijo (PET) (Vendramin in Bilban, 2012).

1.5. Nuklearna medicina

Nuklearna medicina je veja medicine, ki uporablja pri diagnostičnih preiskavah in zdravljenju odprte vire ionizirajočega sevanja. Odprti vir je vir sevanja, katerega oblika in zgradba ne ustreza zahtevam varstva pred sevanji, ki veljajo za zaprt vir sevanja, tako da je možna razpršitev radioaktivnih snovi v okolje (Zakon o varstvu pred ionizirajočimi sevanji in jedrski varnosti, 2004).

Pri diagnostičnih nuklearno medicinskih preiskavah vnesemo pacientu v telo določeno spojino, ki je označena z radioaktivnim izotopom. Tako spojino imenujemo **radiofarmak**. Radiofarmak sestavlja znan radioaktivni izotop in neradioaktivni del (farmak). Kemijske lastnosti neradioaktivnega dela spojine so izbrane tako, da se radiofarmak ciljano nakopiči v določena tkiva ali organe v skladu z njihovo funkcijo. Radioaktivni izotop pa omogoča, da ugotovimo (prikažemo) razdelitev radiofarmaka v telesu. Radioaktivni izotopi, ki se uporabljajo v slikovni nuklearno medicinski diagnostiki, morajo sevati gama žarke. Žarki morajo imeti dovolj visoko energijo, da pridejo v precejšnjem deležu iz telesa pacienta, ne da bi se prej sipali ali atenuirali. Kamera, pod katero je nameščen pacient med preiskavo, beleži gama žarke, ki izhajajo iz pacienta in sestavi sliko porazdelitve radiofarmaka v telesu. Na tak način se prikaže funkcija izbranega tkiva ali organa v telesu (Cherry et al., 2012).

Začetke in razvoj nuklearne medicine je v 20. stoletju omogočil napredek naravoslovnih in tehničnih ved. Ključni dejavniki so bili:

- odkritje radioaktivnosti,
- začetek proizvodnje umetnih radioaktivnih izotopov v jedrskem reaktorju in ciklotronu,
- označevanje spojin z radioaktivnostjo,
- razvoj instrumentov za merjenje aktivnosti in kamer za scintigrafsko slikanje in
- razvoj računalnikov (Ivančević et al., 1999).

Ciklotron je razvil ameriški fizik Ernest Lawrence in za ta dosežek dobil leta 1939 Nobelovo nagrado. Ciklotroni so se kmalu začeli uporabljati za proizvodnjo kratkoživih izotopov in pozitronskih sevalcev. Madžarski kemik Georg von Hevesy je prvi predlagal uporabo radioaktivnih izotopov za označevanje spojin v biologiji in medicini ter si z delom na tem področju leta 1943 prav tako prislužil Nobelovo nagrado. Med drugo svetovno vojno so se

začeli razvijati jedrski reaktorji, v katerih danes proizvedejo večino radioaktivnih izotopov, ki jih uporabijo v medicini. Leta 1946 so se pojavili prvi radiofarmaki primerne kvalitete za uporabo v medicini. Posledično je nuklearna medicina postala samostojna veja medicine in se začela hitro razvijati. Z večanjem števila radiofarmakov in z razvojem napredne strojne opreme so nuklearno medicinske preiskave postajale številčnejše in vse bolj raznolike (Hall in Giaccia, 2012).

V zadnjem obdobju so poleg konvencionalnih diagnostičnih nuklearno medicinskih preiskav, pri katerih ne uporabljamo pozitronskih sevalcev, postale pogoste tudi preiskave z uporabo radiofarmakov, ki vsebujejo pozitronski sevalec. Take preiskave imenujemo **pozitronska emisijska tomografija** – Positron Emission Tomography (PET) preiskave. Pozitronski sevalci izsevajo pri razpadu delec pozitron. Izsevani pozitron prepotuje v snovi kratko pot ter se anihilira z elektronom. Nastane par visoko energijskih fotonov, ki ju zabeleži detektorski sistem PET kamere. Pri konvencionalni diagnostični nuklearni medicini pa uporabljamo radioizotope, ki so gama sevalci in pri razpadu izsevajo en gama žarek, katerega zabeleži gama kamera.

Prednost nuklearno medicinskih preiskav je v zmožnosti prikaza majhnih sprememb v bioloških procesih v telesu. Druge slikovne metode, kot so magnetno resonančno slikanje, rentgensko slikanje in računalniška tomografija, pa prikažejo predvsem morfologijo in strukturo telesa, pri prikazu bioloških procesov pa imajo omejen doseg (Cherry et al., 2012).

1.5.1. Pozitronska emisijska tomografija

Pri pozitronski emisijski tomografiji – PET preiskavah uporabljamo radiofarmake, ki vsebujejo pozitronske sevalce, npr. ^{18}F . Pozitronski sevalci razpadajo z β^+ razpadom. Pare anihilacijskih fotonov, ki nastajajo pri anihilaciji pozitrona z elektronom, registrira detektorski sistem – obroč detektorskih elementov PET naprave, npr. PET/CT naprava Siemens Biograph mCT, ki je prikazana na Sliki 6.

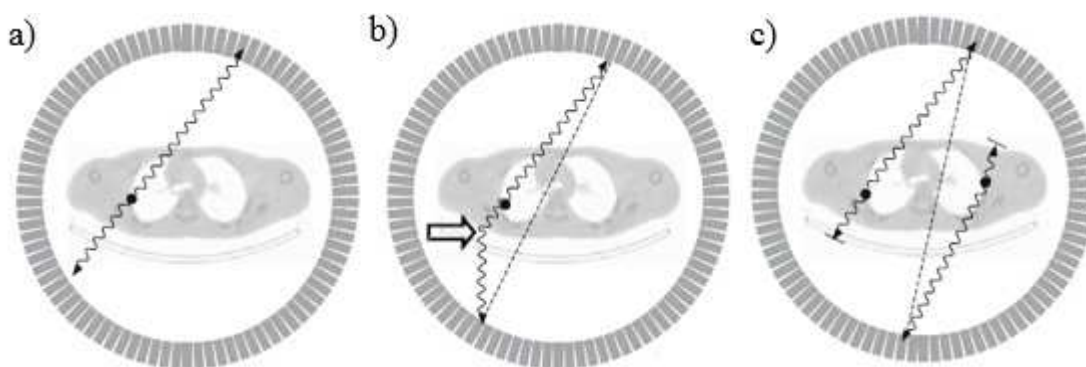


Slika 6: PET/CT naprava Siemens Biograph mCT, ki se uporablja v Univerzitetnem kliničnem centru Ljubljana (Vir: Lasten)

Sklepamo, da je anihilacijska pozitrona nastala na črti, ki povezuje par detektorjev, ki sta simultano oziroma skoraj simultano registrirala anihilacijska fotona. Ob vsakemu registriranem fotonu se zabeleži čas detekcije. Istočasno z detekcijo fotona začne elektronsko vezje PET naprave preverjati čas detekcije tudi za fotone, ki jih zaznajo detektorski elementi na nasprotni strani detektorskega obroča. Kot anihilacijski par prepozna vezje fotona, ki sta registrirana v določenem časovnem oknu, npr. 6 do 12 nanosekund. Iz velikega števila zabeleženih parov anihilacijskih fotonov sestavi računalnik sliko porazdelitve PET

radiofarmaka v telesu. Uporaba kolimatorja pri PET napravah ni potrebna (Cherry et al., 2012).

Pari anihilacijskih fotonov, ki jih zazna detektorski obroč PET naprave, so lahko: **pravi dogodki, naključni dogodki in sipani dogodki** (Slika 7). Pri pravem dogodku izhajata fotona, ki ju je zabeležila PET naprava, iz iste anihilacije. Poleg pravih dogodkov pa se zabeležijo tudi naključni dogodki. Ti se zgodijo v primeru, ko fotoni iz različnih anihilacijskih dogodkov priletijo na detektorski obroč ob istem času oziroma znotraj kratkega časovnega okna. Dva tako nastala fotona lahko elektronsko vezje napačno prepozna kot anihilacijski par in posledično predpostavi, da se je anihilacija dogodila na črti, ki povezuje detektorja, ki sta zaznala foton. Pri sipanem dogodku pa se en foton iz anihilacijskega para sipa in pri tem spremeni svojo smer. Tudi v takem primeru elektronsko vezje napačno predpostavi, da je mesto anihilacije elektrona in pozitrona na zveznici med detektorjema.



Slika 7: Dogodki pri PET slikanju: a) pravi dogodek, b) sipani dogodek in c) naključen dogodek (Bailey et al., 2005)

Naključni in sipani dogodki so nezaželeni, ker prispevajo k visokemu ozadju na PET sliki in posledično zmanjšajo kontrastnost slike. Verjetnost za naključne dogodke se hitro povečuje z večanjem njihovega števila oziroma z večanjem aktivnosti radiofarmaka v vidnem polju PET naprave.

Detektorski obroč pogosto zabeleži le en foton, ki nima para. Tak dogodek elektronsko vezje zavrne. Foton je brez para v primeru, ko ne izhaja iz anihilacije in v primeru, ko doseže detektor samo en foton iz para, drugi pa odleti iz detektorske ravnine, se absorbira ali sipa v snovi (Powsner et Powsner, 2006).

Pozitronska emisijska tomografija/računalniška tomografija (PET/CT preiskava)

Slike, ki jih dobimo pri PET preiskavi (PET scintigrami), imajo relativno slabo prostorsko ločljivost. Na njih se običajno prikaže le groba anatomija telesa, kar otežuje natančno lokalizacijo področij s patološkim kopičenjem radiofarmaka (Bailey et al., 2014). Zaradi izboljšanja prostorske ločljivosti se dandanes uporabljajo hibridni sistemi, v katerih sta združena PET detektorski sistem in naprava za računalniško tomografijo – Computed Tomography (CT). Taki napravi pravimo PET/CT naprava. PET/CT naprave, ki omogočajo fuzijo zaporedno posnetih PET in CT slik, predstavljajo velik napredek v diagnostični nuklearni medicini. Funkcijski slike, ki jo dobimo pri PET slikanju, dodajo CT slike natančno anatomsko lokalizacijo. Poleg anatomske informacije nam podatki, dobljeni pri CT slikanju, služijo tudi za izdelavo atenuacijske mape slikanega dela telesa. To nam omogoča natančno korekcijo atenuacije na PET slikah. Čeprav se pri PET/CT preiskavi običajno ne uporablja CT slikanje, ki bi sledilo diagnostičnim CT protokolom, imajo take CT slike tudi precejšnjo diagnostično vrednost (Wahl, 2009).

Po letu 2010 so se v svetu pojavili tudi prvi hibridni sistemi, ki združujejo PET slikanje s slikanjem z magnetno resonanco (MR) – PET/MR naprave. Take naprave v Sloveniji zaenkrat še nimamo.

1.5.2. Radiofarmaki, ki se uporabljajo pri PET/CT preiskavah

Pri PET/CT preiskavah se uporabljajo radiofarmaki, na katere so vezani radioaktivni izotopi – pozitronski sevalci. Označevanje radiofarmakov s pozitronskimi sevalci je v večini primerov avtomatiziran postopek, kateremu sledi vrsta testov kontrole kvalitete.

V klinični praksi se najpogosteje uporablja radiofarmak, ki je sestavljen iz radionuklida ^{18}F z razpolovnim časom 110 minut in analoga glukoze 2-deoxy-2-fluoro-D-glukoza (^{18}F -FDG). ^{18}F -FDG sintetizirajo v sistemih, do katerih pripeljejo ^{18}F -fluorid. Sledi zaporedje kemijskih reakcij in čiščenj, produkt katerih je raztopina ^{18}F -FDG s pH vrednostjo 7.0. Danes se uporablja večinoma kemijsko reakcijo z nukleofilno substitucijo na mestu 2-triflata-manoze, v kateri pride do zamenjave triflata z ^{18}F . Naslednji korak je kisl ali bazična hidroliza, s pomočjo katere se odstranijo zaščitne acetilne skupine. Rezultat je molekula ^{18}F -FDG. ^{18}F ima za pozitronske sevalce relativno dolg razpolovni čas. Zato je možno ^{18}F -FDG

transportirati tudi v ustanove, ki so nekaj ur vožnje oddaljeni od laboratorija, kjer ^{18}F -FDG proizvajajo.

^{18}F -FDG se obnaša v telesu (kopiči v celicah) enako kot glukoza. V procesu presnove se ^{18}F -FDG s pomočjo encima heksokinaze fosforilira v ^{18}F -FDG-6-fosfat, ki se za razliko od običajne glukoze ne presnavlja dalje in ostaja ujet v celicah. Tako prikaže ^{18}F -FDG-6-fosfat porabo glukoze v organih in tkivih telesa (Saha, 2010).

Pozitronski sevalci, ki se pri pripravi PET radiofarmakov redkeje uporabljajo, so kisik ^{15}O , ogljik ^{11}C in dušik ^{13}N z razpolovnimi časi 2, 20 in 10 minut. Te pozitronske sevalce lahko vgradimo v različne biološko aktivne snovi in opazujemo specifične procese v izbranih organih (Powsner et Powsner, 2006). S kisikom ^{15}O označeno vodo uporabljamo za perfuzijske preiskave. Številne radiofarmake, označene z ogljikom ^{11}C , pa uporabljamo za različne raziskave (npr. opredeljevanje delovanja možganov). Obstajajo tudi bolj specifični PET radiofarmaki, kot so ^{18}F -fluortimidin (^{18}F -FLT) za prikaz področij s hitro proliferacijo celic ter ^{18}F -fluormisonidazol (^{18}F -FMISO), ^{18}F -fluorazomicin-arabinozid (^{18}F -FAZA) in ^{64}Cu -diacetil-bis (^{64}Cu -ATSM) za prikaz hipoksičnih področij v tumorjih. Omenjeni in nekateri drugi pozitronski sevalci se uporabljajo predvsem v raziskovalne namene.

Farmacevti in inženirji, ki sodelujejo pri pripravi PET radiofarmakov, prejmejo lahko predvsem na roke visoke doze sevanja. Vzroka sta predvsem dva: vhodne aktivnosti pri pripravi PET radiofarmakov morajo biti dokaj visoke, saj je le tako možno zagotoviti zadostno aktivnost, ki jo potrebujemo pri PET/CT preiskavah. Zaradi visoke energije fotonov, ki nastajajo pri anihilaciji, pa je učinkovitost osebnih zaščit relativno slaba (Hall in Giaccia, 2012).

1.5.3. Indikacije za PET/CT preiskavo

PET/CT preiskava z ^{18}F -FDG prikaže porabo glukoze v organih in tkivih telesa. Ker je poraba glukoze v organih in tkivih pri določenih boleznih spremenjena, je možno s pomočjo preiskave na neinvaziven način odkriti in natančneje opredeliti take bolezni.

PET/CT preiskave z ^{18}F -FDG uporabljamo najpogosteje pri bolnikih, ki imajo maligno bolezen ali sum na maligno bolezen, in sicer:

- v diagnostičnem procesu (redko),
- za ugotavljanje razširjenosti maligne bolezni – staging,
- za ugotavljanje učinkovitosti zdravljenja maligne bolezni in
- za ugotavljanje povrnitve bolezni.

PET/CT preiskave z ^{18}F -FDG se pogosto uporabljajo tudi za opredeljevanju vnetja:

- pri bolnikih z vročino neznanega izvora in
- pri iskanju mesta vnetnega žarišča.

Pri bolnikih z nevrološkimi in psihiatričnimi boleznimi uporabljamo PET/CT preiskave z ^{18}F -FDG za:

- odkrivanje in opredelitev vrste demence (zgodnje odkrivanje in razlikovanje med različnimi vrstami demenc),
- določitev mesta epileptogenega žarišča,
- opredelitev bolezni, ki se izražajo z motnjami gibanja (razlikovanje med Parkinsonovo boleznijo in atipičnimi parkinsonizmi) in
- opredelitev nevro-onkoloških bolezni (opredeljevanje narave možganskih tumorjev).

1.5.4. Izvedba preiskave PET/CT z ^{18}F -FDG

Pacienta povabimo na PET/CT preiskavo z ^{18}F -FDG s pisnim vabilom, ki so mu priložena navodila. V njih si bolnik lahko prebere, kako se mora na preiskavo pripraviti. Vsaj šest ur pred preiskavo ne sme preiskovanec zaužiti hrane ali piti pijač, ki bi vsebovale ogljikove hidrate. Tudi zadnji obrok, ki ga zaužije, naj vsebuje čim manj ogljikovih hidratov, lahko pa je bogat z beljakovinami in maščobami. Pomembno je, da je preiskovanec pred preiskavo dobro hidriran. Na dan preiskave mora zato piti 1–2 litra vode. S tem izboljšamo diagnostično

vrednost preiskave in hkrati zmanjšamo dozo sevanja, ki jo prejme preiskovanec (Hamblen et Lowe, 2003).

Diplomirana medicinska sestra vstavi preiskovancu intravensko kanilo in mu določi krvni sladkor. Zaželeno je, da je vrednost krvnega sladkorja pod 7 mmol/l, najvišja vrednost, pri kateri pacientu še izvedemo preiskavo, pa znaša 10 mmol/l. Omenjene vrednosti občasno presegajo pacienti, ki imajo sladkorno bolezen. Pacientom s povišanim sladkorjem je možno i. v. aplicirati nekaj IE inzulina. V takem primeru moramo aplikacijo ^{18}F -FDG odložiti za vsaj eno uro, da se nivo krvnega sladkorja zniža in izzveni učinek inzulina (Turcotte et al., 2000).

Ko so izpolnjeni pogoji za izvedbo PET/CT preiskave, aplicira zdravnik preiskovancu intravenozno ^{18}F -FDG v aktivnosti 250 MBq do 370 MBq. Po aplikaciji mora preiskovanec počivati 30 minut do 1 uro v zatemnjenem in tihem prostoru. V tem času se ^{18}F -FDG ustrezno razporedi po telesu pacienta. Tik pred slikanjem izprazni pacient sečni mehur.

Slikanje na PET/CT napravi

Preiskovanca namestimo na preiskovalno mizo PET/CT naprave, kjer mora nepremično ležati ves čas slikanja. Sledi CT in PET slikanje. Najprej posnamemo lokalizacijski CT, ki pomaga pri določitvi mesta kopičenja ^{18}F -FDG in pri korekciji atenuacije. Sledi PET slikanje, ki prikaže kopičenje ^{18}F -FDG v organih in tkivih pacienta ter s tem področja s povečano oz. zmanjšano presnovo glukoze. Slikanje zajema najpogosteje večji del telesa od lobanjske baze do sredine stegen. Tako slikanje traja približno 25 minut. Če snemamo le del telesa (npr. možgane) traja slikanje do 10 minut. Ob nekaterih indikacijah (npr. pri malignem melanomu) slikamo celotno telo.

Izjemoma, kadar potrebuje pacient diagnostični CT in ga do preiskave PET/CT še ni opravil, se odločimo za diagnostični CT. Pacient lahko prejme tudi peroralno ali intravensko rentgensko kontrastno sredstvo. Dodatno je potrebno prilagoditi protokol slikanja (Kuehl et al., 2007). Po končanem slikanju pregleda zdravnik PET, CT in fuzijske slike in napiše izvid.

Pri PET/CT preiskavi z ^{18}F -FDG prejme preiskovanec dozo sevanja, ki znaša 5–10 mSv. Zaradi razmeroma majhne prejete aktivnosti in kratkega razpolovnega časa, ki ga ima ^{18}F , pacient za okolico ne predstavlja nevarnosti in sme po končani preiskavi oditi domov ali na oddelek (Hall in Giaccia, 2012).

1.5.5. Delavci, ki sodelujejo pri izvedbi preiskave PET/CT

Želimo, da zdravstveni delavci ne prejmejo nepotrebnih doz sevanja. Izvedba preiskave mora biti zato organizirana na način, da se zdravstveno osebje po nepotrebnem ne zadržuje v bližini vira sevanja ali pacienta, ki ima apliciran radiofarmak, da spoštuje ukrepe s področja varstva pred ionizirajočimi sevanji ter da uporablja osebna in druga zaščitna sredstva.

Skupino, ki sodeluje pri izvedbi PET/CT preiskave na KNM v Ljubljani, sestavljajo: farmacevt, zdravnik, diplomirana medicinska sestra in dva diplomirana inženirja radiološke tehnologije.

Delo farmacevta pri izvedbi PET/CT preiskave

Zjutraj dostavi dobavitelj na KNM celotno dnevno količino z ^{18}F označenega radiofarmaka (^{18}F -FDG ali ^{18}F -holin), aktivnosti do največ 10 GBq. Farmacevt prevzame od dobavitelja vialo z dnevno zalogo radiofarmaka. Viala je shranjena v debelem ščitu iz volframa. Farmacevt ščita ne odstranjuje ali odpira. Vialo skupaj s ščitom postavi v avtomatski injektor Medrad Intego ter zapre njegovo debelo svinčeno ohišje. V injektorju je viala preko sistema cevk povezana z ionizacijsko celico, ki izmeri aktivnost odmerka. Iz ionizacijske celice vodijo cevke do konektorja, na katerega priključimo sistem za i. v. injiciranje, ali v plastično vrečko za radioaktivne odpadke. Po namestitvi viala in ko je injektor ustrezno zaprt, vnese radiofarmacevt v program injektorja naslednje podatke: serijsko številko pošiljke, datum in uro kalibracije ter aktivnost in volumen vstavljenega radiofarmaka. Pri pripravi injektorja je injektorski sistem odprt le nekaj sekund, zato je radiofarmacevt izpostavljen visokim doznim hitrostim le kratek čas. V primeru morebitnega zapleta (težav pri vstavitvi viala v sistem injektorja) izpostavljenost ne traja dlje od 1 minute.

Delo zdravnika pri izvedbi PET/CT preiskave

Pred pričetkom preiskave preveri zdravnik, ali je preiskava pri pacientu indicirana. Pacientu pojasni predvideni potek preiskave in mu odgovori na morebitna vprašanja.

Ko je pacient s strani diplomirane medicinske sestre pripravljen (ima vstavljen intravenski kanal) in ima vrednost krvnega sladkorja pod 7 mmol/l (izjemoma pod 10 mmol/l), mu aplicira radiofarmak. Pri PET/CT preiskavi z ^{18}F -FDG aplicira pacientu ^{18}F -FDG v aktivnosti 4,0 MBq/kg telesne teže, kar znaša običajno med 250 in 400 MBq. Aplikacijo opravi s pomočjo avtomatskega injektorja. Na injektorju mora vpisati le želeno aktivnost odmerka ali težo pacienta. Injektor avtomatsko izmeri aktivnost in jo preko ustrezno povezanih cevk aplicira pacientu. Zdravnik je v času aplikacije oddaljen od pacienta oziroma stoji za svinčeno ali betonsko zaščitno steno in le nadzoruje aplikacijo radiofarmaka. Po končani aplikaciji radiofarmaka ali po končanem PET/CT slikanju je zdravnik odstranil pacientu intra-venski kanal. Na prejeto dozo sevanja, ki jo prejmejo zdravniki, vpliva v precejšnji meri mobilnost pacientov. Če je pacient nepokreten, je zdravnik običajno daljši čas v bližnjem stiku z njim, posledično se doza sevanja poveča.

Po končanem PET/CT slikanju pregleda zdravnik PET/CT slike in odloči, ali je preiskava končana oz. je morda potrebno dodatno slikanje. Ko je preiskava končana, zdravnik napiše izvid.

Zdravnik je pri PET/CT preiskavah izpostavljen sevanju predvsem pri aplikaciji radiofarmaka in pri odstranjevanju intra-venskega kanala. Izpostavljenost traja nekaj minut. Prejeta doza je odvisna od pacientove mobilnosti in od zdravnikovega zavedanja in upoštevanja priporočil varstva pred sevanji – predvsem razdalje od vira sevanja in varovanja za betonsko zaščitno steno.

Delo diplomiranega inženirja radiološke tehnologije pri izvedbi PET/CT preiskave

Pri izvajanju PET/CT preiskav sodelujeta običajno dva diplomirana inženirja radiološke tehnologije. Naloge radiološkega inženirja so:

- vsakodnevno izvajanje testov za zagotavljanje kontrole kvalitete PET/CT naprave (vključuje snemanje valjastega PET fantoma, ki vsebuje ^{68}Ge , in CT test),
- nadzor pacienta pri čakanju na slikanje in med slikanjem,
- namestitev pacienta na posteljo PET/CT naprave,
- izvedba slikanja na PET/CT napravi,
- delo z računalnikom (rekonstrukcija slik, prenos slik na delovno postajo, obdelava slik, arhiviranje ...),
- odpust pacienta po končani preiskavi.

Pri PET/CT preiskavi je radiološki inženir izpostavljen sevanju fantoma, ki vsebuje ^{68}Ge ob testih kontrole kvalitete ter sevanju, ki prihaja iz pacienta, ko se nahaja v njegovi bližini. Kontakt s pacientom traja običajno nekaj minut in je močno odvisen od stanja (pokretnosti) pacienta. Če je pacient nepokreten, je radiološki inženir običajno z njim v stiku daljši čas in prejme posledično večjo dozo sevanja kot pri bolnikih, ki so mobilni. Pri nepokretnih pacientih sodelujeta pri izvedbi PET/CT preiskave dva radiološka inženirja, saj je le tako možno izvesti optimizacijo izpostavljenosti sevanju.

Delo diplomirane medicinske sestre pri izvedbi PET/CT preiskave

Diplomirana medicinska sestra pripravi pacienta na PET/CT preiskavo. Pacientu nastavi intravenski kanal in mu določi nivo krvnega sladkorja. V stiku s pacientom, ki mu je bil vbrizgan radiofarmak, je le izjemoma. Zaradi tega pri PET/CT preiskavah praktično ni izpostavljena ionizirajočemu sevanju.

Malo je znanega o tem, kako se spremenijo doze sevanja pri delavcih v nuklearni medicini po uvedbi PET/CT preiskav. Zato smo se odločili, da raziščemo, kako so se spremenile prejete doze sevanja pri delavcih na KNM po uvedbi PET/CT preiskav.

2 NAMEN

Namen magistrske naloge je ugotoviti, ali so se po uvedbi PET/CT preiskav na Kliniki za nuklearno medicino v Univerzitetnem kliničnem centru v Ljubljani prejete osebne doze sevanja pri zdravstvenih delavcih, ki sodelujejo pri izvedbi PET/CT preiskav (zdravnikih, diplomiranih inženirjih radiološke tehnologije, diplomiranih medicinskih in farmacevtih), spremenile.

Hipoteza

Osebne doze sevanja se pri delavcih, zaposlenih na Kliniki za nuklearno medicino v Univerzitetnem kliničnem centru v Ljubljani po uvedbi PET/CT preiskav, niso statistično značilno spremenile.

3 MATERIAL IN METODE DELA

3.1. Material

3.1.1. Zdravstveni delavci, ki so sodelovali pri izvedbi PET/CT preiskav

Na KNM v Ljubljani sodelujejo pri izvedbi PET/CT preiskav zdravnik, dva diplomirana inženirja radiološke tehnologije, farmacevt in diplomirana medicinska sestra. Omenjeni profili delavcev se pri izvajanju PET/CT preiskav dnevno ali tedensko menjujemo. V študijo smo vključili 27 zdravstvenih delavcev, ki so v letih 2008–2009 sodelovali izključno pri opravljanju konvencionalnih NM preiskav. V letih 2010–2012 pa so sodelovali tako pri PET/CT preiskavah kot pri konvencionalnih NM preiskavah. Pri izvajanju PET/CT preiskav so sodelovali petino do četrtno svojega delovnega časa. V dneh, ko so sodelovali pri izvajanju PET/CT preiskav, so naredili 8 do 10 takih preiskav. Število konvencionalnih NM preiskav, ki so jih opravili v študijo vključeni delavci v letu 2008 in 2009 ter v letih 2010 – 2012, se ni spremenilo.

Radiofarmacevt

V študiji je sodelovalo 5 radiofarmacevtov. Delo z viri ionizirajočega sevanja, ki so ga zaradi izvajanja PET/CT dejavnosti opravljali, je bilo naslednje: od dobavitelja so prevzeli vialo, ki je vsebovala do 10 GBq PET radiofarmaka (običajno ^{18}F -FDG). Vialo, ki se je nahajala v ščitu, so postavili v avtomatski injektor in vnesli v računalniški sistem injektorja podatke o aktivnosti, ki se nahaja v viali.

Zdravnik

V študiji je sodelovalo 7 zdravnikov. Pri opravljanju PET/CT preiskav so bili izpostavljeni ionizirajočemu sevanju predvsem v času aplikacije PET radiofarmaka pacientu.

Diplomirani inženir radiologije

V študiji je sodelovalo 10 diplomiranih inženirjev radiologije, ki so v letih 2010–2012 sodelovali pri opravljanju PET/CT preiskav. Ključna dela, pri katerih so bili zaradi izvajanja PET/CT preiskav izpostavljeni ionizirajočemu sevanju, so bila: kontrola kvalitete PET/CT naprave (izpostavljenost sevanju, ki ga oddaja umeritveni vir, ki vsebuje ^{68}Ga) in stik s pacientom, ki seva. Zdravnikom so izjemoma pomagali pri aplikaciji radiofarmaka. Po opravljeni aplikaciji so nadzirali pacienta, pacienta so namestili na posteljo PET/CT naprave in pomagali slabše pokretnim in nepokretnim pacientom z mize PET/CT naprave nazaj na njihovo posteljo.

Diplomirana medicinska sestra

V študiji je sodelovalo 5 diplomiranih medicinskih sester. Pri izvedbi PET/CT preiskav so bile le redko v kontaktu a pacientom, ki seva. Najpogosteje se je to dogajalo pri nepokretnih pacientih, ko so pomagale pri premeščanju pacienta na in s preiskovalne mize PET/CT naprave ter po potrebi skrbele za nego pacienta.

Ostali delavci, ki so bili v letih 2010–2012 zaposleni na KNM v Ljubljani, so bili zaradi izvajanja PET/CT dejavnosti le izjemoma izpostavljeni ionizirajočemu sevanju.

3.1.2. Dozimetri, ki so se uporabljali v študiji

Za merjenje hitrosti doze so v letih 2008–2012 delavci na KNM v Ljubljani uporabljali štiri elektronske dozimetre proizvajalca RADOS (RAD-60S), ki smo jih uporabljali tudi pri izvedbi meritev za potrebe te študije. Značilnosti omenjenih dozimetrov: osebni dozimeter, primeren za merjenje gama in x-žarkov energije 60 keV–3 MeV, merilno območje: prejeta doza 1 μSv –9,99 Sv in hitrost doze 5 $\mu\text{Sv/h}$ –3 Sv/h.

Zdravstveni delavci, ki delajo na KNM, morajo nositi termoluminiscenčne dozimetre (TLD) proizvajalca Panasonic (UD-802AT). Take dozimetre so uporabljali tudi v obdobju 2008–2012. V tej študiji smo uporabili tudi rezultate doz, dobljene s uporabo omenjenih dozimetrov.

3.2. Metode dela

3.2.1. Določitev letnih doz sevanja, ki so jih prejeli delavci, ki so sodelovali pri preiskavah PET/CT in število opravljenih PET/CT preiskav

Doze, ki so jih v letih 2008–2012 prejeli na KNM zaposleni delavci, ki so sodelovali pri PET/CT preiskavah, smo povzeli po izpisih dozimetričnih meritev, ki jih je opravil Zavod za varstvo pri delu (ZVD). Doze so bile določene s pomočjo osebnih (TLD) dozimetrov. Uporabili smo izpis letnih doz za obdobje petih let - od 2008 do 2012.

V letu 2008 in 2009 na KNM niso opravili nobene PET/CT preiskave.

V letu 2010 so na KNM opravili 1500 PET/CT preiskav.

V letu 2011 so na KNM opravili 2000 PET/CT preiskav.

V letu 2012 so na KNM opravili 2300 PET/CT preiskav.

3.2.2. Preverjanje pravilnosti delovanja dozimetrov RAD-60S

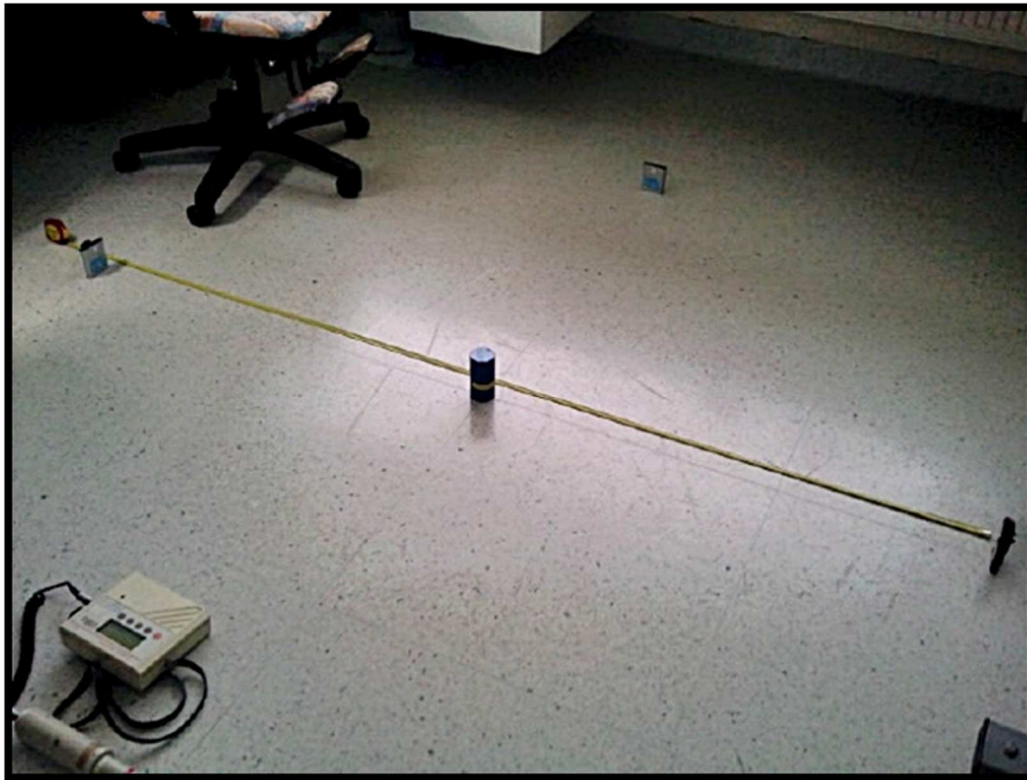
Z namenom ugotovitve ustreznosti delovanja smo vse štiri elektronske dozimetre RAD-60S (Slika 8) pred pričetkom njihove uporabe v tej študiji dodatno testirali. Z njimi smo opravili meritve znanega radioaktivnega vira in primerjali izmerjene kumulativne doze. Zaradi določitve konstantnosti odziva smo meritve nekajkrat ponovili. Izmerjene vrednosti smo primerjali z vrednostmi, ki smo jih pod enakimi pogoji izmerili z merilnikom hitrosti doze Berthold LB 123 UMo. Omenjeni merilnik je bil atestiran s strani pooblaščne inštitucije.

Pri izvedbi meritev za določitev hitrosti doz smo uporabljali radioaktivni vir, ki je vseboval radioaktivni cezij (^{137}Cs) z naslednjimi značilnostmi: $t_{1/2} = 30$ let, referenčna aktivnost 219,5 μCi (8,12 MBq), referenčni datum 1. 7. 2006. Vse štiri merilnike sevanja smo postavili na razdaljo 10 cm od navedenega radioaktivnega vira in vsako minuto odčitali vrednost hitrosti doze na vsakem merilniku. Po 10 minutah smo odčitali tudi kumulativno dozo. Zaradi osebne zaščite smo pri izvedbi teh meritev uporabljali svinčeno zaščitno steno.



**Slika 8: Elektronski dozimetri RAD-60S, ki smo jih uporabljali pri meritvah
(Vir: Lasten)**

Meritve za ugotovitev pravilnosti določitve kumulativne doze smo opravili na sledeči način. Štiri osebne elektronske dozimetre RAD-60S smo postavili na razdaljo 1 m od nezaščitenega vira sevanja, ki je vseboval ^{137}Cs (Slika 9). Kumulativno dozo smo odčitali po 15 urah in 19 minutah. Kumulativno dozo smo želeli določiti tudi z merilnikom hitrosti doze Berthold LB 123. Ker ta merilnik ne ponuja možnosti neposredne meritve kumulativne doze, smo meritev zasnovali tako, da smo merilnik postavili prav tako 1 m od omenjenega vira sevanja in odčitali hitrost doze na tem mestu. Kumulativno dozo smo nato izračunali kot produkt hitrosti doze in časa izpostavljenosti viru.



Slika 9: Postavitev merilnikov in vira sevanja ob meritvi kumulativne doze (Vir: Lasten)

3.2.3. Določitev dnevnih doz delavcev, ki so izvajali preiskave PET/CT

Dnevno dozo sevanja, ki so jo prejeli delavci pri opravljanju PET/CT preiskav, smo določili s pomočjo elektronskega dozimetra RAD-60S. Dnevne doze smo določili pri 5 zdravnikih, 5 diplomiranih inženirjih radiologije in 3 farmacevtih. Delavci so nosili dozimetre v žepu uniforme ves delovni dan. Omenjene meritve smo opravili v treh tednih v februarju 2013 v okviru moje klinične prakse. Vsako jutro pred pričetkom meritve smo preverili ustreznost delovanja elektronskih dozimetrov.

3.2.4. Merjenje hitrosti doze pri preiskavah PET/CT

Z merilnikom hitrosti doze Berthold LB 123 smo izmerili hitrost doze ob avtomatskem injektorju (Slika 10) in ob pacientu, ki smo mu aplicirali odmerek ^{18}F -FDG. Predpostavili smo, da sta to najpomembnejša izvora sevanja, katerima so izpostavljeni delavci pri izvedbi PET/CT preiskav.

Najvišja izmerjena hitrost doze je bila prisotna v trenutku vstavljanja dnevnega odmerka radiofarmaka v avtomatski injektor (Slika 11).



Slika 10: Avtomatski injektor radioaktivnih odmerkov Medrad Intego, ki ga uporabljajo na Kliniki za nuklearno medicino v Ljubljani (Vir: Lasten)



**Slika 11: Vstavljanje dnevnega odmerka radiofarmaka ^{18}F -FDG v avtomatski injektor
(Vir: Lasten)**

3.2.5. Statistične metode dela

Pri obdelavi podatkov smo uporabili računalniški program Microsoft Excel. Uporabili smo metode deskriptivne statistike (povprečno vrednost in standardni odklon). Za ugotavljanje statistične značilnosti vzorcev smo uporabili Studentov t-test za odvisne vzorce. Kot statistično značilno vrednost smo uporabili p-vrednost manj kot 0,05 ($p < 0,05$).

3.3. Etični vidik

Za izvedbo te raziskave soglasje Etične komisije ni bilo pridobljeno.

Vodstvo Klinike za nuklearno medicino v Ljubljani je z izvedbo raziskave soglašalo. Menilo je, da je primerno, da se raziskava opravi in oceni spremembe v izpostavljenosti delavcev ionizirajočemu sevanju po uvedbi nove nuklearno medicinske dejavnosti – PET/CT preiskav.

Vsi v raziskavo vključeni delavci so v raziskavi prostovoljno sodelovali. Pridobili smo ustno soglasje delavcev, da se njihovi zbrani in anonimizirani podatki uporabijo v omenjeni študiji. Vsi podatki, ki so se zbrali, so bili zato takoj anonimizirani.

Študija ni na noben način vplivala na izvedbo PET/CT preiskav pri pacientih. Avtorica ni imela neposrednega stika s pacienti.

4 REZULTATI IN RAZPRAVA

To poglavje smo razdelili na dva dela. V prvem delu so prikazani rezultati primerjave letnih doz, ki so jih prejeli delavci, ki so sodelovali pri PET/CT preiskavah. V drugem delu pa so navedeni rezultati meritev dnevnih doz. Ob rezultatih je prisotna še razprava in primerjava z navedbami v literaturi.

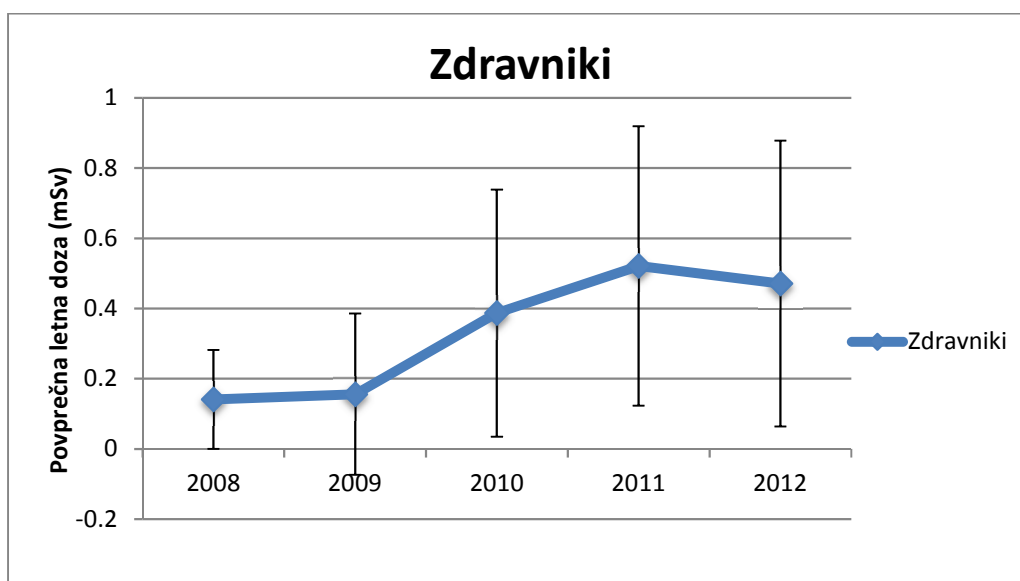
4.1. Letne doze, ki so jih prejeli delavci, ki so sodelovali pri PET/CT preiskavah

Iz podatkov o letnih dozah sevanja, ki so jih prejeli delavci v obdobju 2008–2012 smo izračunali povprečne letne doze sevanja za vsako skupino delavcev posebej, ki je sodelovala pri PET/CT preiskavah, in povprečno dozo, ki so jo prejeli v raziskavo vključeni delavci.

Povprečna letna efektivna doza za vse delavce, ki so v obdobju 2010–2012 opravljali PET/CT preiskave, je znašala 0,7 mSv. Ker je ostalo število konvencionalnih NM preiskav, ki so jih letno opravili v študijo vključeni delavci, enako, so razlike v prejetih dozah med leti 2008 in 2009 ter 2010 – 2012 posledica uvedbe PET/CT dejavnosti. Rezultati za posamezne skupine delavcev in skupni rezultati so podrobneje predstavljeni v grafih 1–7. Za ugotovitev statistično značilnih razlik smo naredili Studentov t-test za odvisne vzorce. Rezultati Studentovega t-testa (*p*-vrednosti) so navedeni v tabelah 5–10.

4.1.1. Zdravniki

Povprečne letne doze sevanja, ki so jih prejeli zdravniki med leti 2008–2012, so prikazane v Grafu 1. Iz Grafa 1 je razvidno, da se je efektivna doza sevanja pri zdravnikih med letoma 2009 in 2010 povečala. To sovпада s časom, ko so pričeli izvajati PET/CT preiskave. Z opravljanjem PET/CT preiskav so pričeli januarja 2010. Razlika v prejeti dozi sevanja med letoma 2009 in 2010 je statistično značilna ($p < 0,05$) (glejte Tabelo 5). Povprečna prejeta doza sevanja se je povečala tudi med letoma 2010 in 2011. Domnevamo, da je ta sprememba posledica povečanja števila opravljenih PET/CT preiskav v letu 2011. Razlika v prejeti dozi pa ni statistično značilna ($p > 0,05$). Med letoma 2011 in 2012 opazimo minimalno zmanjšanje prejete doze. Razlog je verjetno v tem, da so postali zdravniki s pridobitvijo izkušenj hitrejši pri svojem delu in tako dobili manjšo dozo. Tudi ta razlika ni statistično značilna ($p > 0,05$).



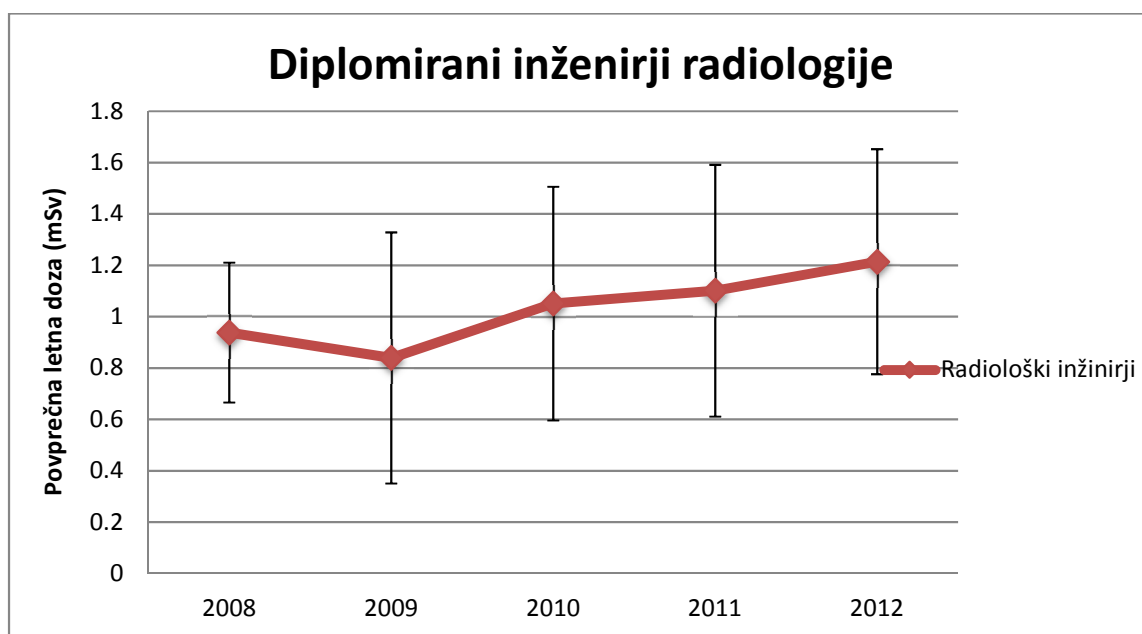
Graf 1: Povprečna letna doza sevanja pri zdravnikih v letih 2008–2012

Tabela 5: Rezultati Studentovega T-testa za zdravnike

Rezultati Studentovega T-testa (p-vrednost)			
2008–2009	2009–2010	2010–2011	2011–2012
0,900	0,005	0,536	0,684

4.1.2. Diplomirani inženirji radiologije

V Grafu 2 je prikazana povprečna letna doza, ki so jo prejeli diplomirani inženirji radiologije v obdobju 2008–2012. Iz Grafa 2 je razvidno, da se je povprečna letna doza sevanja v letu 2009 zmanjšala v primerjavi z letom 2008 ter da od leta 2009 narašča. V letu 2010 je povprečna doza narastla za 0,2 mSv glede na predhodno leto. Predvidevamo, da se je prejeta doza sevanja pri diplomiranih inženirjih radiologije povečala predvsem zaradi uvedbe PET/CT dejavnosti v januarju 2010. Rezultati T-testa kažejo, da je sprememba v prejeti dozi sevanja statistično značilna edino med letoma 2009 in 2010 ($p = 0,034$).



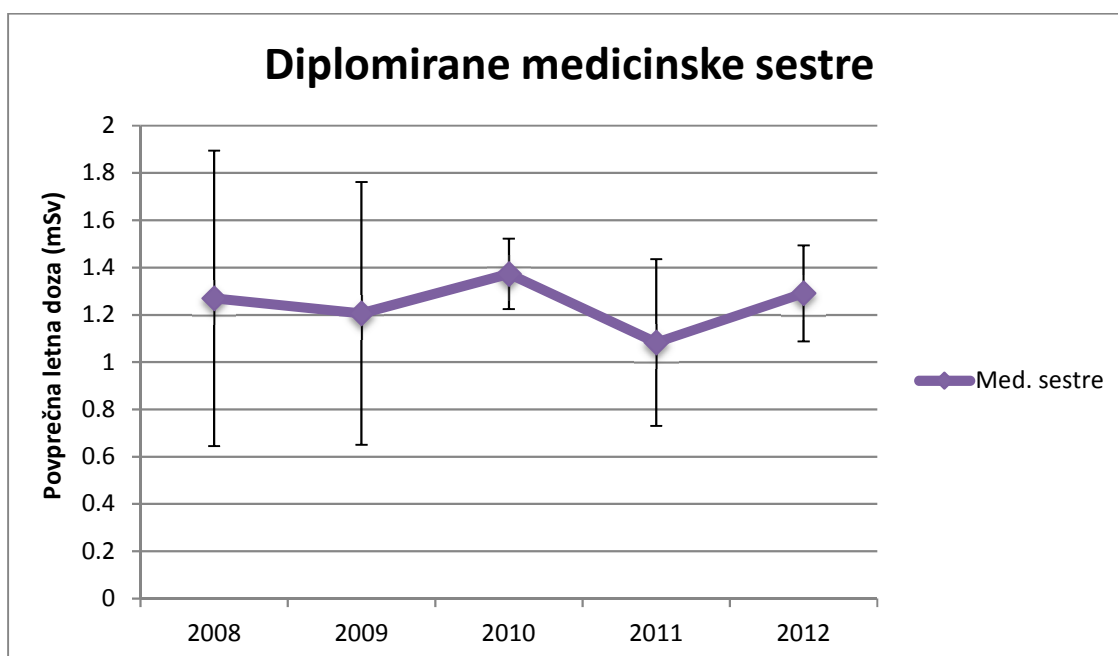
Graf 2: Povprečna letna doza sevanja pri diplomiranih inženirjih radiologije v letih 2008–2012

Tabela 6: Rezultati Studentovega T-testa za diplomirane inženirje radiologije

Rezultati Studentovega T-testa (p-vrednost)			
2008–2009	2009–2010	2010–2011	2011–2012
0,843	0,034	0,324	0,121

4.1.3. Diplomirane medicinske sestre

Povprečna letna doza, ki so jo prejele diplomirane medicinske sestre v letih 2008 in 2009, je približno enaka. V letu 2010 vidimo blagi porast povprečne letne doze sevanja in upad v letu 2011. Povprečna letna doza se je v letu 2012 ponovno nekoliko povečala (Graf 3). Rezultati Studentovega T-testa kažejo, da razlike v prejetih dozah med posameznimi leti niso statistično značilne $p > 0,05$ (Tabela 7) (eden izmed razlogov za veliko p-vrednost je tudi majhnost vzorca – majhno število diplomiranih medicinskih sester, ki so sodelovale pri PET/CT preiskavah).



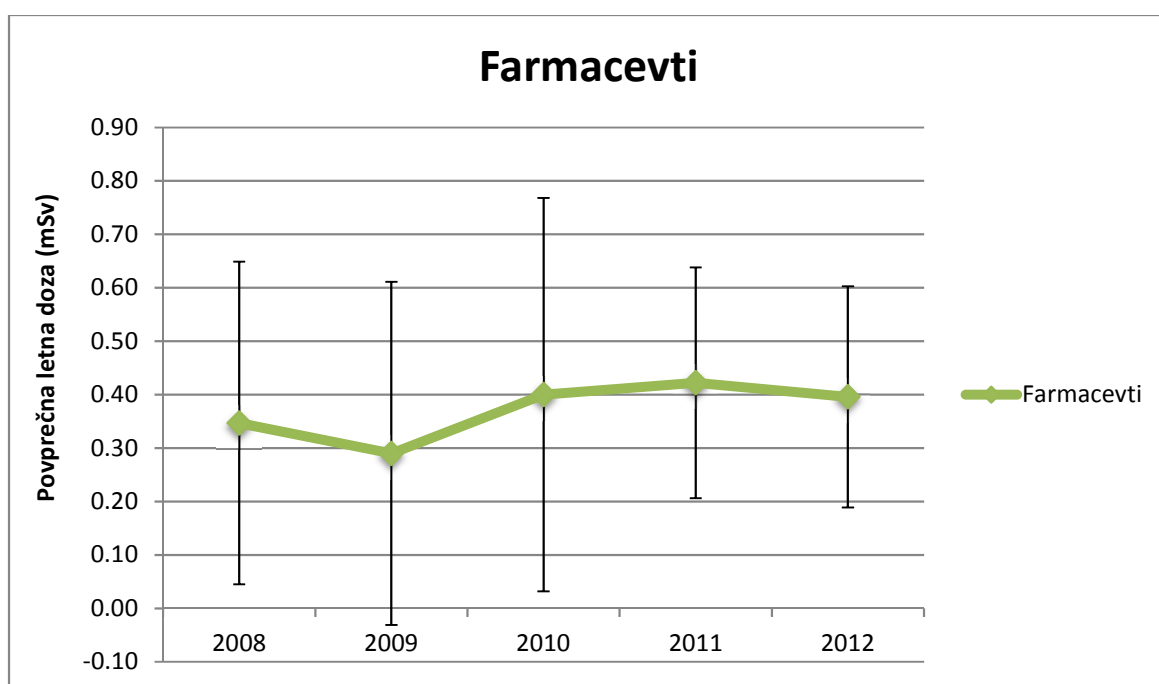
Graf 3: Povprečna letna doza sevanja pri diplomiranih medicinskih sestrah v letih 2008–2012

Tabela 7: Rezultati Studentovega T-testa za diplomirane medicinske sestre

Rezultati Studentovega T-testa (p-vrednost)			
2008–2009	2009–2010	2010–2011	2011–2012
0,592	0,490	0,378	0,367

4.1.4. Farmacevti

Povprečna letna doza sevanja pri farmacevtih se je v letu 2009 zmanjšala glede na leto 2008 in se nekoliko povečala v letu 2010 in letu 2011. V letu 2012 pa je bil prisoten upad povprečne letne doze sevanja (Graf 4). Povprečna letna doza v nobenem letu ni presegla 0,5 mSv. Rezultati Studentovega T-testa kažejo, da razlike niso statistično značilne (Tabela 8). Tako kot pri diplomiranih medicinskih sestrah obstaja tudi pri farmacevtih problem majhnosti vzorca – med letoma 2008 in 2012 je bilo na KNM zaposlenih 5 farmacevtov.



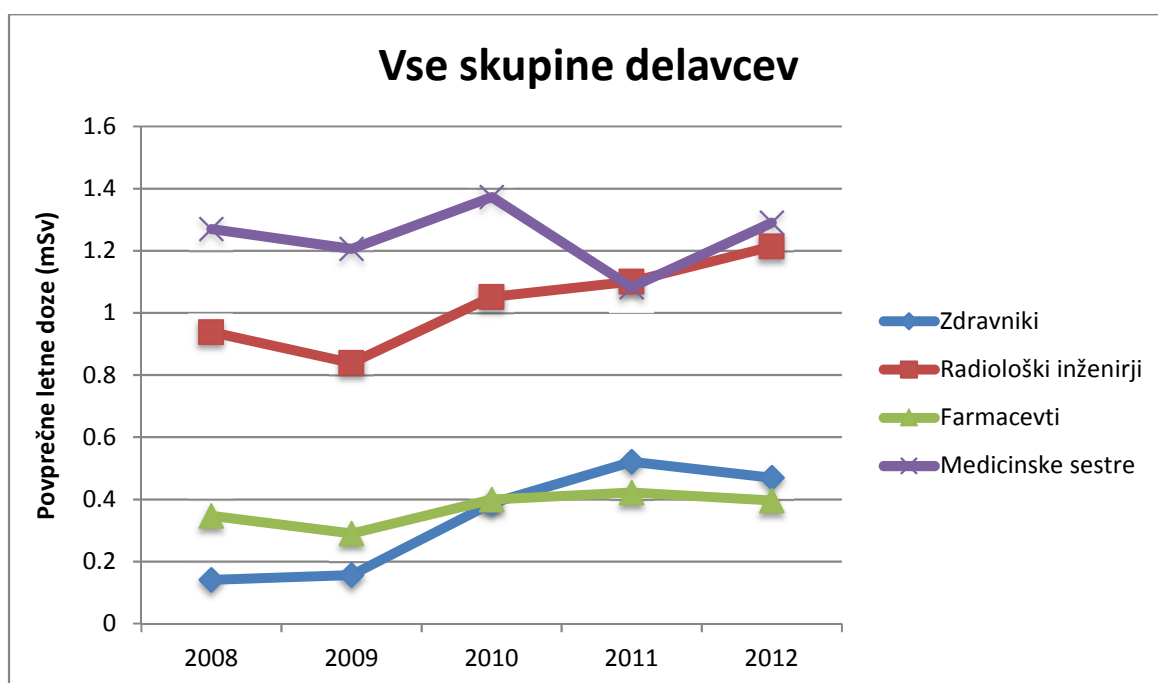
Graf 4: Povprečna letna doza sevanja pri farmacevtih v letih 2008–2012

Tabela 8: Rezultati Studentovega T-testa za farmacevte

Rezultati Studentovega T-testa (p-vrednost)			
2008–2009	2009–2010	2010–2011	2011–2012
0,449	0,105	0,843	0,528

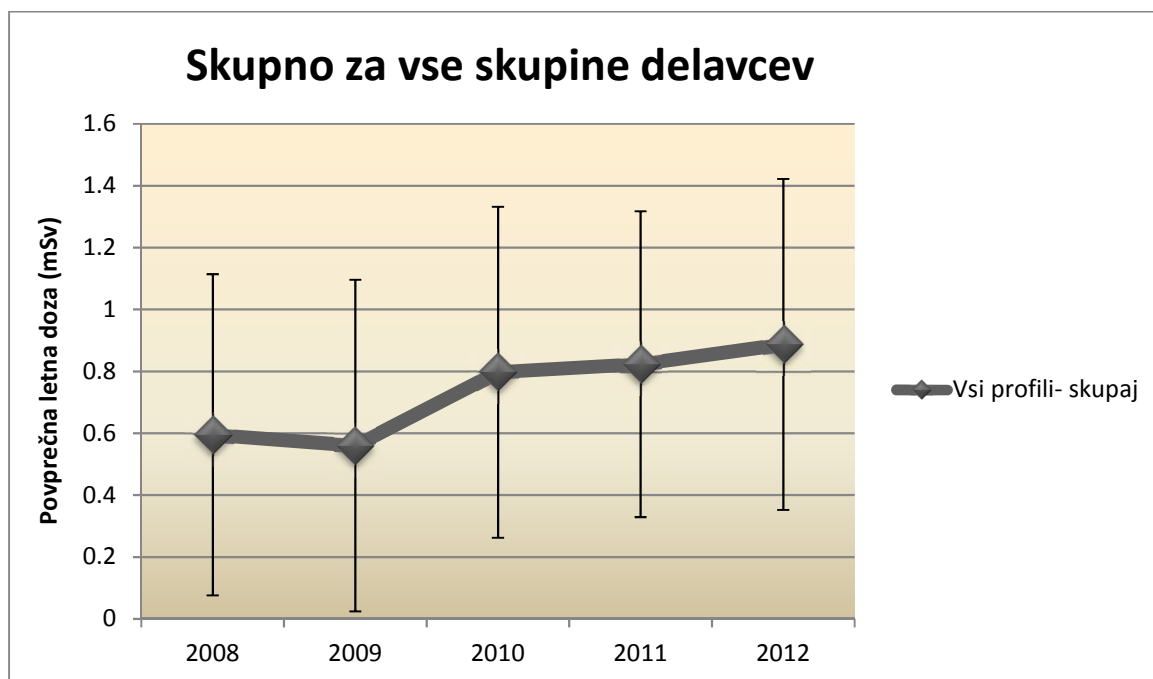
4.1.5. Letne doze delavcev, ki so sodelovali pri PET/CT preiskavah

Povprečne letne doze za vse zdravstvene delavce, ki so sodelovali pri PET/CT preiskavah, so prikazane v Grafu 5. V letu 2008 in 2009 so prejeli najnižjo povprečno letno dozo zdravniki, sledijo jim farmacevti. Nekoliko višjo povprečno letno dozo so prejeli radiološki inženirji, najvišjo pa diplomirane medicinske sestre. V letu 2010 po uvedbi naprave PET/CT so se povprečne letne doze za vse skupine delavcev povečale. Povprečna letna doza zdravnika je postala enaka povprečni letni dozi farmacevta. V letu 2011 se je povprečna letna doza zdravnika ponovno povečala tako, da je bila višja kot povprečna letna doza farmacevta. Povprečna letna doza radioloških inženirjev se je prav tako nekoliko povečala. Povprečna letna doza diplomiranih medicinskih sester se je zmanjšala ter postala enaka povprečni letni dozi diplomiranih radioloških inženirjev. Delo medicinskih sester je bilo le v manjši meri povezano s PET/CT preiskavami, večinoma so sodelovale pri izvajanju drugih preiskav – predvsem perfuzijski scintigrafiji miokarda. Domnevamo, da so prejele večino doze pri izvajanju teh preiskav. V letu 2012 imajo najmanjšo dozo farmacevti, potem zdravniki, nekoliko večjo dozo imajo diplomirani radiološki inženirji ter največjo medicinske sestre. V obdobju 2008–2012 pa pri nobeni skupini delavcev povprečna letna doza ni presegla 1,4 mSv.



Graf 5: Povprečne letne doze sevanja za vse skupine delavcev v obdobju 2008–2012

Iz Grafa 6 je razviden skok v prejetih dozah med letoma 2009 in 2010, ki je najverjetneje posledica uvedbe PET/CT preiskav. Razlika je statistično značilna ($p = 0,001$). Po letu 2010 povprečna prejeta doza vseh delavcev le počasi linearno narašča. Skladno z rezultati T-testa ta razlika ni statistično značilna $p > 0,05$ (Tabela 9).



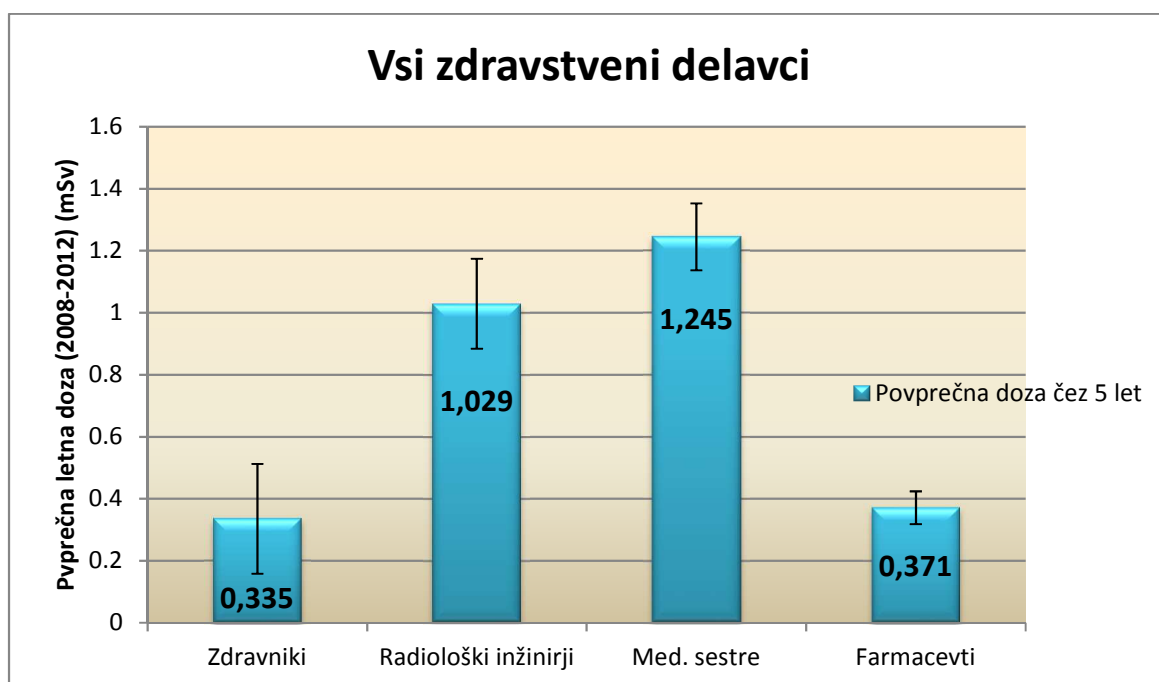
Graf 6: Povprečna letna doza sevanja za vse skupine delavcev v letih 2008–2012

Tabela 9: Rezultati Studentovega T-testa skupno za vse skupine delavcev

Rezultati Studentovega T-testa (p-vrednost)			
2008–2009	2009–2010	2010–2011	2011–2012
0,628	0,001	0,541	0,522

Graf 7 prikazuje povprečne letne doze za vsako od obravnavanih skupin delavcev za obdobje 2008–2012. K prejeti dozi prispeva poleg dela pri opravljanju PET/CT preiskav tudi delo pri ostalih preiskavah, ki se izvajajo na KNM. Opazimo, da so v obdobju 2008–2012 od vseh skupin delavcev največjo povprečno dozo sevanja prejele medicinske sestre – 1,245 mSv, sledijo radiološki inženirji z 1,029 mSv, farmacevti z 0,371 mSv ter zdravniki z 0,335 mSv.

Izmerjene (prejete) doze sevanja so bile pri vseh delavcih daleč pod omejitvijo 100 mSv, ki velja kot najvišja dovoljena vrednost za obdobje 5 let, oziroma 20 mSv za obdobje enega leta.



Graf 7: Povprečne letne doze (2008–2012) za vse zdravstvene delavce, ki so sodelovali pri PET/CT preiskavah

4.1.6. Primerjava letnih doz delavcev, ki so sodelovali pri PET/CT preiskavah s podatki v literaturi

Rezultati naše raziskave kažejo na statistično značilno povečanje letne doze za zdravstvene delavce zaposlene na KNM, ko so pričeli sodelovati pri PET/CT preiskavah.

Pri pregledu literature smo zasledili nekaj raziskav, ki so podobne naši (npr. Roberts et al. (2005) iz Austin Hospital, Melbourne, Avstralija). V tej raziskavi so primerjali doze sevanja, ki so jih prejeli radiološki inženirji, ki so sodelovali pri PET/CT preiskavah, in doze, ki so jih prejeli radiološki inženirji, ki so sodelovali samo pri konvencionalnih nuklearno medicinskih preiskavah. Ugotovili so, da je doza sevanja, ki so jo prejeli inženirji pri opravljanju PET/CT preiskav statistično značilno večja glede na inženirje, ki so sodelovali pri konvencionalnih nuklearno medicinskih preiskavah ($p=0,01$). Izmerili so tudi povprečno letno dozo sevanja za radiološke inženirje (povprečje preko dveh let). Inženirji, ki so sodelovali pri PET/CT preiskavah, so prejeli $771 \pm 147 \mu\text{Sv}$ letno, inženirji, ki so sodelovali le pri klasičnih nuklearno medicinskih preiskavah, pa so prejeli $524 \pm 123 \mu\text{Sv}$ letno.

White et al. (2000) iz Peter MacCallum Cancer Institute, Melbourne, Avstralija pa v svojem članku navaja rezultate, ki se ne ujemajo z rezultati naše raziskave. V tej raziskavi niso ugotovili statistično značilne razlike v prejeti dozi sevanja med radiološkimi inženirji, ki sodelujejo pri PET/CT preiskavah in tistimi, ki sodelujejo pri klasičnih nuklearno medicinskih preiskavah. V omenjeni študiji so preiskovancem aplicirali zelo nizke aktivnosti ^{18}F -FDG (povprečno 57 MBq), kar je nekajkrat manj kot priporočajo trenutno veljavne smernice. Aktivnosti, ki so jih v tej študiji uporabljali pri PET/CT preiskavah so bile v povprečju 5 krat nižje kot v naši raziskavi. Pri konvencionalnih NM preiskavah pa so uporabljali podobne ali celo višje aktivnosti, kot smo jih uporabljali mi na KNM. Zaradi tega rezultati, ki jih navaja White et al., niso primerljivi z našimi.

4.2. Rezultati meritev dnevnih doz

4.2.1. Preverjanje ustreznosti delovanja elektronskih dozimetrov

Ustreznost delovanja elektronskih dozimetrov RAD-60S in merilnika hitrosti doze Berthold LB 123, ki smo jih uporabljali v tej raziskavi, smo preverili z meritvami znanega vira. Vir ionizirajočega sevanja – 20 ml radioaktivne snovi v 30 ml plastičnem vsebniku je imel naslednje značilnosti: radioaktivni izotop ^{137}Cs , referenčna aktivnost 8,12 MBq, referenčni datum 1. 7. 2006. Omenjeni viri uporabljajo na KNM za kontrolo kvalitete naprav.

Izračun aktivnost vira na dan 1. 1. 2013

$$A(t) = A(0) \cdot e^{-\lambda t}, \quad \lambda = \frac{\ln 2}{T_{1/2}} \quad T_{1/2} = 30 \text{ let}$$

$$A = A(0) e^{-\frac{\ln 2 t}{T_{1/2}}}$$

$$A(t) = 8,12 \text{ MBq} \cdot e^{-\frac{\ln 2 \cdot 6,5 \text{ let}}{30 \text{ let}}} = 6,99 \text{ MBq} \quad (9)$$

V Tabeli 10 so navedeni rezultati desetih zaporednih meritev tega vira s tremi dozimetri RAD-60S in merilnikom hitrosti doze Berthold LB 123. Vrednost hitrosti doze smo odčitali vsako minuto. Čeprav so se odčitane vrednosti med seboj precej razlikovale, je bila kumulativna doza po 20 min merjenja na dveh dozimetrih RAD-60S 4 μSv , na enem pa 5 μSv . Vrednost hitrosti doze, ki jo je kazal merilnih hitrosti doze, pa je bila praktično konstantna in je znašala 12 $\mu\text{Sv/h}$.

Menimo, da so razlike v izmerjeni hitrosti doze dozimetrov RAD-60S posledica kratkih časov merjenja in značilnosti (majhnosti) ionizacijske celice.

Tabela 10: Rezultati meritev znanega vira z elektronskimi dozimetri RAD-60S in merilnikom hitrosti doze Berthold LB 123. Navedenih je 10 zaporednih odčitkov hitrosti doze, povprečje in standardni odklon (SD) teh odčitkov ter kumulativna doza po 20 min.

	Dozimeter 1 ($\mu\text{Sv/h}$)	Dozimeter 2 ($\mu\text{Sv/h}$)	Dozimeter 3 ($\mu\text{Sv/h}$)	Merilnik hitrosti doze ($\mu\text{Sv/h}$)
1. meritev	16	17	14	12,2
2. meritev	14	13	15	12,2
3. meritev	11	14	16	12,0
4. meritev	12	15	14	12,0
5. meritev	14	20	15	12,0
6. meritev	15	14	16	12,1
7. meritev	16	15	13	12,2
8. meritev	16	21	10	12,2
9. meritev	16	18	12	12,2
10. meritev	18	17	15	12,2
Povprečje	14,8	16,4	14,0	12,1
SD	2,1	2,7	1,5	0,1
Kumulativna doza	4 μSv	5 μSv	4 μSv	/

Izračun kumulativne doze s pomočjo gama (Γ)-konstante

Hitrost doze pri meritvi istega vira, izmerjena z merilnikom Berthold LB 123 na razdalji 1 m, je znašala $0,7 \mu\text{Sv/h}$. Iz hitrosti doze izračunana kumulativna doza bi v 15 urah in 19 minutah znašala $10,7 \mu\text{Sv}$ (15 urah in 19 minutah = 15,3 h; $0,7 \mu\text{Sv/h} * 15,3 \text{ h} = 10,7 \mu\text{Sv}$). Odčitki kumulativne doze na dozimetrih (RAD-60S) in izračunana kumulativna doza iz odčitka na merilniku hitrosti doz Berthold LB 123 so navedeni v Tabeli 11.

V literaturi smo našli podatek o hitrosti doze na razdalji 1 m od 10 ml steklene viala, ki vsebuje ^{137}Cs . Vrednost znaša $9,19 \times 10^{-5} \text{ (mSv/h)/MBq}$ (Delacroix et al., 2002). To vrednost smo uporabili za izračun pričakovane kumulativne doze, čeprav se je vir, ki smo ga mi uporabljali, nahajal v 30 ml plastičnem vsebniku.

$$\Gamma(10\text{ml viala}) = 9,19 \cdot 10^{-5} \frac{\text{mSv/h}}{\text{MBq}} \quad (10)$$

$$\text{Pričakovana doza (teoretična)} = 9,19 \cdot 10^{-5} \frac{\text{mSv/h}}{\text{MBq}} \cdot 6,99 \text{ MBq} \cdot 15,3 \text{ h} = 0,0098 \text{ mSv} = 9,8 \mu\text{Sv}$$

Tabela 11: Kumulativna doza na dozimetrih 1, 2, 3 in 4 (elektronski dozimetri RAD-60S) in izračunana kumulativna doza za merilnik hitrosti doz (Berthold LB 123) ob meritvah znanega vira ter odstopanje od s pomočjo gama konstante izračunane doze – $9,8 \mu\text{Sv}$

	Meritev kum. doze	Odstopanje od pričakovane doze $9,8 \mu\text{Sv}$ (%)
Dozimeter 1:	$9 \mu\text{Sv}$	-8 %
Dozimeter 2:	$10 \mu\text{Sv}$	2 %
Dozimeter 3:	$9 \mu\text{Sv}$	-8 %
Dozimeter 4:	$8 \mu\text{Sv}$	-18 %
Berthold LB 123	$10,7 \mu\text{Sv}$	9 %

Izračunali smo tudi kumulativno dozo, ki bi jo dobili, če vir, s katerim smo opravili meritve, obravnavam kot točkast vir: Γ konstanta za točkast vir (na razdalji 1 m), ki vsebuje ^{137}Cs znaša $1,017 \times 10^{-4} \text{ (mSv/h)/MBq}$ (Unger in Trubey, 1982).

$$\text{Pričakovana doza (teoretična)} = 1,017 \cdot 10^{-4} \frac{\text{mSv/h}}{\text{MBq}} \cdot 6,99 \text{ MBq} \cdot 15,3 \text{ h} = 0,01088 \text{ mSv} = 10,9 \mu\text{Sv}$$

Odstopanja rezultatov meritev elektronskih dozimetrov od pričakovane (teoretične) doze so bila majhna (Tabela 11). Odstopanja so bila v okviru napake merjenja. Zaradi tega smo se odločili, da bomo elektronske dozimetre RAD-60S uporabili za določanje (merjenje) doz pri delavcih, ki sodelujejo pri PET/CT preiskavah.

4.2.2 Meritve hitrosti doz, ki so jim bili izpostavljeni delavci, ki so sodelovali pri preiskavah PET/CT

Na dan, ko smo opravili meritev, je bila dobavljena aktivnost radiofarmaka ^{18}F -FDG 7860 MBq. Pri opravilih, ki jih je opravil radiofarmacevt, smo izmerili hitrosti doze, ki so navedene v Tabeli 12. Radiofarmacevt pri svojem delu ni imel direktnega kontakta z vsebnikom, delo pri odprtem ščitniku pa je trajalo le nekaj sekund.

Tabela 12: Hitrosti doze, katerim je izpostavljen radiofarmacevt pri pripravi injektorja. (Na dan meritve je bila dobavljena aktivnost radiofarmaka 7860 MBq)

Hitrost doze na kontaktu z vsebnikom, v katerem se nahaja viala z ^{18}F -FDG		3700 $\mu\text{Sv/h}$
Hitrost doze ob telesu farmacevta – razdalja 1 m – odprt ščitnik		100 $\mu\text{Sv/h}$
Hitrost doze ob telesu farmacevta – razdalja 1 m – zaprt ščitnik		1,5 $\mu\text{Sv/h}$

Določili smo tudi hitrosti doze sevanja transportnega kontejnerja, ko se je v njem nahajala viala z radiofarmakom ^{18}F -FDG aktivnosti 9,4 GBq in hitrosti doze v okolici avtomatskega injektorja, ko je bila v njem nameščena navedena viala. Te meritve so navedene v Tabeli 13. Hitrosti doze ob pacientu, kateremu so aplicirali radioaktivni odmerek v aktivnosti 370 MBq, pa so navedene v Tabeli 14.

Tabela 13: Hitrosti doze (DR) ob transportnem kontejnerju in injektorju, ko se v njem nahaja viala z ^{18}F -FDG aktivnosti 9,4 GBq

Razdalja od kontejnerja ali injektorja z vstavljenjo vialo ^{18}F -FDG [m]	DR ob transportnem kontejnerju [$\mu\text{Sv/h}$]	DR ob avtomatskem injektorju [$\mu\text{Sv/h}$]
0	170 ± 32	$0,6 \pm 0,3$
0,5	60 ± 11	$0,2 \pm 0,2$
1,0	25 ± 5	$0,1 \pm 0,2$
2,0	8 ± 3	Ozadje

Table 14: Hitrosti doze (DR) ob pacientu, kateremu so aplicirali ^{18}F -FDG v aktivnosti 370 ± 2 MBq

Razdalja od pacienta [m]	DR neposredno po aplikaciji [$\mu\text{Sv/h}$]
0	135 ± 21
0,5	43 ± 9
1,0	19 ± 7
2,0	10 ± 3

Najvišje hitrosti doze pri izvajanju PET/CT preiskav smo izmerili pri rokovanju z vsebnikom, ki je vseboval vialo z ^{18}F -FDG, in pri delu v bližini pacienta.

4.2.3. Doze sevanja, ki so jih prejeli delavci, določene s pomočjo elektronskih dozimetrov

Zdravniki

Dnevne doze sevanja, ki so jih prejeli zdravniki, ki so sodelovali pri PET/CT preiskavah, določene s pomočjo elektronskih dozimetrov, so navedene v Tabeli 15. Meritve so bile izvedene z istim elektronskim dozimetrom.

Tabela 15: Dnevne doze sevanja, izmerjene s pomočjo elektronskih dozimetrov RAD-60S, ki so jih prejeli zdravniki (A-E – oznaka zdravnika). Poleg prejete doze je navedeno tudi število pacientov, pri katerih je bila na ta dan opravljena PET/CT preiskava

Dan	Zdravnik	Doza (μSv)	Število pacientov	Opombe
1.	A	5	10	
2.	B	0	9	
3.	C	7	8	1 nepokreten pacient
4.	C	5	10	1 nepokreten pacient
5.	D	3	10	
6.	E	1	9	
7.	A	4	9	
8.	B	1	9	1 nepokreten pacient
9.	E	4	9	
10.	B	0	8	
11.	E	1	8	
12.	B	1	8	
13.	D	2	9	
14.	A	6	10	2 nepokretna pacienta
15.	C	6	9	
	Povprečje:	3,1	9	
	SD:	2,4		

Opazimo lahko velike razlike v prejeti dozi med posameznimi zdravniki. Razlike v prejeti dozi so vsekakor delno pogojene z upoštevanjem načel varstva pred ionizirajočimi sevanji in s pokretnostjo obravnavanih pacientov. Delo z nepokretnim pacientom je počasnejše. Zaradi tega se zdravnik zadržuje dalj časa ob pacientu in običajno tik ob njem. Vzrok velikih razlik v izmerjeni dozi pa je v nekaterih primerih lahko tudi neustrezna uporaba dozimetra (npr. zdravnik pod oznako B). Vsekakor pa si tako velikih razlik ne znamo povsem pojasniti.

Povprečna prejeta doza, ki jo je prejel zdravnik pri eni PET/CT preiskavi, znaša $0,34 \mu\text{Sv}$, dnevna doza pa $3,1 \mu\text{Sv}$. V letu 2012 so na KNM naredili 2300 preiskav. Izračunana kumulativna doza, ki naj bi jo prejeli zdravniki v letu 2012, znašala tako $0,78 \text{ mSv}$. Ob predpostavki, da je vseh 7 zdravnikov naredilo enako število preiskav, je v letu 2012 zdravnik zaradi sodelovanja pri PET/CT preiskavah prejel $0,11 \text{ mSv}$.

Diplomirani inženirji radiologije

Pri opravljanju PET/CT preiskav sta dnevno sodelovala dva radiološka inženirja, ki sta imela enake zadolžitve, vendar sta izmenično skrbela za paciente, ki so prišli na slikanje. Pri raziskavi smo določil prejeto dozo sevanja pri vsakem od njiju (inženir 1 in inženir 2). Na dozo je močno vplivala pokretnost pacientov, zaradi katere je bil posamezen inženir v določenem dnevu zadolžen. Cilj magistrske naloge je bil, da določimo tudi dozo sevanja, ki jo prejmejo različni profili delavcev. S tem namenom smo dozi obeh diplomiranih radioloških inženirjev sešteli.

Dnevne doze sevanja, določene s pomočjo elektronskih dozimetrov, ki so jih prejeli diplomirani inženirji radiologije, ki so sodelovali pri PET/CT preiskavah, so navedene v Tabeli 16. Radiološki inženirji so uporabljali isti par elektronskih dozimetrov.

Tabela 16: Dnevne doze sevanja, izmerjene s pomočjo elektronskih dozimetrov RAD-60S, ki sta jih na določen delovni dan prejela radiološkega inženirja 1 in 2, ter vsota obeh doz

Dan	Diplomirani radiološki inženir 1 Doza (μSv)	Diplomirani radiološki inženir 2 Doza (μSv)	Diplomirani radiološki inženir 1+ 2 Vsota doz (μSv)
1.	4	2	6
2.	1	1	2
3.	3	6	9
4.	3	3	6
5.	4	2	6
6.	3	1	4
7.	3	1	4
8.	2	3	5
9.	2	1	3
10.	0	1	1
11.	1	3	4
12.	10	1	11
13.	1	1	2
14.	10	2	12
15.	1	0	1
Povprečje:	3,2	1,9	5,1
SD:	3,0	1,5	3,4

Razlike v prejeti dozi med posameznimi diplomiranimi radiološkimi inženirji so velike in si jih podobno kot pri zdravnikih ne znamo povsem pojasniti. Eden izmed pomembnejših dejavnikov je vsekakor neposreden stik s pacientom, ki je pri nepokretnih pacientih lahko zelo dolg.

Dva radiološka inženirja, ki sta sodelovala pri izvedbi PET/CT preiskav, sta dnevno prejela skupno 5,1 μSv oz. v povprečju vsak po 0,28 μSv na eno PET/CT preiskavo. V letu 2012 so na KNM naredili 2300 preiskav. Na osnovi teh meritev izračunana kumulativna doza, ki so jo prejeli radiološki inženirji v letu 2012 znaša 1,3 mSv. Ob predpostavki, da je vseh 10 radioloških inženirjev naredilo enako število preiskav, je v letu 2012 radiološki inženir zaradi sodelovanja pri PET/CT preiskavah prejel dozo 0,13 mSv.

Farmacevt

Izmerjena doza sevanja na elektronskem dozimetru RAD-60S, ki so ga nosili farmacevti, je bila 0 μSv . To ne preseneča, saj so farmacevti v stiku s PET radiofarmaki zelo kratek čas. Dozo sevanja, ki so jo prejeli farmacevti, smo zato poizkusili oceniti iz meritev, ki smo jih opravili z merilnikom hitrosti doze (Berthold LB 123). Rezultati teh meritev so navedeni v Tabeli 13.

V povezavi s PET/CT preiskavami je bil farmacevt dnevno v kontaktu z virom sevanja približno 30 sekund. V tem času se je nahajal na razdalji približno 1 m od vira sevanja – ščitnika, v katerem je bila viala z radiofarmakom. Približno 5 sekund je bil ščitnik, v katerem se je nahajala viala, odprt, 25 sekund pa zaprt. Upoštevajoč omenjene čase je prejel farmacevt dnevno 0,11 μSv .

4.2.4 Primerjava med dozami, ki smo jih določili s pomočjo naših meritev, s podatki o letno prejetih dozah

Skladno z našo zakonodajo izvaja Zavod za varstvo pri delu osebno dozimetrijo pri vseh delavcih, ki so zaposleni na KNM. Zaradi tega morajo delavci stalno nositi TLD dozimeter. Enkrat mesečno zamenja Zavod za varstvo pri delu omenjene dozimetre in jih odčita. Delavcem mesečno in letno poroča o prejetih dozah.

V letu 2012 so v študijo vključeni delavci opravili praktično enako število konvencionalnih nuklearno medicinskih preiskav kot v letu 2009, poleg tega pa so naredili še 2300 PET/CT preiskav. Ob primerjavi doz, ki naj bi jih zaradi sodelovanja pri PET/CT preiskavah prejeli zdravniki ali diplomirani inženirji radiologije, določenih na osnovi dozimetrije, ki jo je opravil Zavod za varstvo pri delu in rezultati naših meritev, opazimo precejšnje razlike. Na osnovi rezultatov dozimetrije, ki jo je opravil Zavod za varstvo pri delu, je bila pri zdravnikih povprečna letna doza v letu 2012 za 0,26 mSv večja kot v letu 2009. Na osnovi dnevnih meritev ocenjena letna doza zaradi sodelovanja pri PET/CT preiskavah pa znaša 0,11 mSv. Še nekoliko večja je razlika pri dozah, ki so jih prejeli radiološki inženirji. Na osnovi meritev Zavoda za varstvo pri delu je povprečna letna doza zaradi sodelovanja pri PET/CT preiskavah pri radioloških inženirjih narastla za 0,38 mSv. Na osnovi naših meritev pa so zaradi sodelovanja pri PET/CT preiskavah prejeli 0,13 mSv.

Vzrokov za omenjene razlike je najverjetneje več. Pomembnejši so najverjetneje naslednji:

- Ko smo mi izvajali meritve, so delavci še dosledneje upoštevali načela varstva pred ionizirajočimi sevanji.
- Dopuščamo možnost, da je bil odstotek nepokretnih pacientov v obdobju, ko smo mi opravljali meritve, manjši kot običajno.
- Delavci niso nosili osebnih dozimetrov, ki jim je bilo naročeno. Le tako si je možno razložiti, da so nekatere dni delavci, ki so sodelovali pri PET/CT preiskavah, prejeli dozo pod mejo detektibilnosti dozimetra (pod 1 μ Sv).

Menimo, da so glede porasta letne doze pri delavcih, ki so sodelovali pri PET/CT zaradi zgoraj naštetih vzrokov ustrežnejši rezultati, ki smo jih dobili na osnovi meritev Zavoda za varstvo pri delu.

4.2.5. Primerjava doz, ki smo jih določili s pomočjo meritev v naši raziskavi, s podatki drugih avtorjev

Skladno z rezultati naše raziskave je zdravnik zaradi sodelovanja pri PET/CT preiskavah prejel dnevno $3,1 \pm 2,4 \mu\text{Sv}$, radiološki inženir #1 $3,2 \pm 3 \mu\text{Sv}$, radiološki inženir #2 $1,9 \pm 1,5 \mu\text{Sv}$. Dnevna doza, ki jo je prejel farmacevt, je bila pod mejo detekcije elektronskega dozimetra ($<1 \mu\text{Sv}$).

Dva diplomirana radiološka inženirja, pri katerih smo določili dozo (inženir #1 in #2), sta delo pri PET preiskavi opravljala skupaj. Njune zadolžitve so bile enake, po dogovoru sta si delo čez dan razdelila tako, da je en inženir delal s prvim pacientom, drugi z drugim pacientom itd. Tako sta poskušala izpostavljenost sevanju čim bolj enakomerno porazdeliti.

Zaradi lažje primerjave s podatki v literaturi smo tudi mi izračunali, kakšna je doza sevanja, ki jo prejme zdravnik in radiološki inženir oz. par radioloških inženirjev pri eni PET/CT preiskavi. V opazovanem času – 15 dneh je bilo na KNM narejenih 135 PET/CT preiskav oz. v povprečju 9 PET/CT preiskav dnevno. Skupna dnevna doza, ki sta jo prejela radiološka inženirja pri izvedbi devetih PET/CT preiskav, znaša $5,1 \pm 3,4 \mu\text{Sv}$, povprečna doza za dva radiološka inženirja na preiskavo pa $0,56 \mu\text{Sv}$, za zdravnika $0,34 \mu\text{Sv}$, za farmacevta pa pod mejo detektibilnosti (praktično $0 \mu\text{Sv}$).

Avtorji Pant in Senthamizhchelvan (2006) iz All India Institute of Medical sciences, New Delhi, Indija in Jha et al. (2011) iz Tata Memorial Hospital, Parel, Mumbai, Indija navajajo doze sevanja za radiološke inženirje in zdravnike pri PET/CT preiskavah. V teh študijah je aplikacijo radiofarmaka opravil zdravnik ročno, brez uporabe avtomatskega injektorja. Delo radiološkega inženirja v njihovih bolnišnicah pa je enako delu inženirja radiologije na KNM. V teh ustanovah so bile izmerjene doze sevanja pri radioloških inženirjih podobne kot v naši raziskavi. Pant in Senthamizhchelvan (2006) navajata dozo $0,62 \mu\text{Sv}$ na PET/CT preiskavo, Jha et al. (2011) pa dozo $0,61 \pm 0,10 \mu\text{Sv}$. Ugotovimo lahko, da so te doze v primerjavi z dozo $0,56 \mu\text{Sv}$ v naši raziskavi le za spoznanje višje.

V številnih tujih ustanovah izvede aplikacijo radiofarmaka pacientu radiološki inženir. O dozah, ki jih v takih okoliščinah dela prejmejo radiološki inženirji, poročata Collins et al. (2008) iz Department of Nuclear Medicine and Ultrasound, Westmead Hospital v Avstraliji in Guillet et al. (2005) iz CHU Timone, Marseille v Franciji. Po navedbah prvega avtorja prejme

inženir radiologije pri izvedbi ene PET/CT preiskave v povprečju $2,7 \mu\text{Sv}$. Po navedbah drugega avtorja pa $3,24 \pm 2,1 \mu\text{Sv}$, v kolikor je doza izmerjena z elektronskim dozimetrom in $3,01 \pm 1,4 \mu\text{Sv}$, če je izmerjena s TLD dozimetrom. Vsaj delno so bile prejete doze posledica aplikacije radiofarmaka pacientom. Ker inženirji na KNM niso aplicirali radiofarmakov, doze sevanja, ki smo jih izmerili v naši študiji, z omenjenimi rezultati niso primerljivi.

Pant in Senthamizhchelvan (2006) in Jha et al. (2011) poročajo tudi o dozi sevanja za zdravnike, ki so aplicirali radiofarmak ročno. Skladno s podatki omenjenih študij so zdravniki prejeli $3,34 \mu\text{Sv}$ oziroma $2,44 \pm 0,25 \mu\text{Sv}$ na opravljeno PET/CT preiskavo. Doza sevanja, ki smo jo izmerili mi pri zdravniku na KNM, pa znaša v povprečju $0,34 \mu\text{Sv}$ na preiskavo. Ugotovimo lahko, da so prejete doze zdravnika na KNM precej manjše kot v ustanovah, kjer aplicira zdravnik radiofarmak ročno. Avtomatski injektor je torej v veliki meri zaslužen za zaščito pred ionizirajočim sevanjem in posledično manjšo prejeto dozo.

Radiološki inženirji, ki so aplicirali radiofarmak ročno, so prejeli precej večje doze. To potrjujejo rezultati avtorjev Roberts et al. (2005) iz Austin Hospital v Melbourne, Avstralija. V tej ustanovi so radiološki inženirji pri eni PET/CT preiskavi prejeli $4,1 \mu\text{Sv}$. Chiesea et al. (1997) iz Istituto Nazionale Tumori, Milano, Italija poroča o meritvah doz sevanja pri radioloških inženirjih, ki so sodelovali pri PET/CT preiskavah in pri konvencionalnih nuklearno medicinskih preiskavah. Tudi v tej študiji so ugotovili, da so doze sevanja radioloških inženirjev, ki so izvajali PET/CT preiskave, večje kot doze sevanja za radiološke inženirje, ki so sodelovali le pri klasičnih nuklearno medicinskih preiskavah. Doze sevanja pri večini klasičnih nuklearno medicinskih preiskav so znašale med $0,2 \mu\text{Sv}$ in $0,4 \mu\text{Sv}$ na preiskavo, večje doze so izmerili pri radionuklidni angiokardioscintigrafiji s $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -pertehnetatom ($1,0 \pm 0,5 \mu\text{Sv}$) in pri SPECT slikanju s $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -sestamibijem ($1,7 \pm 1,0 \mu\text{Sv}$). Doza sevanja, ki so jo v povprečju prejeli delavci pri PET/CT preiskavi, pa je znašala $5,9 \pm 1,2 \mu\text{Sv}$.

Avtorja Seierstad et al. (2006) iz Norveške in Robinson et al. (2005) iz Avstralije sta v svojih člankih objavila dnevne doze sevanja pri radioloških inženirjih. Izmerili so med seboj zelo primerljivi dnevni dozi $36 \mu\text{Sv}$ (Seierstad et al. 2006) in $31 \mu\text{Sv}$ (Robinson et al. 2005). V primerjavi z našimi rezultati, kjer znaša dnevna doza za radiološkega inženirja $5,1 \pm 3,4 \mu\text{Sv}$, opazimo, da so njihove doze precej višje. Tudi v teh dveh bolnišnicah, podobno kot v člankih Roberts et al. (2005) in Chiesa et al. (1997), aplicira radiološki inženir radiofarmak ročno. Dnevna doza sevanja je odvisna tudi od števila dnevno opravljenih preiskav, ki pa za

raziskavo Robinson et al. (2005) ni znana. Seierstad et al. (2006) pa poroča, da so v dveh mesecih opravili 50 PET/CT preiskav.

Doze sevanja na KNM zaposlenih radioloških inženirjev, ki so sodelovali pri PET/CT preiskavah, so precej manjše kot v večini ostalih bolnišnic, za katere smo v literaturi našli primerljive podatke. Zaradi primerjave s podatki v literaturi smo upoštevali vsoto obeh radioloških inženirjev. Povprečna doza, ki so jo prejeli diplomirani inženirji radiologije na KNM, je zato še dvakrat manjša. Tudi doze ostalega osebja, ki so na KNM sodelovale pri opravljanju PET/CT preiskav, so v primerjavi z literaturo majhne. Po našem mnenju so za to zaslužni predvsem ustrezno izobraženi in usposobljeni delavci, ki upoštevajo načela varstva pred ionizirajočimi sevanji, in optimalna organizacija delovnega procesa. Pri tem je nepogrešljiv avtomatski injektor PET radiofarmakov.

5 ZAKLJUČEK

Namen te magistrske naloge je bil ugotoviti, ali je zaradi uvedbe PET/CT preiskav prejeta doza sevanja pri zdravstvenih delavcih (zdravnikih, diplomiranih inženirjih radiologije, diplomiranih medicinskih sestrah in farmacevtech) ostala nespremenjena. V raziskavi je sodelovalo skupno 27 delavcev z diagnostičnega oddelka KNM. Do leta 2010 so omenjeni delavci sodelovali pri opravljanju konvencionalnih nuklearno medicinskih preiskav, leta 2010 pa so pričeli sodelovati tudi pri izvajanju PET/CT preiskav.

Z raziskavo smo ugotovili, da se je s pričetkom opravljanja PET/CT preiskav letno prejeta doza sevanja pri delavcih, ki so sodelovali pri PET/CT preiskavah, statistično značilno povečala ($p < 0,05$). S to ugotovitvijo smo zavrnili delovno hipotezo, ki smo jo postavili ob začetku raziskave. Rezultati meritev, ki jih je za potrebe KNM opravil Zavod za varstvo pri delu, so prikazali povečanje prejete doze sevanja pri vseh skupinah zdravstvenih delavcih, ki so sodelovale pri opravljanju PET/CT preiskav. Statistično značilno se je povečala letno prejeta doza sevanja pri zdravnikih in radioloških inženirjih, pri farmacevtech in medicinskih sestrah pa razlika ni bila statistično značilna.

Na osnovi naših meritev izračunana povprečna dnevna doza sevanja, ki jo je prejel zdravnik, znaša $3,1 \mu\text{Sv}$. Pri eni PET/CT preiskavi pa je zdravnik prejel dozo $0,34 \mu\text{Sv}$. Dnevno sta dva diplomirana inženirja radiologije, ki sta sodelovala pri izvedbi devetih PET/CT preiskav, prejela v povprečju skupno $5,1 \mu\text{Sv}$. Doza sevanja, ki jo je pri eni PET/CT preiskavi v povprečju prejel diplomirani inženir radiologije, pa znaša $0,28 \mu\text{Sv}$. Dnevna doza, ki jo je prejel farmacevt, je bila pod merilnim območjem elektronskega dozimetra (pod $1 \mu\text{Sv}$). Diplomirane medicinske sestre so bile pri opravljanju PET/CT preiskav v stiku z ionizirajočim sevanjem le izjemoma, zato dnevne doze pri njih nismo merili.

Izmerjene prejete doze sevanja pri vseh delavcih, ki so na KNM sodelovali pri PET/CT preiskavah, so bile daleč od zgornje dopustne meje – 100 mSv za obdobje 5 let oziroma 20 mSv na leto. Bile so tudi nižje kot v primerljivih raziskavah. Da so bile doze sevanja relativno nizke, gre zasluga ustrezno izobraženim in usposobljenim delavcem, ki so upoštevali načela varstva pred ionizirajočimi sevanji in optimalni organizaciji delovnega procesa vključno z avtomatskim injektorjem PET radiofarmakov.

6 LITERATURA

Amaral A, Itie C, Bok B (2007). Dose absorbed by technologists in positron emission tomography procedures with FDG. *Braz Arch Biol Technol* 50, 129-34.

Bailey DL, Humm JL, Todd-Pokropek A, Van Aswegen A eds. (2014) *Nuclear medicine physics: A handbook for teachers and students*. 1st ed. Vienna: International atomic energy agency, 1-74.

Bailey DL, Townsend DW, Valk PE, Maisey MN eds. (2005). *Positron emission tomography: Basic Sciences*. 1st ed. London: Springer, 42.

Cherry SR, Sorenson JA, Phelps ME (2012). *Physics in nuclear medicine*. 4th ed. Philadelphia: Elsevier Saunders, 1-407.

Chiesa C, De Sanctis V, Crippa F et al. (1997). Radiation dose to technicians per nuclear medicine procedure: comparison between technetium-99m, gallium-67 and iodine-131 radiotracers and fluorine-18 fluorodeoxyglucose. *Eur J Nucl Med* 24 (11): 1380-9.

Collins L, Galea JM, Evans SG (2008). Radiation doses for technologists, is PET really higher dose technology? *Internal Medicine Journal* 38 (Suppl 3): A39.

Delacroix D, Guerre JP, Leblanc P, Hickman C (2002). *Radionuclide and radiation data handbook 2002*. *Radiat Prot Dosimetry* 98 (1): 114.

Dose Datamed 2 (DDM2) (2014). *Diagnostic reference levels in thirty-six European countries*. Luxembourg: Publications office of the European Union, 34-5.

Guillet B, Quentin P, Waultier S, Bourrelly M, Pisano P in Munder O (2005). Technologist radiation exposure in routine clinical practice with ¹⁸F-FDG PET. *J Nucl Med Technol* 33(3): 175-9.

Hall EJ, Giaccia AJ (2012). *Radiobiology for the radiologist*. 7th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, a Wolters Kluwer business, 12-256.

Hamblen SM, Lowe VJ (2003). Clinical ¹⁸F-FDG oncology patient preparation techniques. *J Nucl Med Technol* 31: 3–7.

Ivančević D, Dodig D, Kusić Z eds. (1999). Klinička nuklearna medicina. Zagreb: Medicinska naklada Zagreb, 1-2.

Jha AK, Zade A, Rangarajan V (2011). Estimation of radiation dose received by the radiation worker during F-18 FDG injection process. Indian J Nucl Med 26 (1): 11-3.

Konda D (2011). Prenova informacijskega sistema v lab. za dozimetrijo. Diplomsko delo. Ljubljana: Izobraževalno razvojni zavod IZRAZ, Višja strokovna šola.

Koželj M, Erman R, Istenič R, Černilogar Radež M (2006). Delo z viri sevanj. 1. izd. Ljubljana : Ministrstvo za okolje in prostor, Uprava Republike Slovenije za jedrsko varnost, 6.

Kuehl H, Veit P, Rosenbaum SJ et al. (2007). Can PET/CT replace separate diagnostic CT for cancer imaging? Optimizing CT protocols for imaging cancers of the chest in abdomen. J Nucl Med (Suppl 48): 455-705.

Maher K et al. (2006). Basic physics of nuclear medicine. 1st ed. Wikibooks. https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/a/a5/Basic_Physics_of_Nuclear_Medicine.pdf <20.03.2016.>

Mele I (2006). Kaj je zares nevarno? RAOPIS (14): 10-5.

Mele I, Kralj M, Železnik N (2006). Oh, to sevanje. RAOPIS (14): 5-8.

Pant GS, Senthamizhchelvan S (2006). Radiation exposure to staff in a PET/CT facility. IJNM 21 (4): 100-3.

Powsner RA, Powsner ER (2006). Essential nuclear medicine physics. 2nd ed. UK: Blackwell publishing Ltd., 1-117.

Pravilnik o pogojih za uporabo virov ionizirajočih sevanj v zdravstvu (2003). Ur List RS, št. 111/03 in 75/15.

Roberts FO, Gunawardana DH, Pathmaraj K et al. (2005). Radiation dose to PET technologists and strategies to lower occupational exposure. J Nucl Med Technol 33 (1): 44-7.

Robinson CN, Young JG, Wallace AB, Ibbetson VJ (2005). A study of the personal radiation dose recieved by nuclear medicine technologists working in a dedicated PET center. Radiation Safety J 88 (Suppl 2): S17-S21.

Saha GB (2005). Basics of PET imaging. 1st ed. New York: Springer, 1-25.

Saha GB (2010). Fundamentals of nuclear pharmacy. 6th ed. New York: Springer, 146-89.

Seierstad T, Strandén E, Bjering K et al. (2006). Doses to nuclear technicians in a dedicated PET/CT centre utilising ¹⁸F- fluorodeoxyglucose (FDG). Radiat Prot Dosimetry 123 (2): 246-9.

Serša G (2004). Biološki učinki ionizirajočega sevanja. Ljubljana: Zavod za varstvo pri delu, d. d., 31-9.

Stritar A, Kostadinov V, eds. (2007). Poročilo o varstvu pred ionizirajočimi sevanji in jedrski varnosti v Republiki Sloveniji leta 2006. Ljubljana: Uprava RS za jedrsko varnost, 35.

Škrk D (2006). Varstvo pred sevanji. RAOPIS (14): 24-6.

Turcotte E, Bernard F, Boucher L, Verreault J (2000). Use of I.V. insulin to reduce blood glucose levels before FDG-PET scanning in diabetic patients. J Nucl Med 41: 294 P.

Unger LM, Trubey DK (1982). Specific gamma-ray dose constants for nuclides important to dosimetry and radiological assessment. ORNL (118): 39.

Uredba o mejnih dozah, radioaktivni kontaminaciji in intervencijskih nivojih (2004). Ur List RS (49/04): 6481.

Vedramin A, Bilban M (2012). Poklicna izpostavljenost zdravstvenega osebja ionizirajočem sevanju. Zdrav Var 51: 182-9.

Wahl RL ed. (2009). Principles and practice of PET and PET/CT. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 58.

White S, Binns D, Johnston V, et al. (2000). Occupational exposure in nuclear medicine and PET. Clin Positron Imaging 3(3): 127-9.

Zakon o varstvu pred ionizirajočimi sevanji in jedrski varnosti (ZVISJV-UPB2) (uradno prečiščeno besedilo) (2004). Ur List RS (102/04): 12306.

Zdešar U (2002). Poročilo o izvedbi projekta: Določanje obsevanosti pacientov zaradi rentgenskih preiskav v Republiki Sloveniji. Ljubljana: Zavod za varstvo pri delu d.d., 1.

7 PRILOGE

7.1. Izjava o avtorstvu

Univerza v Ljubljani

Zdravstvena fakulteta

IZJAVA O AVTORSTVU

Podpisana **ANTONIJA BOJČIĆ** magistrantka študijskega programa Radiološka tehnologija 2.stopnja, z vpisno številko 11200560, sem avtorica magistrskega dela z naslovom: **DOZE SEVANJA, KI SO JIH PREJELI ZDRAVSTVENI DELAVCI PRED IN PO UVEDBI PET/CT PREISKAV NA KLINIKI ZA NUKLEARNO MEDICINO**, ki je nastalo ob pomoči mentorja doc.dr. Marka Grmeka.

Izjavljam, da sem magistrsko delo napisala samostojno, s korektnim navajanjem literature in ob pomoči mentorja, ter upoštevanju Navodil za pisanje seminarskih nalog, diplomskih in magistrskih del.

Zavedam se, da je plagiatorstvo v kakršnikoli obliki kršitev avtorskih pravic (veljavni zakon o avtorstvu in sorodnih pravicah) in poznam posledice, ki jih dokazano plagiatorstvo pomeni za moje magistrsko delo in moj status.

Izrecno izjavljam, da v skladu z določili veljavnega zakona o avtorstvu in sorodnih pravicah dovoljujem objavo diplomskega/magistrskega dela na spletnih straneh Zdravstvene fakultete in Univerze v Ljubljani.

V Ljubljani, dne 20.08.2016.

Podpis avtorja/avtorice