

Doze izvan ciljnog volumena pri neuroradiokirurgiji uređajem gama nož

Polović, Alen

Master's thesis / Diplomski rad

2021

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

Permanent link / Trajna poveznica: <https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:217:040863>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2024-07-16**



Repository / Repozitorij:

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



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
PRIRODOSLOVNO–MATEMATIČKI FAKULTET
MATEMATIČKI ODSJEK

Alen Polović

DOZE IZVAN CILJNOG VOLUMENA
PRI NEURORADIOKIRURGIJI
UREĐAJEM GAMA NOŽ

Diplomski rad

Voditelj rada:
doc.dr.sc. Marija Majer

Zagreb, 2021.

Ovaj diplomski rad obranjen je dana _____ pred ispitnim povjerenstvom u sastavu:

1. _____, predsjednik
2. _____, član
3. _____, član

Povjerenstvo je rad ocijenilo ocjenom _____.

Potpisi članova povjerenstva:

1. _____
2. _____
3. _____

Dana 12. Travnja, godine Gospodnje 2021.

Ovu zahvalu bih započeo stihovima:

"It's been a long road, to get from there to here.

It's been a long time, but my time is finally near."

pjesme "Faith Of The Heart" u izvedbi Roda Stewarta.

I uistinu, ovih šest godina studiranja bijahu vrlo dug i naporan put. Put koji ne bi bio moguć bez ogromne podrške mojih roditelja kojima se zahvaljujem na toj bezuvjetnoj podršci i svemu ostalom, jer bez njih ne bih postao ovo što jesam danas.

Dakako da je studiranje bilo put kojim nisam koračao sam, već sam stekao prijatelje za cijeli život. Antone, Valentina i Tomislave, hvala vam za sve tulumе, druženja i učenja koja smo tijekom studiranja prošli zajedno nerazdvojni kao fantastična četvorka.

Zahvaljujem se svom najboljem prijatelju Dragi koji je sa mnom prolazio sve dobre stvari i nedaće koi. Ova zahvala ne bi bila dobra bez spomena društva iz Studentskog doma Lašćine s kojima sam u suživotu proveo najbolje godine: Marin, Petar, Tomislav, Vedran, Antonio, Lovro, Carlo, Ante, Ivo, Andrija, Mario, Ivan i ostali. Spomenuo bih još neke od mnogo dragih ljudi i prijatelja kojima sam zahvalan: Sunčica, Robert, Eva, Josip, Iva, Denis, Karlo, Ivan, Luka, Mario, Dominic i mnoge druge.

Naposljeku se od srca zahvaljujem mentorici doc.dr.sc. Mariji Majer na pruženoj pomoći, strpljenju, trudu i vremenu koje je odvojila za mene tijekom izrade ovog rada. Također se od srca zahvaljujem dr.sc. Marijani Nodilo na pomoći koju mi je pružila tijekom pripreme i očitavanja dozimetara. Dalje se zahvaljujem dr.sc. Hrvoju Hršaku i dipl.ing. Luki Luketinu na trudu, vremenu i pomoći pruženoj prilikom ozračivanja na uređaju gama nož.

Sadržaj

Sadržaj	iv
Uvod	2
1 Literaturni pregled	3
1.1 Postanak i vrste zračenja	3
1.1.1 O zračenju	3
1.1.2 Radioaktivni raspad	4
1.1.3 β^- radioaktivni raspad	5
1.1.4 γ radioaktivni raspad	6
1.1.5 Radioaktivni raspad izotopa ^{60}Co	6
1.1.6 Radioaktivni raspad izotopa ^{137}Cs	7
1.1.7 Postanak X-zračenja	8
1.2 Međudjelovanje ionizirajućeg elektromagnetskog zračenja s tvari	9
1.2.1 Tok fotona	11
1.2.2 Tok energije fotona	12
1.2.3 Koeficijenti prijenosa i apsorpcije energije	12
1.3 Osnovne dozimetrijske veličine	14
1.3.1 Kerma	14
1.3.2 Apsorbirana doza	15
1.3.3 Odnos apsorbirane doze i zaustavne snage	16
1.3.4 Odnos kerme i apsorbirane doze	17
1.4 Termoluminiscentna dozimetrija	18
1.4.1 O termoluminiscenciji	18
1.4.2 Svojstva termoluminiscentnih dozimetara	20
1.5 Biološki učinci zračenja	22
1.5.1 Deterministički učinci zračenja	22
1.5.2 Stohastički učinci zračenja	22
2 Eksperimentalni dio	24

2.1	Termoluminiscentni dozimetrijski sustav	24
2.1.1	TLD-700	24
2.1.2	Čitač	26
2.1.3	Aniliranje dozimetara	27
2.1.4	Predgrijavanje dozimetara	27
2.1.5	Očitavanje dozimetara i obrada mjerenih podataka	28
2.2	Antropomorfni fantom	29
2.3	Gama nož	31
2.3.1	Opis uređaja	32
2.3.2	Pridruženi uređaj za računalnu tomografiju stožastim snopom . . .	33
2.3.3	Tretman ciljnog volumena	34
2.3.4	Planiranje postupka ozračivanja	35
2.4	Mjerni ciklus	37
2.4.1	Odabir kalibracijskih dozimetara	37
2.4.2	Kalibracija čitača i kalibracija dozimetara	37
2.4.3	Ozračivanje na uređaju gama nož	38
2.4.4	Očitavanje dozimetara i obrada mjerenih podataka	40
3	Rezultati i rasprava	42
3.1	Apsorbirana doza u štitnjači prilikom medicinskog oslikavanja pridruženim uređajem za računalnu tomografiju stožastim snopom	43
3.2	Raspodjela doza apsorbiranih prilikom tretmana ciljnog volumena uređajem <i>Leksell Gamma Knife Icon</i> u ovisnosti o udaljenosti od ciljnog volumena .	44
3.3	Raspodjela doza apsorbiranih u organima izvan ciljnog volumena prilikom tretmana ciljnog volumena uređajem <i>Leksell Gamma Knife Icon</i>	46
3.4	Usporedba raspodjele apsorbiranih doza u organima izvan ciljnog volumena prilikom tretmana istog ciljnog volumena različitim terapijskim uređajima	49
4	Zaključak	52
	Bibliografija	53

Uvod

Mozak je, kao i ostali organi i tkiva ljudskog tijela, podložan stvaranju patoloških tvorbi. Neurokirurgija je grana medicine koja se bavi liječenjem i odstranjivanjem patoloških tvorbi u mozgu pomoću invazivnih operativnih zahvata. Neuroradiokirurgija, za razliku od neurokirurgije, izbjegava invazivne operativne zahvate te umjesto njih koristi ionizirajuće zračenje za liječenje i odstranjivanje patoloških tvorbi u mozgu. U daljnjem tekstu, pod terminom *ciljni volumen* podrazumijevat će se patološka tvorba u mozgu nad kojom se provodi neuroradiokirurški proces.

Zadaća neuroradiokirurškog tretmana je ozračivanje ciljnog volumena pomoću za to specijaliziranih uređaja. Zračenje teško oštećuje molekule deoksiribonukleinske kiseline (DNK) unutar jezgara stanica ciljnog volumena što dovodi do stanične smrti, a na taj način se ciljni volumen znatno smanjuje ili uništava u potpunosti. Prilikom neuroradiokirurškog tretmana, tkiva i organi izvan ciljnog volumena su također izloženi zračenju iz uređaja. Iako se ionizirajuće zračenje prilikom neuroradiokirurškog tretmana prvotno koristi za dobrobit pacijenta, ono može izazvati neželjene štetne učinke u svim ozračenim tkivima. Stoga je vrlo važno poznavanje odnosa dobrobiti i štete koju zračenje može učiniti pacijentu. Kako su djeca posebno osjetljiva na ionizirajuće zračenje, prilikom neuroradiokirurških tretmana djece potrebno je usmjeriti pozornost na doze koju apsorbiraju svi organi i tkiva. Ozračivanje tkiva i organa izvan ciljnog volumena nije moguće u potpunosti izbjeći, ali ga je potrebno smanjiti koliko god je moguće. To se čini pomnim planiranjem postupka ozračivanja. Planiranje postupka ozračivanja provodi se računalno pomoću specijaliziranih računalnih programa koji određuju tijek neuroradiokirurškog tretmana i računaju raspodjelu doze za ciljni volumen te tkiva i organe koji se nalaze u neposrednoj blizini ciljnog volumena. Za udaljenije organe i tkiva, programi za planiranje ne računaju raspodjelu doze.

Cilj ovog diplomskog rada je odrediti raspodjelu apsorbirane doze zračenja u tkivima i organima koji se ne nalaze u neposrednoj blizini ciljnog volumena prilikom tretmana ciljnog volumena kod desetogodišnjeg djeteta neuroradiokirurškim uređajem *Leksell Gamma Knife Icon*. U tu svrhu je korišten antropomorfni fantom desetogodišnjeg djeteta u čije su organe raspoređeni termoluminiscentni dozimetri. Nadalje, te će se doze usporediti s dozama izmjerenim prilikom tretmana istog ciljnog volumena u istom fantomu koristeći

uređaj *Leksell Gamma Knife Model C*, te radioterapijske tehnike koje koriste fotonske (engl. Intensity Modulated Radiotherapy, IMRT) i protonske (engl. Intensity modulated Proton Therapy, IMPT) snopove promjenjivog intenziteta.

Priprema i očitavanje dozimetara provedeni su u Laboratoriju za radijacijsku kemiju i dozimetriju Instituta Ruđer Bošković u Zagrebu. Tretman uređajem *Leksell Gamma Knife Icon* je proveden na Odjelu za stereotaksiju, funkcijsku neurokirurgiju i radioneurokirurgiju Kliničkog Bolničkog Centra Zagreb.

Poglavlje 1

Literaturni pregled

1.1 Postanak i vrste zračenja

1.1.1 O zračenju

Zračenje ili radijacija je pojava prijenosa energije u obliku fotona ili kinetičke energije čestica [7]. Ako se energija prenosi u obliku fotona, govorimo o elektromagnetskom zračenju. U elektromagnetsko zračenje spadaju X-zračenje, γ -zračenje, ultraljubičasto zračenje itd. Ako se energija prenosi u obliku kinetičke energije čestica, govorimo o čestičnom zračenju. U čestično zračenje spadaju neutroni, β^- -zračenje (elektroni), itd. S obzirom na njegovu sposobnost da ionizira tvar, zračenje se dijeli na ionizirajuće i neionizirajuće zračenje [7]. Ionizirajuće zračenje je ono zračenje koje po kvantu ima dovoljnu energiju da iz atoma oslobodi jedan ili više elektrona. Neionizirajuće zračenje je ono zračenje koje po kvantu nema dovoljnu energiju da ionizira atom. Energija koja je potrebna za oslobađanje najslabije vezanih (valentnih) elektrona iz atoma iznosi između 3 eV i 25 eV [5]. To je minimalna energija koja je potrebna kako bi se atom ionizirao. 1 eV je kinetička energija koju elektron dobije ubrzanjem na razlici potencijala od 1 V [14]. U džulima, $1 \text{ eV} = 1,6 \cdot 10^{-19} \text{ J}$ [14].

Mehanizam kojim zračenje predaje energiju u tvar se razlikuje kod električno nabijenog i električno neutralnog zračenja. Električno nabijene čestice predaju energiju u tvar Coulombskim međudjelovanjima s orbitalnim elektronima i jezgrama atoma. Kažemo da električno nabijene čestice predaju energiju u tvar direktno, stoga se nazivaju direktno ionizirajućim zračenjem. Nenabijene čestice predaju energiju u tvar kroz dva koraka, te se nazivaju indirektno ionizirajućim zračenjem. U prvom koraku, indirektno ionizirajuće zračenje u tvari oslobađa sekundarne nabijene čestice predajući im dio ili svu svoju energiju [5]. Fotoni oslobađaju elektrone i pozitrone, a neutroni oslobađaju protone i teže ione kao sekundarne nabijene čestice. Predana energija postaje kinetička energija sekundarnih

nabijenih čestica. U drugom koraku sekundarne nabijene čestice predaju energiju u tvar na isti način kao direktno ionizirajuće zračenje [5].

1.1.2 Radioaktivni raspad

Središnji, pozitivno nabijeni dio atoma nazivamo njegovom jezgrom. Sastoji se od električno pozitivnih protona i električno neutralnih neutrona. Označavamo je zapisom A_ZX [12]:

Z se naziva atomskim, odnosno protonskim brojem. Označava ukupan broj protona u jezgri.

A se naziva masenim, odnosno nukleonskim brojem. Označava ukupan broj nukleona u jezgri.

X je simbol kemijskog elementa kojemu pripada atom čiju jezgru označavamo.

Ukupno postoji više od 2500 različitih jezgara atoma, od kojih je manje od 300 stabilno [14]. Ostale jezgre su nestabilne strukture koje prelaze u druge, stabilnije jezgre procesom koji se naziva radioaktivni raspad prilikom kojeg emitiraju čestično ili elektromagnetsko zračenje. Nestabilne jezgre nazivaju se radioaktivnim jezgrama. Radioaktivnost je stohastički proces, što znači da nije moguće odrediti kada će se određena jezgra raspasti, ali je moguće odrediti vjerojatnost po jedinici vremena da će se određena jezgra raspasti. U uzorku materijala koji se sastoji od velikog broja radioaktivnih jezgara, događaju se radioaktivni raspad pri čemu se broj radioaktivnih jezgara u vremenu smanjuje [14]:

$$N(t) = N(0) \cdot e^{-\lambda t} \quad (1.1)$$

$N(t)$ - broj radioaktivnih jezgara u trenutku t

$N(0)$ - početni broj radioaktivnih jezgara ($t = 0$)

λ - konstanta raspada. To je vjerojatnost po jedinici vremena da će se određena jezgra raspasti [14].

Aktivnost uzorka je brzina promjene broja radioaktivnih jezgara u vremenu [14]:

$$A(t) = \frac{dN(t)}{dt} \quad (1.2)$$

Aktivnost uzorka se može interpretirati i kao broj radioaktivnih raspada u jedinici vremena [14]. Mjerna jedinica za aktivnost je Becquerel (Bq), što odgovara jednom raspadu po sekundi [14].

Za radioaktivni uzorak korisno je definirati vrijeme poluraspada, što je vremenski interval potreban da se broj radioaktivnih jezgara smanji na polovicu početne vrijednosti. Vrijeme poluraspada i konstanta raspada povezani su na način [14]:

$$T_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda} \quad (1.3)$$

Vrijeme poluraspada ne ovisi o početnom broju radioaktivnih jezgara.

1.1.3 β^- radioaktivni raspad

Ukoliko je omjer broja neutrona N i broja protona Z u jezgri atoma prevelik da bi jezgra bila stabilna, ona prelazi u stabilniju jezgru procesom kojeg nazivamo β^- radioaktivnim raspadom. Prilikom β^- radioaktivnog raspada jedan od neutrona u jezgri se pretvara u proton. Kako lokalno mora vrijediti zakon očuvanja naboja, prilikom toga je emitiran elektron kojeg se u ovom kontekstu naziva β^- -zračenjem. Kinetička energija emitiranog β^- -zračenja nije točno određena, već može poprimiti vrijednost na kontinuiranom spektru energija. To upućuje na postojanje još jedne emitirane čestice, kako bi vrijedio zakon očuvanja energije i zakon očuvanja količine gibanja. Ta se čestica naziva elektronskim antineutrinom i označava s $\bar{\nu}_e$, električno je neutralna i bezmasena. Iako kinetička energija emitiranog β^- -zračenja nije točno određena, postoji maksimalna moguća kinetička energija emitiranog β^- -zračenja određena zakonom očuvanja energije.

Osnovni proces β^- radioaktivnog raspada je [14]:



1_0n - neutron

1_1p - proton

Prilikom β^- radioaktivnog raspada se maseni broj atoma ne mijenja, dok se protonski broj poveća za 1 [10]:



A_ZX - radioaktivna jezgra roditelj

${}^A_{Z+1}Y$ - jezgra kćer (produkt radioaktivnog raspada)

β^- radioaktivni raspad je moguć kada je masa početnog neutralnog atoma veća od mase konačnog neutralnog atoma [14].

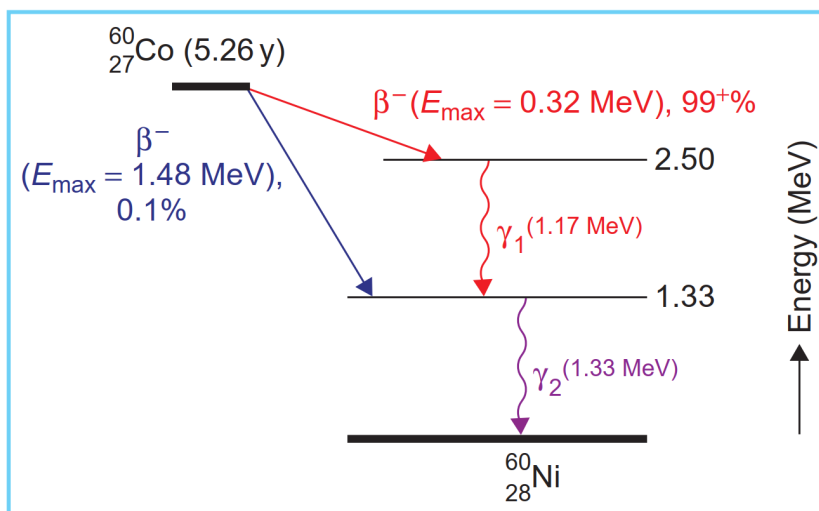
1.1.4 γ radioaktivni raspad

Jezgra atoma se u pojedinom trenutku može nalaziti u jednom od više mogućih energijskih stanja. Energijska stanja jezgre su opisana energijom njenog unutarnjeg gibanja, koja je kvantizirana [14]. To znači da energija unutarnjeg gibanja jezgre ne može poprimiti bilo koju vrijednost na kontinuiranom spektru, već samo točno određene diskretne vrijednosti. Stanje u kojem jezgra ima najnižu moguću energiju unutarnjeg gibanja naziva se osnovnim energijskim stanjem. Stanja u kojima jezgra ima veću energiju unutarnjeg gibanja nego u osnovnom energijskom stanju nazivamo pobuđenim energijskim stanjima.

Jezgra atoma se uobičajeno nalazi u osnovnom energijskom stanju. Iznimno, jezgra atoma može prijeći u jedno od pobuđenih energijskih stanja apsorpcijom energije prilikom udara visokoenergetske čestice ili radioaktivnog raspada [14]. Energija potrebna za pobudu jezgre iz osnovnog energijskog stanja je reda veličine MeV. Nakon vrlo kratkog vremena provedenog u pobuđenom energijskom stanju (reda veličine ps), jezgra prelazi u osnovno energijsko stanje prilikom čega emitira jedan ili više fotona. Taj proces nazivamo γ radioaktivnim raspadom, a pri tome emitirane fotone nazivamo γ -zračenjem. Energija γ -zračenja je jednaka razlici energije unutarnjeg gibanja jezgre u početnom energijskom stanju i energije unutarnjeg gibanja jezgre u konačnom energijskom stanju, a poprima vrijednost između 10 keV i 5 MeV. γ -zračenje je indirektno ionizirajuće zračenje.

1.1.5 Radioaktivni raspad izotopa ^{60}Co

^{60}Co ($^{60}_{27}\text{Co}$) je radioaktivni izotop kemijskog elementa kobalta. Proizvodi se u nuklearnom reaktoru obogaćivanjem stabilne jezgre $^{59}_{27}\text{Co}$ neutronom. Shema radioaktivnog raspada jezgre $^{60}_{27}\text{Co}$ je prikazana na slici 1.1.



Slika 1.1: Shema radioaktivnog raspada izotopa $^{60}_{27}\text{Co}$. (Izvor: [14])

Zbog prevelikog omjera N/Z , jezgra $^{60}_{27}\text{Co}$ prelazi β^- raspadom u jezgru $^{60}_{28}\text{Ni}$ s vremenom poluraspada 5,26 godina. Dobivena jezgra $^{60}_{28}\text{Ni}$ se može naći u jednom od dva različita pobuđena energijska stanja.

S vjerojatnošću od 0,1%, dobivena jezgra $^{60}_{28}\text{Ni}$ se nalazi u pobuđenom stanju energije 1,33 MeV. Maksimalna kinetička energija emitiranog β^- -zračenja je 1,48 MeV. Jezgra $^{60}_{28}\text{Ni}$ nakon vrlo kratkog vremena prelazi u osnovno energijsko stanje γ radioaktivnim raspadom, pri čemu emitira kvant γ -zračenja energije 1,33 MeV.

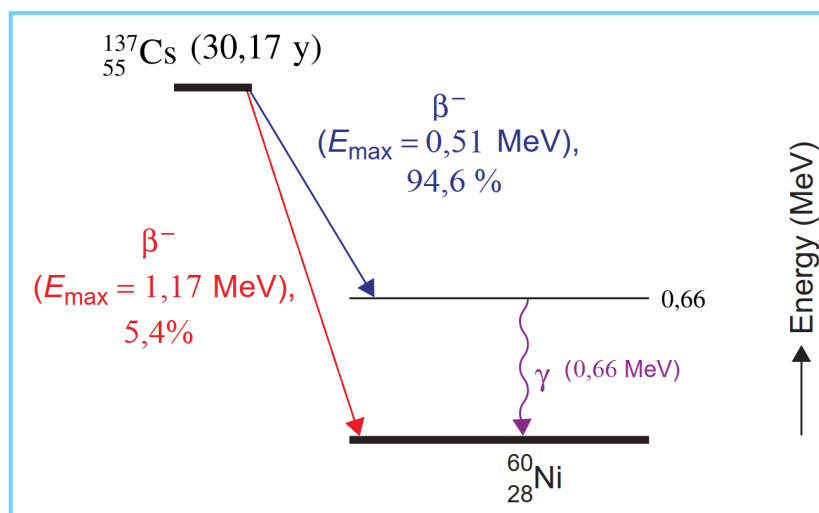
S vjerojatnošću od 99,9%, dobivena jezgra $^{60}_{28}\text{Ni}$ se nalazi u pobuđenom stanju energije 2,50 MeV. Maksimalna kinetička energija emitiranog β^- -zračenja je 0,32 MeV. Jezgra $^{60}_{28}\text{Ni}$ prelazi u osnovno energijsko stanje kroz dva γ raspada. U prvom γ raspadu jezgra prelazi u niže pobuđeno stanje energije 1,33 MeV. Pritom emitira kvant γ -zračenja energije 1,17 MeV. U drugom γ raspadu jezgra prelazi u osnovno energijsko stanje, pri čemu emitira kvant γ -zračenja energije 1,33 MeV.

Konačni produkt radioaktivnog raspada jezgre $^{60}_{27}\text{Co}$ je jezgra $^{60}_{28}\text{Ni}$ u osnovnom energijskom stanju. 50,03% emitiranih kvanta γ -zračenja je energije 1,33 MeV, dok je 49,97% energije 1,17 MeV. Slijedi da je srednja energija emitiranog γ -zračenja 1,25 MeV:

$$0,5003 \cdot 1,33 \text{ MeV} + 0,4997 \cdot 1,17 \text{ MeV} = 1,25 \text{ MeV}$$

1.1.6 Radioaktivni raspad izotopa $^{137}_{55}\text{Cs}$

$^{137}_{55}\text{Cs}$ ($^{137}_{55}\text{Cs}$) je radioaktivni izotop kemijskog elementa cezija. Dobiva se kao nusprodukt nuklearne fisije. Shema radioaktivnog raspada jezgre $^{137}_{55}\text{Cs}$ je prikazana na slici 1.2.



Slika 1.2: Shema radioaktivnog raspada izotopa $^{137}_{55}\text{Cs}$.

Zbog prevelikog omjera N/Z , jezgra $^{137}_{55}\text{Cs}$ prelazi β^- raspadom u jezgru $^{137}_{56}\text{Ba}$ s vremenom poluraspada 30,17 godina. Dobivena jezgra $^{137}_{56}\text{Ba}$ se može naći u pobuđenom ili u osnovnom energijskom stanju.

S vjerojatnošću od 5,4%, dobivena jezgra $^{137}_{56}\text{Ba}$ se nalazi u osnovnom energijskom stanju. Maksimalna kinetička energija emitiranog β^- -zračenja je 1,17 MeV.

S vjerojatnošću od 94,6%, dobivena jezgra $^{137}_{56}\text{Ba}$ se nalazi u pobuđenom stanju energije 0,66 MeV. Maksimalna kinetička energija emitiranog β^- -zračenja je 0,51 MeV. Jezgra $^{137}_{56}\text{Ba}$ nakon vrlo kratkog vremena prelazi u osnovno energijsko stanje γ radioaktivnim raspadom, pri čemu emitira kvant γ -zračenja energije 0,66 MeV.

1.1.7 Postanak X-zračenja

X-zračenje je ionizirajuće elektromagnetsko zračenje energije fotona veće od 0,1 MeV [5]. Otkrio ga je Wilhelm Conrad Roentgen 1895. godine prilikom proučavanja katodnih zraka (struje elektrona) u katodnoj cijevi [12]. U katodnoj cijevi brzi elektroni emitiraju X-zračenje prilikom udara u metu. X-zračenje nastaje kao posljedica usporavanja elektrona u električnom polju jezgre atoma i kao posljedica prijelaza elektrona između energetske razine u atomu.

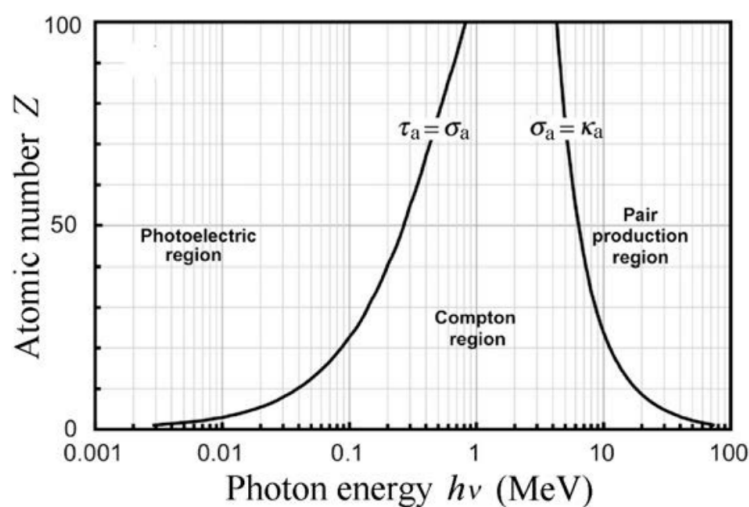
Prilikom prolaska pored jezgre atoma, brzi elektron s njom međudjeluje privlačnom Coulombovom silom. Pri tome elektron usporava i mijenja se njegova putanja. Elektron prilikom usporavanja izrači dio ili svu kinetičku energiju u obliku X-zračenja, koje se naziva kočnim zračenjem. Međudjelovanja prilikom kojih nabijena čestica emitira kinetičku energiju u obliku elektromagnetskog zračenja nazivaju se radijativnim međudjelovanjima. Maksimalna energija emitiranog fotona kočnog zračenja je jednaka kinetičkoj energiji elektrona prije međudjelovanja.

Elektroni u atomu su raspoređeni po ljuskama elektronskog oblaka. Pojedina ljuska može se smatrati energijskom razinom atoma određenom kvantiziranom energijom vezanja elektrona u atomu [12]. Elektron može prijeći iz niže u višu energijsku razinu apsorpcijom za to potrebne energije. Ukoliko u nižoj energijskoj razini postoji praznina u koju se može smjestiti elektron, elektron iz više energijske razine će prijeći u nju prilikom čega emitira foton [12]. Emitirano zračenje naziva se karakterističnim zračenjem. Energija emitiranog fotona je jednaka razlici energija vezanja elektrona u početnoj i konačnoj energijskoj razini. Ukoliko se prijelaz događa između nižih energijskih razina u atomu većeg protonskog broja, u kojima je energija vezanja elektrona veća, karakteristično zračenje je X-zračenje [12].

1.2 Međudjelovanje ionizirajućeg elektromagnetskog zračenja s tvari

Indirektno ionizirajuće elektromagnetsko zračenje nastalo procesima opisanim u prethodnom poglavlju giba se brzinom svjetlosti kroz prostor. Prilikom toga može proći kroz različite tvari koje se nalaze na njegovoj putanji. Prolaskom kroz tvar, fotoni γ -zračenja međudjeluju sa Coulombovim poljem jezgre atoma i elektronskim oblakom atoma. Prilikom tih međudjelovanja, fotoni oslobađaju sekundarne nabijene čestice predajući im dio ili svu svoju energiju [5]. Elektromagnetsko zračenje se tako atenuira u tvari. Međudjelovanja fotona s tvari su stohastičke prirode, što znači da je moguće govoriti samo o vjerojatnosti da će se neko međudjelovanje dogoditi [3]. Mjera vjerojatnosti za pojedino međudjelovanje fotona naziva se udarnim presjekom, koji se prikazuje u mjernoj jedinici *barn* (10^{-24} cm^2) [12].

Glavni mehanizmi kojima fotoni γ -zračenja međudjeluju s tvari su Comptonovo raspršenje, Tvorba para i Fotoelektrični učinak. Na slici 1.3. prikazan je graf koji prikazuje područja prevladavanja pojedinih međudjelovanja fotona s tvari u ovisnosti o energiji fotona i atomskom broju sredstva.



Slika 1.3. Područja prevladavanja pojedinih međudjelovanja fotona s tvari u ovisnosti o energiji fotona i atomskom broju sredstva. (Izvor: [7])

Engl. Atomic number Z - Atomski broj Z

Engl. Photon energy - Energija fotona

Engl. Photoelectric region - Područje u kojem prevladava fotoelektrični učinak

Engl. Compton region - Područje u kojem prevladava Comptonovo raspršenje

Engl. Pair production region - Područje u kojem prevladava tvorba para

Comptonovo raspršenje

Ukoliko foton γ -zračenja međudjeluje sa slabo vezanim elektronom u elektronskom oblaku atoma, Comptoni se raspršuje. Slabo vezani elektron se smatra mirujućim slobodnim elektronom jer je energija upadnog fotona mnogo veća od energije vezanja elektrona u atomu [12]. Prilikom Comptonovog raspršenja, upadni foton oslobađa elektron kao sekundarnu nabijenu česticu predajući mu dio svoje energije. Ta je energija pretvorena u kinetičku energiju oslobođenog elektrona. Energija raspršenog fotona je manja od energije upadnog fotona za iznos energije predane elektronu. Smjerovi gibanja slobodnog elektrona nakon međudjelovanja i raspršenog fotona određeni su zakonom očuvanja energije i zakonom očuvanja količine gibanja za referentni sustav u kojem slobodni elektron prije međudjelovanja miruje.

Udarni presjek za Comptonovo raspršenje ne ovisi o atomskom broju Z sredstva, te opada s povećanjem energije fotona. Comptonovo raspršenje je dominantni mehanizam atenuacije γ -zračenja ^{60}Co u tkivu.

Tvorba para

Foton γ -zračenja čija je energija veća od 1,022 MeV može međudjelovati s elektrostatskim (Coulombovim) poljem jezgre atoma u procesu nazvanom tvorba para [3]. Prilikom tog međudjelovanja nastaje par elektron-pozitron, a upadni foton je u potpunosti apsorbiran. Pozitron je antičestica elektrona, koja ima jednaku masu kao elektron, te je električno pozitivno naboja $+e$ [14].

1,022 MeV energije fotona se pretvori u elektron i pozitron, prema Einsteinovoj ekvivalenciji mase i energije [12]:

$$E = 2m_e c^2 \quad (1.6)$$

$E = 1,022 \text{ MeV}$

m_e - masa elektrona, odnosno masa pozitrona

c - brzina svjetlosti

Ostatak energije fotona se pretvori u kinetičke energije elektrona i pozitrona. Dakle, energija upadnog fotona E_f se pretvori u:

$$E_f = 2m_e c^2 + E_{K,e-} + E_{K,e+} \quad (1.7)$$

$E_{K,e-}$ - kinetička energija elektrona

$E_{K,e+}$ - kinetička energija pozitrona

Udarni presjek je proporcionalan kvadratu atomskog broja sredstva (Z^2) [3]. Doprinos tvorbe para atenuaciji γ -zračenja ^{60}Co u tkivu je malen.

Fotoelektrični učinak

Prilikom fotoelektričnog učinka, upadni foton međudjeluje sa čvrsto vezanim orbitalnim elektronom. Elektron apsorbira foton u potpunosti, te se oslobađa iz atoma. Dio apsorbirane energije utroši se na oslobađanje elektrona iz atoma, a ostatak postaje kinetičkom energijom E_K oslobođenog elektrona [7]:

$$E_K = h\nu - E_B \quad (1.8)$$

$h\nu$ - energija upadnog fotona

E_B - energija vezanja elektrona u atomu

Kako bi fotoelektrični učinak bio moguć, energija upadnog fotona mora biti veća od energije vezanja orbitalnog elektrona u atomu [7]. Atomski udarni presjek za fotoelektrični učinak proporcionalan je sa $Z^4/(h\nu)^3$ [10]. Doprinos fotoelektričnog učinka atenuaciji γ -zračenja ^{60}Co u tkivu je malen. Zračenje nastalo međudjelovanjima primarnog snopa ^{60}Co γ -zračenja ima manju energiju, pa je doprinos fotoelektričnog učinka atenuaciji tog zračenja veći jer udarni presjek za fotoelektrični učinak raste sa smanjivanjem energije.

1.2.1 Tok fotona

Kako bismo mogli detaljnije proučiti međudjelovanja fotona s tvari, potrebno je definirati osnovne veličine povezane sa snopom fotonskog zračenja. Prva od tih veličina je tok fotona.

Tok fotona se definira kao očekivani broj fotona koji ulazi u sferu infinitezimalnog poprečnog presjeka dA [3]:

$$\Phi = \frac{dN}{dA} \quad (1.9)$$

Mjerna jedinica za tok fotona je m^{-2} [3].

Prolaskom fotonskog snopa kroz sredstvo, tok fotona se smanjuje [3]:

$$\Phi(x) = \Phi_0 \cdot e^{-\mu x} \quad (1.10)$$

$\Phi(x)$ - tok fotona na dubini x u materijalu

Φ_0 - tok fotona neposredno prije prodiranja fotonskog snopa u materijal

μ - linearni koeficijent atenuacije

Linearni koeficijent atenuacije je vjerojatnost po jedinici duljine puta da će foton doživjeti neko međudjelovanje u tvari [7]. Ovisi o energiji fotona, protonskom broju i gustoći tvari u kojoj se fotonski snop atenuira [7]. Mjerna jedinica za linearni koeficijent atenuacije je m^{-1} [3].

Linearni koeficijent atenuacije ovisi o gustoći tvari, te se shodno tomu definira maseni koeficijent atenuacije kao veličina koja ne ovisi o gustoći tvari. Maseni koeficijent atenuacije

(μ/ρ) je kvocijent linearnog koeficijenta atenuacije i gustoće tvari, te kao takav ne ovisi o gustoći tvari [3]. Mjerna jedinica za maseni koeficijent atenuacije je m^2/kg [3].

1.2.2 Tok energije fotona

Svaki kvant elektromagnetskog zračenja ima pridruženu energiju [14]:

$$E_f = h \cdot \nu \quad (1.11)$$

h - Planckova konstanta

ν - Frekvencija elektromagnetskog zračenja

Gibajući se u snopu, fotoni prenose energiju prostorom. Stoga je prirodno definirati veličinu koja se naziva tok energije fotona.

Tok energije se definira kao [3]:

$$\psi = \frac{dR}{dA} \quad (1.12)$$

R - energija svih fotona koji ulaze u sferu infinitezimalnog poprečnog presjeka dA

Za monoenergijski fotonski snop, energije fotona E , tok energije i tok fotona su povezani [3]:

$$\psi = E \cdot \Phi \quad (1.13)$$

1.2.3 Koeficijenti prijenosa i apsorpcije energije

Prilikom međudjelovanja s tvari, fotoni ionizirajućeg zračenja oslobađaju sekundarne nabijene čestice. Prilikom toga, fotoni ionizirajućeg zračenja u prosjeku predaju energiju $\overline{E_{tr}}$ sekundarnim nabijenim česticama [7]. Shodno tomu se definira linearni koeficijent prijenosa energije [7]:

$$\mu_{tr} = \mu \frac{\overline{E_{tr}}}{h\nu} \quad (1.14)$$

Kako linearni koeficijent atenuacije ovisi o gustoći tvari, to povlači ovisnost linearnog koeficijenta prijenosa energije o gustoći tvari. Zato se definira maseni koeficijent prijenosa energije [3]:

$$\left(\frac{\mu_{tr}}{\rho}\right) = \left(\frac{\mu}{\rho}\right) \frac{\overline{E_{tr}}}{h\nu} \quad (1.15)$$

Oslobođene sekundarne nabijene čestice zatim predaju energiju u tvar preko međudjelovanja Coulombovom silom s orbitalnim elektronima. Pri tomu, prosječna energija koju nabijena čestica deponira u tvar je $\overline{E_{ab}}$ [7]. Definira se koeficijent apsorpcije energije [7]:

$$\mu_{ab} = \mu \frac{\overline{E_{ab}}}{h\nu} \quad (1.16)$$

Analogno masenom koeficijentu prijenosa energije, definira se maseni koeficijent apsorpcije energije [3]:

$$\left(\frac{\mu_{ab}}{\rho}\right) = \left(\frac{\mu}{\rho}\right) \frac{\overline{E_{ab}}}{hv} \quad (1.17)$$

1.3 Osnovne dozimetrijske veličine

Dozimetrija zračenja se bavi metodama za kvantitativno određivanje energije koju ionizirajuće zračenje preda u tvar [10]. Vrlo je važno točno određivanje energije koju ionizirajuće zračenje preda tkivu zbog toga što apsorbirana energija može oštetiti tkivo. Energija koju zračenje preda u tvar ovisi o vrsti zračenja, njegovoj količini i energijskom spektru. Shodno tomu se definiraju osnovne dozimetrijske veličine koje opisuju međudjelovanja zračenja i tvari s aspekta energije: kerma i apsorbirana doza.

1.3.1 Kerma

Kerma (engl. **K**inetic **e**nergy **r**eleased per unit **m**ass) je srednja (očekivana) energija prenešena s indirektno ionizirajućeg zračenja na direktno ionizirajuće zračenje (sekundarne nabijene čestice) po jedinici mase sredstva u promatranom volumenu [10]:

$$K = \frac{d\overline{E}_{tr}}{dm} \quad (1.18)$$

Pri tome je prenešena energija u promatranom volumenu V sredstva [5]:

$$\overline{E}_{tr} = (R_{in})_u - (R_{out})_u^{nonrad} + \sum Q \quad (1.19)$$

$(R_{in})_u$ - energija nenabijenih čestica koje ulaze u volumen V

$(R_{out})_u^{nonrad}$ - energija nenabijenih čestica koje izlaze iz volumena V i nisu posljedica radijativnih procesa

$\sum Q$ - zbroj svih energija dobivenih iz mase mirovanja u volumenu V , prema Einsteinoj ekvivalenciji mase i energije. Ako se masa pretvara u energiju, tada je $Q > 0$. Ako se energija pretvara u masu, tada je $Q < 0$.

Prenešena energija postaje kinetičkom energijom sekundarnih nabijenih čestica oslobođenih u volumenu V . Kerma je veličina koja se veže uz prijenos energije fotona sekundarnim nabijenim česticama bez uzimanja u obzir što se s tom energijom događa nakon prijenosa [10].

Mjerna jedinica za kermu je gray (Gy), $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$ [10].

Za monoenergijski snop fotona, kerma u promatranoj točki je povezana s tokom energije fotona [5]:

$$K = \psi\left(\frac{\mu_{tr}}{\rho}\right) \quad (1.20)$$

Sekundarne nabijene čestice gube dobivenu kinetičku energiju u sudarnim i radijativnim međudjelovanjima sa atomima. Stoga se kerma može podijeliti na dva dijela, s obzirom na to je li primljena energija utrošena na ionizaciju tvari ili je emitirana u obliku fotona prilikom radijativnih međudjelovanja sekundarnih nabijenih čestica [5]:

$$K = K_C + K_R \quad (1.21)$$

K_C se naziva sudarnom kermom te se odnosi na dio predane energije koju sekundarne nabijene čestice predaju u tvar preko sudarnih međudjelovanja [5]:

$$K_C = \frac{d\overline{E_{ab}}}{dm} \quad (1.22)$$

Za monoenergijski snop fotona, sudarna kerma u promatranom volumenu je povezana s tokom energije fotona [3]:

$$K_C = \psi\left(\frac{\mu_{ab}}{\rho}\right) \quad (1.23)$$

K_R se naziva radijativnom kermom, te se odnosi na dio predane energije koju sekundarne nabijene čestice emitiraju u obliku fotona prilikom radijativnih međudjelovanja.

1.3.2 Apsorbirana doza

Apsorbirana doza je srednja (očekivana) energija koju ionizirajuće zračenje preda sredstvu po jedinici mase sredstva u promatranom volumenu [10]:

$$D = \frac{d\overline{E_{ab}}}{dm} \quad (1.24)$$

Pri tome je energija predana sredstvu u promatranom volumenu V [5]:

$$\overline{E_{ab}} = (R_{in})_u - (R_{out})_u + (R_{in})_c - (R_{out})_c + \sum Q \quad (1.25)$$

$(R_{in})_u$ - energija nenabijenih čestica koje ulaze u volumen V

$(R_{out})_u$ - energija nenabijenih čestica koje izlaze iz volumena V

$(R_{in})_c$ - energija nabijenih čestica koje ulaze u volumen V

$(R_{out})_u$ - energija nabijenih čestica koje izlaze iz volumena V

$\sum Q$ - zbroj svih energija dobivenih iz mase mirovanja u volumenu V , prema Einsteinoj ekvivalenciji mase i energije. Ako se masa pretvara u energiju, tada je $Q > 0$. Ako se energija pretvara u masu, tada je $Q < 0$.

Mjerna jedinica za apsorbiranu dozu je ista kao za kermu, gray (Gy) [10].

1.3.3 Odnos apsorbirane doze i zaustavne snage

Energija koju sekundarne nabijene čestice gube tijekom prolaska kroz tvar se opisuje linearnom zaustavnom snagom [7]. Linearna zaustavna snaga je gubitak kinetičke energije T sekundarne nabijene čestice po jedinici duljine puta dx [10]:

$$S = \frac{dT}{dx} \quad (1.26)$$

Često se u literaturi koristi masena zaustavna snaga [3]:

$$\frac{S}{\rho} = \frac{1}{\rho} \frac{dT}{dx} \quad (1.27)$$

Budući da je gubitak kinetičke energije nabijenih čestica povezan sa sudarnim i radijativnim međudjelovanjima, prirodno je podijeliti linearnu, odnosno masenu zaustavnu snagu na sudarnu i radijativnu linearnu, odnosno masenu zaustavnu snagu:

$$S = S_C + S_R \quad (1.28)$$

$$\frac{S}{\rho} = \frac{S_C}{\rho} + \frac{S_R}{\rho} \quad (1.29)$$

Sudarna masena zaustavna snaga omogućuje povezivanje apsorbirane doze i toka sekundarnih nabijenih čestica u sredstvu [10]:

$$D = \Phi_e \cdot \left(\frac{S_C}{\rho} \right) \quad (1.30)$$

Navedena veza vrijedi ako su sekundarni elektroni apsorbirani na mjestu nastanka i ako fotoni nastali radijativnim međudjelovanjima nisu apsorbirani u promatranom volumenu [10].

Omjer apsorbiranih doza u dva sredstva (sredstvo 1 i sredstvo 2) može se izračunati kao [10]:

$$\frac{D_2}{D_1} = \frac{\Phi_2}{\Phi_1} \left(\frac{S_C}{\rho} \right)_{2,1} \quad (1.31)$$

$\left(\frac{S_C}{\rho} \right)_{2,1}$ - omjer masenih zaustavnih snaga sredstva 2 i sredstva 1

1.3.4 Odnos kerme i apsorbirane doze

Sekundarne nabijene čestice nastale međudjelovanjima upadnog fotonskog snopa ne predaju svu primljenu energiju u tvar. Budući da su sudarna međudjelovanja sekundarnih nabijenih čestica odgovorna za predaju energije u tvar, apsorbirana doza D se može povezati samo sa sudarnom kermom K_C . No, sekundarne nabijene čestice mogu izaći iz promatranog volumena te izvan njega predati energiju u tvar. Stoga za promatrani volumen tvari općenito vrijedi $D \neq K_C$.

U slučaju kada za svaku česticu koja izlazi iz promatranog volumena postoji istovrsna čestica jednake energije koja ulazi u njega, govorimo o ravnoteži nabijenih čestica. U tom slučaju je energija koju sekundarne nabijene čestice odnesu iz promatranog volumena nadomještena predajom energije u tvar od strane jednakih čestica jednake energije. U tom slučaju je:

$$D = K_C = \psi\left(\frac{\mu_{ab}}{\rho}\right) \quad (1.32)$$

1.4 Termoluminiscentna dozimetrija

Za mjerenje dozimetrijskih veličina potreban je uređaj čije je očitavanje mjera apsorbirane doze ili neke druge dozimetrijske veličine koju je ionizirajuće zračenje pohranilo u njegovom osjetljivom volumenu [5]. Taj se uređaj naziva dozimetrom.

Dozimetar mora posjedovati barem jedno fizikalno svojstvo koje ovisi o dozimetrijskoj veličini koju je potrebno izmjeriti i koje se može koristiti za njeno određivanje uz valjanu kalibraciju [10]. Postoji mnogo vrsta dozimetara kao što su ionizacijske komore s elektrometrom, radiografski film, radiokromatski film, termoluminiscentni dozimetar, optički stimulirani luminiscentni dozimetar i drugi. Izbor dozimetra ovisi o vrsti zračenja, njegovoj energiji, vrijednosti doze koju želimo izmjeriti itd. U ovom diplomskom radu korišteni su termoluminiscentni (TL) dozimetri.

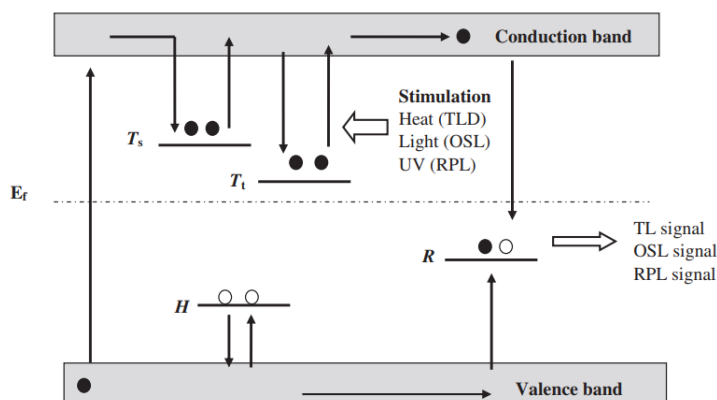
Termoluminiscentni dozimetri spadaju u pasivne dozimetre. Prilikom ozračivanja pasivnog dozimetra, u njegovom osjetljivom volumenu se pohranjuje informacija o apsorbiranoj dozi koja se naknadno očitava pomoću uređaja koji se naziva čitačem. Dozimetar i njegov čitač se skupno nazivaju dozimetrijskim sustavom [10].

1.4.1 O termoluminiscenciji

Neki materijali nakon ozračivanja zadržavaju apsorbiranu energiju u metastabilnim stanjima [10]. Nakon određenog vremenskog intervala materijal emitira zadržanu energiju u obliku ultraljubičastog zračenja, vidljive svjetlosti ili infracrvenog zračenja. Opisana pojava naziva se luminiscencijom. Postoje dvije vrste luminiscencije, koje se razlikuju samo po vremenskom intervalu koji protekne od apsorpcije do emisije energije. Kod fluorescencije taj vremenski interval traje između 10^{-10} s i 10^{-8} s, dok kod fosforescencije traje više od 10^{-8} s. Fosforescenciju je moguće ubrzati pomoću pobuđivanja svjetlošću, radiovalovima i topline. Ako se fosforescencija materijala pobuđuje topline, naziva se termoluminiscencijom (engl. thermoluminescence, TL). Materijal čija se fosforescencija pobuđuje topline naziva se termoluminiscentnim materijalom. Fosforescencija koja se pobuđuje ultraljubičastom svjetlošću se naziva radiofotoluminiscencijom (engl. radiophotoluminescence, RPL). Fosforescencija pobuđena svjetlošću se naziva optički stimuliranom luminiscencijom (engl. optically stimulated luminescence, OSL).

Promotrimo komad materijala koji se sastoji od velikog broja identičnih molekula, koje imaju jednake energijske razine elektrona. U opisanom komadu materijala energijske razine elektrona nisu lokalizirane na atome, već postoje na razini cijelog materijala i podijeljene su u dvije vrpce [14]. U valentnoj vrpici se nalaze elektroni u vezanim stanjima, a u vodljivoj vrpici elektroni u nevezanim stanjima koji se mogu slobodno kretati po kristalnoj strukturi [13]. Između valentne i vodljive vrpce se nalazi energijska praznina bez energijskih stanja. Elektron može prijeći iz valentne u vodljivu vrpcu kada apsorbira energiju koja je potrebna za taj prijelaz. Prilikom prijelaza iz vodljive u valentnu vrpcu elektron emitira

tu energiju u obliku fotona. Energijski dijagram fosforescentnog materijala prikazan je na Slici 1.3.



Slika 1.3. Energijski dijagram fosforescentnog materijala. (Izvor: [9])

Engl. Conduction band - vodljiva vrpca

Engl. Valence band - valentna vrpca

Engl. Stimulation - pobuda koja može biti toplina (TL), svjetlost (OSL) i ultraljubičasta svjetlost (RPL)

T_s - nestabilna zamka za elektron

T_t - zamka za elektron za koju je vjerojatnost spontanog oslobađanja elektrona zanemariva

E_f - Fermijeva razina

H - zamka za šupljinu

R - rekombinacijski centar

TL signal - termoluminiscenčni signal

OSL signal - signal otpušten prilikom optičke stimulacije fosforescentnog materijala

RPL signal - radiofotoluminiscenčni signal

U energijskom dijagramu fosforescentnog materijala vidljivo je da u energetskej praznini postoje energetska stanja. Uzrok njima su intrinzične nepravilnosti kristalne strukture, nečistoće i nepravilnosti kristalne strukture uzrokovane zračenjem. Energetska stanja blizu vodljive vrpce služe kao zamke za elektrone, a ona blizu valentne vrpce služe kao zamke za šupljine.

Ionizirajuće zračenje u materijalu stvara sekundarne elektrone, izbacivajući ih iz valentne vrpce u vodljivu čime oni postaju slobodni elektroni. Slobodni elektroni se mogu uhvatiti u zamke za elektrone prilikom gibanja kroz materijal. Oslobađanje sekundarnih elektrona dovodi do stvaranja šupljina, koje se slobodno gibaju po valentnoj vrpci te se mogu uhvatiti u zamke za šupljine. Elektroni i šupljine ostaju zarobljeni u pripadajućim zamkama sve dok ne dobiju energiju koja je potrebna da se iz njih oslobode. Prilikom podizanja temperature termoluminiscenčnog materijala elektroni i šupljine dobivaju energiju potrebnu za

oslobađanje iz zamki. Oslobođeni elektroni prelaze u vodljivu vrpcu, a oslobođene šupljine u valentnu vrpcu. Elektroni i šupljine se zatim rekombiniraju u luminiscentnim centrima pri čemu dolazi do emisije fotona vidljive svjetlosti ili ultraljubičastog zračenja. Ulogu luminiscentnih centara mogu imati zamke za elektrone i zamke za šupljine.

1.4.2 Svojstva termoluminiscentnih dozimetara

Termoluminiscentni dozimetri koriste termolumuniscenciju kao fizikalno svojstvo koje je povezano s apsorbiranom dozom. Čitač termoluminiscentnih dozimetara očitava intenzitet emitiranog svjetla, odnosno ultraljubičastog zračenja, koju termoluminiscentni dozimetar emitira prilikom povišenja njegove temperature [13]. Ukupna izračena energija je proporcionalna apsorbiranoj dozi. Graf ovisnosti intenziteta emitiranog svjetla o temperaturi zagrijavanja termoluminiscentnog dozimetra naziva se termoluminiscentnom krivuljom isijanja. Ukupna površina ispod krivulje isijanja je proporcionalna apsorbiranoj dozi [13]. Primjer krivulje isijanja termoluminiscentnog dozimetra prikazan je u eksperimentalnom dijelu na slici 2.4.

Osjetljivost dozimetra definirana je kao omjer apsorbirane doze i očitavanja dozimetra [13]. Na osjetljivost termoluminiscentnog dozimetra utječu brojni čimbenici kao što su kemijski sastav, koncentracija primjesa, apsorbirana doza itd. Energija zračenja je još jedan čimbenik koji utječe na njegovu osjetljivost, a to određuje uporabljivost dozimetra s obzirom na različita zračenja. Poželjno je da su očitavanja dozimetra i apsorbirana doza međusobno linearno ovisni, što je vrlo važno svojstvo koje se naziva linearnost osjetljivosti. Osjetljivost termoluminiscentnog dozimetra je linearna za niske apsorbirane doze, dok za više doze dolazi do supralinearnosti te potom do pada osjetljivosti (zasićenja). Brzina doze ne utječe na osjetljivost termoluminiscentnih dozimetara. Individualna osjetljivost pojedinog dozimetra se razlikuje zbog raznih čimbenika poput razlike u udjelu primjesa, različite površine itd. Zbog toga je termoluminiscentne dozimetre potrebno kalibrirati prije korištenja, kako bi se uračunala različita individualna osjetljivost [13].

Nakon ozračivanja termoluminiscentnog dozimetra, elektroni i šupljine ostaju zarobljeni u zamkama. Moguće je otpuštanje elektrona i šupljina iz zamki pod utjecajem svjetlosti i topline u vremenskom periodu između ozračivanja i očitavanja, što dovodi do gubitka dijela pohranjene energije tijekom vremena. Shodno tomu će vrijednost energije koju dozimetar izrači tijekom očitavanja biti nešto manja od apsorbirane, a ta se pojava naziva slabljenjem signala. Slabljenje signala je dugotrajan proces. Energija u termoluminiscentnim dozimetrima ostaje pohranjena kroz dugo vremensko razdoblje (godinama).

Prilikom očitavanja termoluminiscentnog dozimetra dolazi do rekombinacije elektrona i šupljina u rekombinacijskim centrima. Elektroni i šupljine se ne vraćaju u zamke nakon očitavanja. To znači da se očitanjem termoluminiscentnog dozimetra gubi informacija o apsorbiranoj

dozi.

Različiti materijali proizvodnje termoluminiscentnih dozimetara doveli su do njihove široke primjene za različite vrste zračenja i širok raspon apsorbiranih doza. Moderni termoluminiscentni dozimetri načinjeni su od tkivu ekvivalentnih materijala, što je vrlo poželjno [13]. Tkivu ekvivalentni materijal ima vrlo sličnu gustoću, efektivni atomski broj te svojstva za apsorpciju i raspršenje fotona kao i tkivo.

1.5 Biološki učinci zračenja

Vrlo brzo nakon Roentgenovog otkrića X-zračenja i Becquerelovog otkrića prirodne radioaktivnosti, postalo je jasno da ionizirajuće zračenje nije samo korisno prilikom dijagnostike i liječenja bolesti, već je i štetno za tkiva ljudskog tijela [10]. Biološki sustavi, uključujući ljudsko tijelo, su posebice osjetljivi na štetu koju im načini ionizirajuće zračenje [5]. Dugotrajne populacijske studije nad populacijom ljudi koji su preživjeli eksplozije atomskih bombi nad Hiroshimom i Nagasakijem pokazale su da izloženost ionizirajućem zračenju može inducirati vremenski odgođene posljedice, kao što su tumori i oštećenja genoma [10].

Čovjek je u svakodnevnom životu izložen zračenju iz različitih izvora kao što su svemir (kozmičko zračenje), radioaktivni izotopi u okolišu i tehnologija. Stoga ne može u potpunosti izbjeći ozračivanje. Doza apsorbirana u svakodnevnom životu je mala. S druge strane, prilikom medicinskih postupaka koji uključuju ozračivanje, ljudsko tijelo primi znatno veću dozu zračenja nego u svakodnevnom životu. Prilikom medicinskog ozračivanja vrlo je važan povoljan odnos dobrobiti i štete koju zračenje donosi pacijentu.

Općenito se razlikuju dvije vrste bioloških učinaka zračenja: deterministički i stohastički učinci zračenja.

1.5.1 Deterministički učinci zračenja

Nedugo nakon apsorbiranja velike doze zračenja, gotovo sigurno se pojavljuju deterministički učinci zračenja. Uzrok determinističkim učincima zračenja su stanična smrt i oštećenja veće skupine stanica u tkivu. Za svaki deterministički učinak zračenja postoji prag, to jest minimalna doza iznad koje se gotovo sigurno pojavljuje. Deterministički učinci zračenja se ne pojavljuju za apsorbiranu dozu manju od praga. Za doze manje od 100 mGy, niti jedno tkivo ne pokazuje razvoj determinističkih učinaka zračenja [11]. Deterministički učinci zračenja uključuju otekline, oštećenja i crvenilo kože, mučninu itd. Ozbiljnost determinističkih učinaka zračenja raste s apsorbiranom dozom, te se shodno tomu s porastom doze smanjuje sposobnost oporavka tkiva.

1.5.2 Stohastički učinci zračenja

Stohastički učinci zračenja su oni učinci zračenja koji se ne mogu predvidjeti, već se može predvidjeti samo vjerojatnost da se određeni učinak pojavi. Pojavljuju se dugo nakon izlaganja zračenju, te se zbog toga nazivaju kasnim učincima. Uzrok stohastičkim učincima zračenja su promjene na molekuli DNK, koja se nalazi u jezgri stanica. Ionizirajuće zračenje oštećuje molekul DNK ionizacijom te preko radikala nastalih ionizacijom drugih molekula, koji stupaju u reakciju s njom. Ukoliko stanični mehanizam popravka ne popravi molekul DNK, promjene na njoj dovode do manifestacije stohastičkih učinaka

zračenja. Promjene na DNK somatskih stanica dovode do pojave tumora. Promjene na DNK spolnih stanica dovode do nasljednih promjena koje se prenose na potomke ozračene osobe. Vjerojatnost pojave stohastičkih učinaka zračenja raste s apsorbiranom dozom, dok je njihova ozbiljnost neovisna o dozi. Prag doze za pojavu stohastičkih učinaka zračenja ne postoji, no za apsorbiranu dozu manju od 10 mGy ne postoje znanstveni dokazi o postojanju rizika pojave stohastičkih učinaka zračenja.

Poglavlje 2

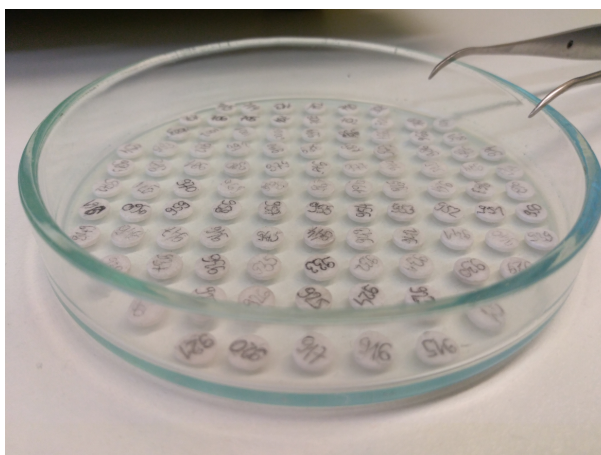
Eksperimentalni dio

2.1 Termoluminiscentni dozimetrijski sustav

2.1.1 TLD-700

Za potrebe eksperimentalnog dijela ovog rada, korišten je termoluminiscentni dozimetrijski sustav s dozimetrima na bazi LiF (Litij fluorid). LiF dozimetri su najčešće upotrebljavani TL dozimetri [13]. Razvijeno je nekoliko vrsta LiF termoluminiscentnih dozimetara, koji se razlikuju po primjesama. U radu su korišteni LiF dozimetri s primjesama magnezija i titanija (LiF:Mg,Ti) proizvođača *Harshaw Chemicals*. *Harshaw Chemicals* proizvodi komercijalne LiF:Mg,Ti dozimetre tipa TLD-100 sa prirodnim litijem, te izotopski obogaćene TLD-600 (obogaćeni izotopom ^6Li) i TLD-700 (obogaćeni izotopom ^7Li) [13]. Korišteni dozimetri su tipa TLD-700. Izotopski sastav Li u TLD-700 je: 0.01% izotopa ^6Li i 99.99% izotopa ^7Li . Magnezij je u kristalnu rešetku LiF uveden u obliku Mg^{2+} iona na mjesto Li^+ iona kako bi stvorio zamke za elektrone. Titanij je u kristalnu rešetku LiF uveden u obliku Ti^{2+} uvedeni na mjesto Li^+ iona kako bi se povećala osjetljivost dozimetara. LiF:Mg,Ti je tkivu ekvivalentan materijal s efektivnim atomskim brojem za fotonska međudjelovanja 8.20, dok je za tkiva taj broj 7.4.

Korišteni dozimetri su oblika diska promjera 4.5 mm i debljine 0.89 mm, gustoće materijala 2.64 g/cm^3 . Korišteni dozimetri prikazani su na slici 2.1.



Slika 2.1. Dozimetri TLD-700 poslagani u petrijevoj zdjelici.

Glavne karakteristike dozimetara TLD-700 prikazane su u tablici 2.1 [13].

Tablica 2.1. Glavne karakteristike dozimetara TLD-700.

Svojstvo	Vrijednost
Kemijski sastav	LiF
Primjese	Mg, Ti
Fizički oblik	Kristal
Gustoća kristala	2.64 g/cm ³
Promjer	4.5 mm
Debljina	0.89 mm
Efektivni atomski broj za fotonska međudjelovanja	8.20
Emisijski spektar	350 nm - 600 nm
Vrsta zračenja	beta, gama
Područje mjerenja doze	10 μ Gy - 10 Gy
Temperatura glavnog maksimuma intenziteta	190°C - 210°C
Slabljenje signala	<5% godišnje

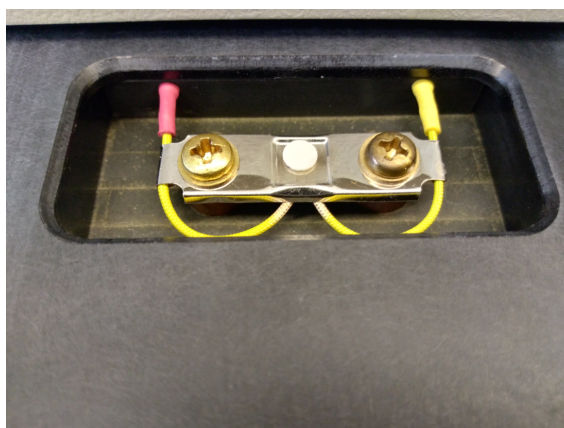
2.1.2 Čitač

Za očitavanje termoluminiscentnih dozimetara korišten je čitač *TLD 3500* proizvođača *Harshaw Chemicals* prikazan na slici 2.2.



Slika 2.2. Čitač termoluminiscentnih dozimetara *TLD 3500* proizvođača *Harshaw Chemicals*.

Uređaj se sastoji od ladice s grijačem, sustava za sakupljanje i detekciju svjetla s fotomultiplikatorom, sustava za mjerenje signala i sustava za registriranje podataka [13]. Postupak očitavanja dozimetara je računalno kontroliran. Kontrolirani parametri su temperatura i vrijeme predgrijavanja dozimetra, brzina povišenja temperature dozimetra prilikom očitavanja i maksimalna postignuta temperatura. Prilikom postupka očitavanja, dozimetar se nalazi na grijaču u ladici, kako je prikazano na slici 2.3.



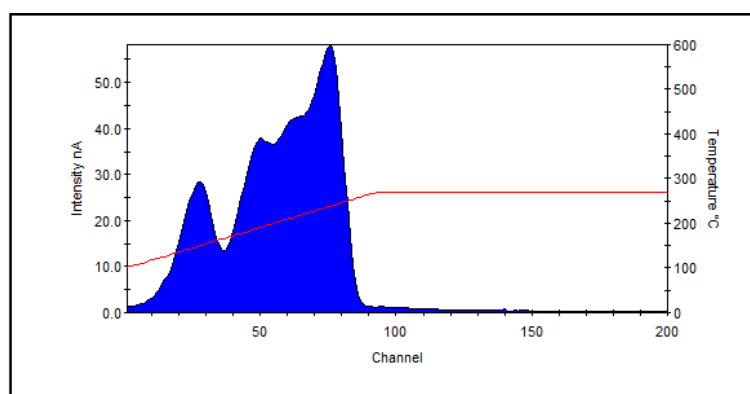
Slika 2.3. Dozimetar TLD-700 postavljen na grijač u ladici čitača *TLD 3500* proizvođača *Harshaw Chemicals*.

2.1.3 Aniliranje dozimetara

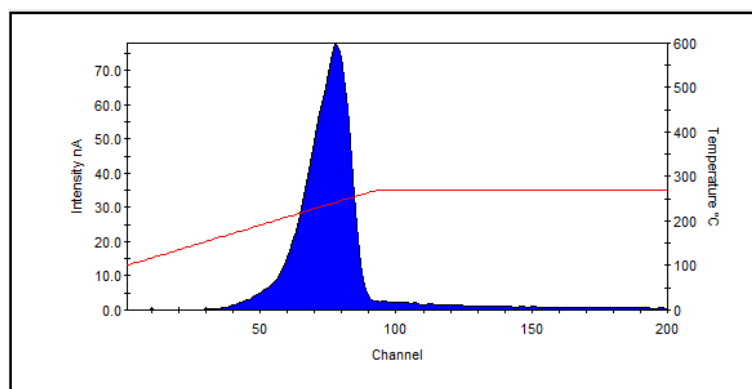
Prije svakog ozračivanja, dozimetre TLD-700 je potrebno toplinski anilirati kako bi se poništila informacija o prethodno apsorbiranoj dozi. Svi dozimetri trebaju biti anilirani na identičan način, kako bi se ujednačila njihova osjetljivost i početna doza [13]. Dozimetri TLD-700 su tijekom ovog eksperimenta anilirani u peći za aniliranje proizvođača *Rad-ProInternational GmbH*. Tijekom postupka aniliranja, dozimetri TLD-700 su poslagani u petrijeve zdjelice. Postupak aniliranja dozimetara TLD-700 uključuje njihovo kontrolirano zagrijavanje do temperature od 400°C, na kojoj ostaju 1 sat. Zatim se dozimetri kontrolirano hlade do temperature od 100°C, na kojoj ostaju 2 sata. Naposljetku, dozimetri se hlade na sobnu temperaturu. Time su elektroni i šupljine iz zamki rekombinirani, i informacija o apsorbiranoj dozi je poništena.

2.1.4 Predgrijavanje dozimetara

Krivulja isijanja dozimetara TLD-700 ima najviše 6 maksimuma intenziteta između sobne temperature i 300°C [13]. Krivulja isijanja dozimetara TLD-700 mjerena odmah nakon ozračivanja prikazana je na slici 2.4. Prva tri niskotemperaturna maksimuma reduciraju se standardnim predgrijavanjem u istoj peći koja se koristi i za aniliranje. Slabljenje tih maksimuma je brzo, stoga ih je poželjno reducirati kako bi se osigurala veća preciznost mjerenja. Predgrijavanje dozimetara TLD-700 uključuje njihovo kontrolirano zagrijavanje do temperature od 100°C na kojoj ostaju 20 minuta, nakon čega se hlade do sobne temperature. Na slici 2.5. je prikazana krivulja isijanja dozimetara TLD-700 nakon provedenog postupka predgrijavanja.



Slika 2.4. Krivulja isijanja dozimetra TLD-700. Crvena krivulja je krivulja porasta temperature.



Slika 2.5. Krivulja isijanja TLD-700 nakon provedenog postupka predgrijavanja. Crvena krivulja je krivulja porasta temperature.

2.1.5 Očitavanje dozimetara i obrada mjerenih podataka

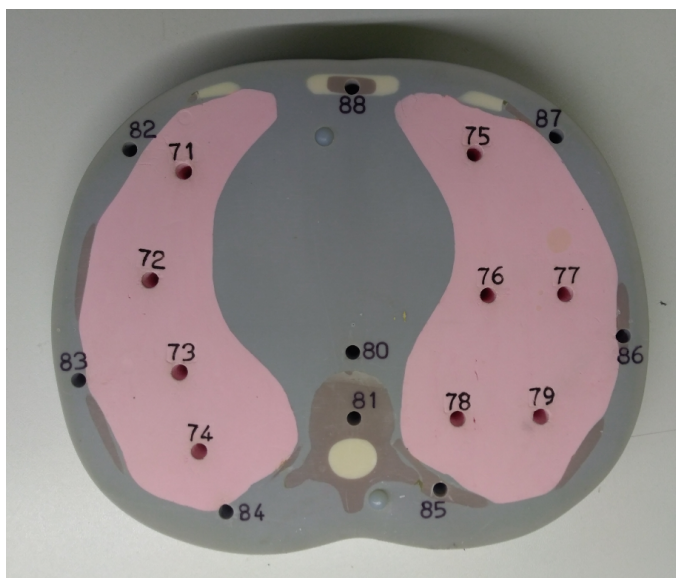
TLD-700 su očitani pomoću čitača *TLD 3500* proizvođača *Harshaw Chemicals*. Prilikom očitavanja, dozimetar se nalazi na grijaču koji se nalazi u ladici čitača. Postupak očitavanja je računalno kontroliran s obzirom na zadane parametre trajanja i temperature predgrijavanja, brzine porasta temperature i maksimalne temperature. Proces očitavanja započinje predgrijavanjem dozimetara pomoću grijača na temperaturi od 100°C u trajanju od 6 s. Nakon toga, grijač povećava temperaturu dozimetra brzinom od 10°C/s do maksimalne temperature od 270°C. Dozimetar TLD-700 prilikom zagrijavanja emitira svjetlost koju fotomultiplikatorska cijev pretvara u električni signal koji pojačava. Signal je zatim preko sustava za mjerenje signala poslan u računalo, gdje ostaje zabilježen pomoću specijaliziranog računalnog programa. Računalni program bilježi podatke o jakosti fotostruje u fotomultiplikatoru za 200 kanala podataka, te je tako dobivena krivulja isijanja. Računalni program zatim integrira površinu ispod krivulje isijanja te dobiva vrijednost naboja koja je proporcionalna apsorbiranoj dozi.

2.2 Antropomorfni fantom

Tijekom tretmana na uređaju gama nož, dozimetri TLD-700 su postavljeni u antropomorfni fantom *ATOM* proizvođača *CIRS* prikazan na slici 2.6. Fantom predstavlja desetogodišnje dijete oba spola. Njegova visina je 140 cm, a masa 32 kg [1]. Sadrži glavu i trup, bez ekstremiteta. Antropomorfni fantom je fantom koji prestavlja ljudsko tijelo svojim oblikom i svojstvima, to jest načinjen je od tkivu ekvivalentnih materijala. Tkivu ekvivalentni materijal ima gustoću i efektivni atomski broj približno jednakih vrijednosti kao i tkivo, te ista svojstva za apsorpciju i raspršenje fotona kao i tkivo. Za izradu fantoma korištene su različite vrste epoksi smole koje predstavljaju različita tkiva i organe ljudskog tijela kao što su koštano tkivo (kosti i kralješnica), hrskavica, živčano tkivo (mozak i kralješnična moždina), meko tkivo, plućno tkivo i sinusi. Fantom sadrži 31 organ. Sastoji se od 31 sloja debljine 2.5 cm [1]. Jedan od slojeva antropomornog fantoma je prikazan na slici 2.7. U svakom sloju se nalaze šupljine u koje se postavljaju dozimetri. Ukupan broj šupljina u koje se postavljaju dozimetri iznosi 213.



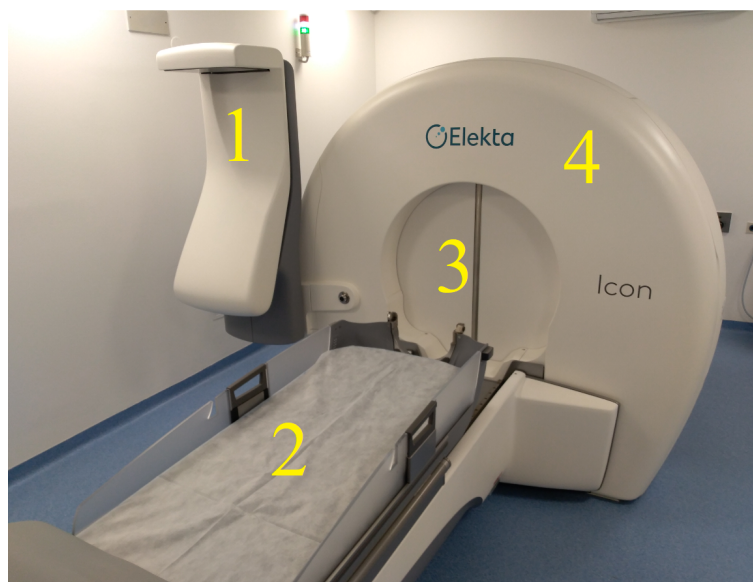
Slika 2.6. Antropomorfni fantom desetogodišnjeg djeteta *ATOM* proizvođača *CIRS*.
(Izvor: [1])



Slika 2.7. Sloj antropomorfnog fantoma izrađen od različitih tkivu ekvivalentnih materijala. Moguće je raspoznati pluća (ružičasto), kosti (smeđe), kralješničnu moždinu i hrskavicu (bijelo) i ostala tkiva (sivo). Brojevima su označene šupljine za postavljanje dozimetara.

2.3 Gama nož

Gama nož je neuroradiokirurški uređaj koji ozračuje ciljni volumen pomoću velikog broja ^{60}Co izvora γ -zračenja [12]. Za ozračivanje antropomornog fantoma u eksperimentalnom dijelu ovog rada korišten je uređaj *Leksell Gamma Knife Icon* proizvođača *Elekta* koji se nalazi na Odjelu za stereotaksiju, funkcijsku neurokirurgiju i radioneurokirurgiju Kliničkog Bolničkog Centra Zagreb. Navedeni uređaj je najmoderniji model uređaja gama nož. Uređaj je postavljen u siječnju 2019. godine, a zračenja pacijenata počela su u ožujku iste godine. Na slici 2.8. je prikazan *Leksell Gamma Knife Icon* proizvođača *Elekta* korišten prilikom izrade ovog rada.



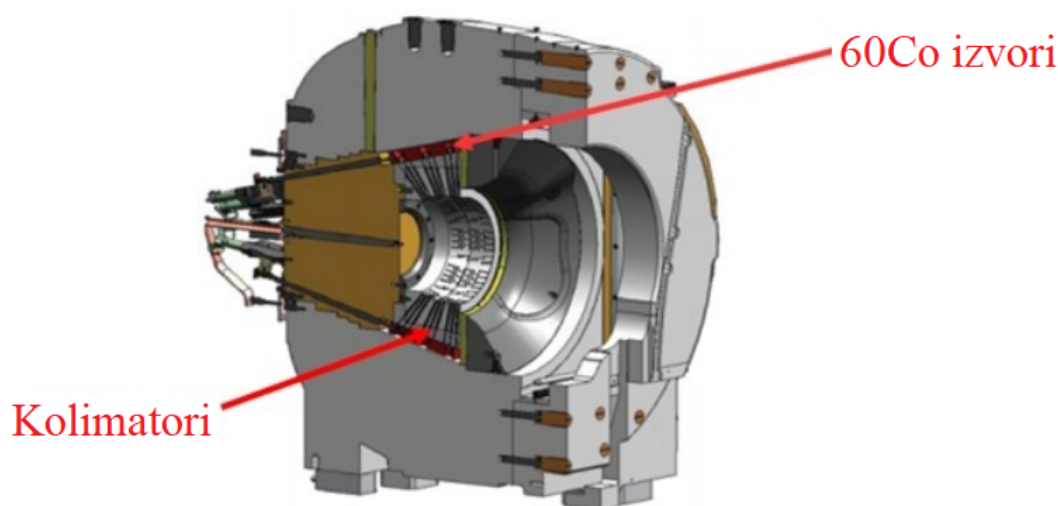
Slika 2.8. *Leksell Gamma Knife Icon* proizvođača *Elekta* u Ambulanti za Gamma Knife Kliničkog Bolničkog Centra Zagreb.

Brojevima su označeni glavni dijelovi uređaja:

1. Pridruženi CBCT uređaj
2. Pomični ležaj za pacijenta
3. Vrata uređaja
4. Glava uređaja

2.3.1 Opis uređaja

Leksell Gamma Knife Icon sadrži 192 izvora radioaktivnog ^{60}Co , koji su raspoređeni u 8 sektora glave uređaja (slika 2.8.) tako da su nastale γ -zrake izocentrične. Izocentrične se zrake sijeku u jednoj točki koja se naziva izocetar uređaja. Emitirano γ -zračenje ima srednju energiju od 1,25 MeV. Izvori se nalaze u spremnicima nepropusnim za zračenje, te ih po početku zračenja automatizirani sustav izvlači iz njih. Snop γ -zračenja iz svakog izvora se na putu prema pacijentu oblikuje pomoću kolimatora kružnog oblika načinjenih od volframa. Moguće je kolimirati snop γ -zračenja na promjer polja 4 mm, 8 mm i 16 mm u izocentru. Kolimatori se biraju za pojedine sektore. Na slici 2.9. je shematski prikazan raspored izvora i kolimatora u glavi uređaja *Leksell Gamma Knife Icon*.

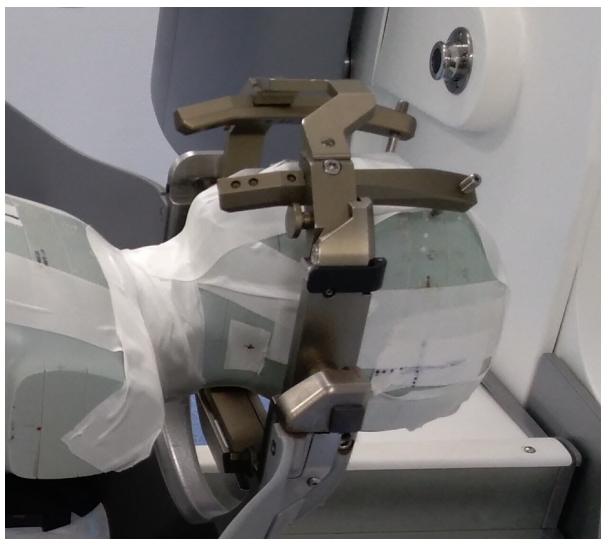


Slika 2.9. Shematski prikaz rasporeda izvora i kolimatora u glavi uređaja *Leksell Gamma Knife Icon*.

Glava uređaja sadrži šupljinu u kojoj se nalazi izocentar uređaja i u koju se prilikom radioneurokirurškog postupka smješta glava pacijenta. Budući da se radioaktivnost izvora ^{60}Co ne može prekinuti, oko glave uređaja nalazi se oplata nepropusna za zračenje. Oplata atenuira većinu emitiranog γ -zračenja, kako bi ozračivanje okoline bilo unutar dozvoljenih granica. Uz oplatu, ozračivanje okoline sprječavaju vrata koja zatvaraju šupljinu glave uređaja (slika 2.8.) kada uređaj nije u uporabi. Vrata se po potrebi mogu otvoriti i zatvoriti. Pacijent se tijekom radioneurokirurškog postupka nalazi na sustavu za pozicioniranje pacijenta (slika 2.8.). To je automatizirani pomični ležaj koji se može nezavisno pomicati po tri okomite osi. Prva os je os uzdužna ležaju, druga os se nalazi u ravnini ležaja i okomita je na prvu os, a treća os je okomita na ravninu ležaja. Ležaj se pomiče kako bi se izocentar

uređaja dospio u ciljanu točku ciljnog volumena. Preciznost pomicanja ležaja uređaja *Leksell Gamma Knife Icon* iznosi 0.1 mm. Velika preciznost pomicanja je potrebna kako bi se uvelike umanjio rizik pogrešnog ozračivanja zdravog tkiva velikom dozom zračenja.

Uz sustav za pozicioniranje pacijenta, prostornu preciznost ozračivanja ciljnog volumena jamči i stereotaksijski okvir prikazan na slici 2.10. Stereotaksijski okvir se pričvršćuje na glavu pacijenta pomoću vijaka za stezanje. Potom se pacijent pomoću stereotaksijskog okvira pričvršćuje na sustav za pozicioniranje pacijenta. Zadaća stereotaksijskog okvira je održavanje glave pacijenta nepomičnom za vrijeme zračenja. Još jedna zadaća stereotaksijskog okvira je pridruživanje koordinatnog sustava glavi pacijenta kako bi sustav za pozicioniranje pacijenta mogao precizno namjestiti izocentar uređaja u ciljanu točku ciljnog volumena. Zbog toga, stereotaksijski okvir mora biti precizno postavljen na glavu pacijenta.



Slika 2.10. Stereotaksijski okvir pričvršćen na glavu antropomornog fantoma.

2.3.2 Pridruženi uređaj za računalnu tomografiju stožastim snopom

Za provjeru položaja prije samog ozračivanja, glava pacijenta se snima pomoću pridruženog uređaja za računalnu tomografiju stožastim snopom (Cone Beam Computed Tomography, CBCT). To je uređaj za medicinsko oslikavanje koji se nalazi u pomičnoj ruci uređaja *Leksell Gamma Knife Icon* (slika 2.8.). Uređaj CBCT je dodatak koji se ne nalazi na prethodnim modelima uređaja gama nož. Sastoji se od rendgenske cijevi i detektora koji se nalazi nasuprot njoj. Rendgenska cijev se sastoji od grijane katode i anode. Grijana katoda emitira elektrone koji su ubrzani razlikom potencijala između katode i anode. Sudaranjem elektrona s anodom, dolazi do međudjelovanja elektrona s atomima anode. Prili-

kom radijativnih međudjelovanja s jezgrama atoma emitira se kontinuirani spektar kočnog X-zračenja. Prilikom međudjelovanja s orbitalnim elektronima atoma emitira se karakteristično X-zračenje. Rendgenska cijev rotira oko glave pacijenta i emitira X-zračenje koje se atenuira u glavi pacijenta. Zračenje koje je prošlo kroz glavu pacijenta pada na detektor. Detektirani signal se šalje u računalo koje rekonstruira sliku. Nakon što je položaj pacijenta provjeren pomoću snimke pridruženog CBCT uređaja, slijedi ozračivanje.

Kako CBCT uređaj koristi ionizirajuće X-zračenje za medicinsko oslikavanje, pacijent će prilikom oslikavanja apsorbirati određenu dozu ionizirajućeg zračenja koja doprinosi ukupnoj dozi apsorbiranoj prilikom tretmana uređajem *Leksell Gamma Knife Icon*.

2.3.3 Tretman ciljnog volumena

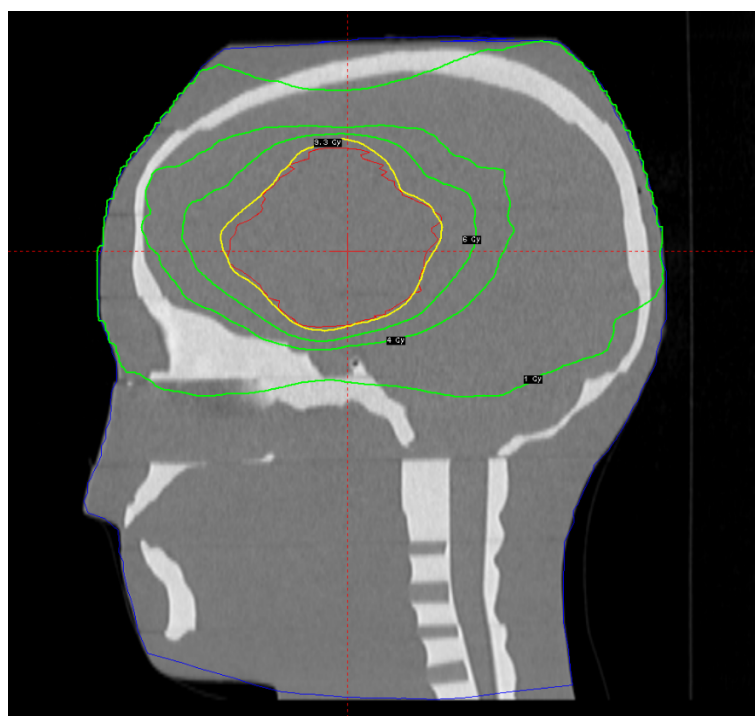
Tretman ciljnog volumena uređajem *Leksell Gamma Knife Icon* je kontroliran pomoću kontrolne jedinice koja se nalazi izvan prostorije s uređajem. Medicinski fizičar se tijekom tretmana nalazi kod kontrolne jedinice te po potrebi može prekinuti tretman. Tijekom tretmana se samo pacijent nalazi unutar prostorije s uređajem. Prostorija s uređajem je zatvorena automatskim zaštitnim vratima.

Tretman ciljnog volumena započinje otvaranjem zaštitnih vrata uređaja i uvođenjem glave pacijenta u šupljinu uređaja. Sustav za pozicioniranje pacijenta precizno namješta izocentar u ciljanu točku ciljnog volumena. Uređaj potom odabire potrebnu kolimaciju sektora glave uređaja, nakon čega izvlači izvore iz zaštitnih spremnika. Time započinje ozračivanje ciljnog volumena. Tretman pacijenta se sastoji od niza uzastopnih ozračivanja (tzv. *shotova*), pri čemu se svako ozračivanje razlikuje po položaju pacijenta (odnosno izocentra), kolimaciji uređaja i isporučenoj dozi. Kada određeno ozračivanje završi, uređaj uvlači izvore u zaštitne spremnike. Sustav za pozicioniranje pacijenta potom premješta pacijenta na novi položaj. Uređaj odabire novu kolimaciju, nakon čega izvlači izvore iz spremnika čime započinje novo ozračivanje. Broj potrebnih ozračivanja ovisi o veličini ciljnog volumena, propisanoj dozi i raspodjeli zračenja. Nakon što su provedena sva planirana ozračivanja, uređaj uvlači izvore zračenja u spremnike. Sustav za pozicioniranje pacijenta tada premješta pacijenta na položaj u kojem se glava pacijenta više ne nalazi u šupljini uređaja. Uređaj zatvara zaštitna vrata. Zaštitna vrata prostorije se otvaraju nakon toga. Potrebno je još odvojiti pacijenta s uređaja te skinuti stereotaksijski okvir sa glave pacijenta. Tretman ciljnog volumena na uređaju *Leksell Gamma Knife Icon* je time završen.

2.3.4 Planiranje postupka ozračivanja

Prije tretmana je potrebno napraviti plan postupka ozračivanja kako bi se osigurala valjana raspodjela doze. Planiranje započinje snimanjem glave računalnom tomografijom ili magnetskom rezonancom. Tako su dobivene računalno rekonstruirane trodimenzionalne snimke, na kojima se u računalnom programu za izračun i optimizaciju raspodjele doze (engl. Treatment planning system, TPS) *Leksell Gamma Plan* ručno označava ciljni volumen. Nakon toga se u TPS unose parametri željene srednje doze zračenja za ciljni volumen. Računalni program potom određuje tijek tretmana - broj ozračivanja, trajanje svakog ozračivanja, dozu, kolimaciju svakog sektora izvora i položaj pacijenta prilikom pojedinog shota. Pri tome je korišten algoritam TMR 10 koji omogućava brzo računanje raspodjele doze oslanjajući se na aproksimacije kao što je aproksimacija gustoće sa gustoćom vode za sva tkiva u glavi.

Na slici 2.11. prikazan je ciljni volumen i raspodjela doze zračenja dobivena sustavom za planiranje.



Slika 2.11. Snimka zaslona računalnog programa za izračun i optimizaciju raspodjele doze. Prikazana je raspodjela apsorbirane doze koju je TPS izračunao. Na CT snimci antropomorfno fantoma crvenom krivuljom je označen ciljni volumen. Žuta krivulja predstavlja izodozu 40% najveće vrijednosti apsorbirane doze. Zelene krivulje predstavljaju izodoze.

Planiranje se provodi tako da ciljni volumen dobije barem 40% najveće doze. Na slici 2.11. vidljivo je kako ciljni volumen upada unutar 40% izodoze, osim jednog malog dijela gdje je ostvarena doza manja od 40% najveće doze. Izodoza je krivulja koja povezuje točke sa jednakom apsorbiranom dozom. TPS načini raspodjelu doze samo za tkiva u neposrednoj blizini ciljnog volumena. Kada vrijednost doze padne ispod 0.1 Gy, TPS ju zaokružuje na nulu. U stvarnosti su doze u tkivima koja nisu u neposrednoj blizini ciljnog volumena veće od nule. Određivanje tih doza je cilj ovog diplomskog rada.

2.4 Mjerni ciklus

Postupak mjerenja doze pomoću termoluminiscentnih dozimetara obuhvaća:

1. Odabir kalibracijskih dozimetara
2. Kalibracija čitača i kalibracija dozimetara
3. Ozračivanje na uređaju gama nož
4. Očitavanje dozimetara i obrada mjerenih podataka

2.4.1 Odabir kalibracijskih dozimetara

Termoluminiscentni dozimetrijski sustav nije apsolutan. Apsolutan dozimetrijski sustav daje informaciju o dozi bez potrebe za kalibracijom u poznatom polju zračenja. Kako se osjetljivost pojedinih termoluminiscentnih dozimetara razlikuje, potrebno je odrediti kalibracijske dozimetre. U svrhu toga, dozimetri TLD-700 su nakon aniliranja ozračeni u Sekundarnom Standardnom Dozimetrijskom Laboratoriju (SSDL) Instituta Ruđer Bošković na izvoru γ -zračenja ^{137}Cs . Zračenje je provedeno u zraku. Srednja energija zračenja iznosila je 0,66 MeV, a kerma u zraku 5 mGy. TLD-700 su pakirani u držače od pleksiglasa koji omogućavaju stvaranje ravnoteže sekundarnih nabijenih čestica unutar dozimetara. Držači od pleksiglasa su pakirani u vrećice nepropusne za svjetlost zbog osjetljivosti dozimetara na svjetlost. Kompletan postav je postavljen na udaljenost 1 m od izvora zračenja, na nosač od stiropora.

Nakon ozračivanja, dozimetri su predgrijani u peći za aniliranje, a potom očitani pomoću čitača. Računalni program zabilježio je krivulju isijanja i podatke o ukupnom naboju. Zatim su pomoću istog računalnog programa odabrani kalibracijski dozimetri kao oni čije je očitavanje odstupalo 0.5% od aritmetičke sredine očitavanja svih dozimetara. Tim postupkom odabrano je sedam kalibracijskih dozimetara.

2.4.2 Kalibracija čitača i kalibracija dozimetara

Nakon provedenog postupka aniliranja, dozimetri TLD-700 su ponovno ozračeni u SSDL-u na izvoru γ -zračenja ^{137}Cs . Zračenje je provedeno u zraku. Srednja energija zračenja iznosila je 0,66 MeV, a kerma u zraku 5 mGy. TLD-700 su pakirani u držače od pleksiglasa koji su pakirani u vrećice nepropusne za svjetlost. Nakon ozračivanja, dozimetri su predgrijani u peći za aniliranje, a potom očitani pomoću čitača. Računalni program zabilježio je krivulju isijanja i podatke o ukupnom naboju.

Prvo su očitani kalibracijski dozimetri te je aritmetička sredina njihovog očitavanja poslužila kao referentni podatak za kalibraciju čitača. Potom su očitani svi ostali dozimetri, kojima je računalni program odredio koeficijent osjetljivosti s obzirom na osjetljivost kalibracijskih

dozimetara (individualnu osjetljivost). Tako su kalibrirani dozimetri. Individualna osjetljivost dozimetra je definirana kao omjer očitavanja dozimetra i aritmetičke sredine očitavanja kalibracijskih dozimetara.

2.4.3 Ozračivanje na uređaju gama nož

Nakon postupka anilacije, dozimetri TLD-700 su postavljeni u antropomorfni fantom. Fantom je stereotaksijskim okvirom pričvršćen na sustav za pozicioniranje pacijenta.

U prvom dijelu eksperimenta provedeno je snimanje glave fantoma pridruženim uređajem CBCT. Prilikom toga, u štitnjači fantoma nalazila su se četiri dozimetra TLD-700. Korišten je protokol CTDI 2.5, pri kojem od proizvođača izmjereni CT dozni indeks (CTDI) iznosi 2,5 mGy [6]. Maksimalni primijenjeni napon između katode i anode iznosio je 90 kV, a struja kroz rendgensku cijev 10 mA [6]. Snimanje se sastojalo od 332 projekcije, duljine pulsa zračenja 40 ms [6].

U drugom dijelu eksperimenta je provedeno ozračivanje γ -zračenjem, prema načinjenom planu tretmana. Ciljni volumen je arteriovenska malformacija volumena 118.43 cm³ koja se nalazila u prednjem desnom dijelu glave fantoma. Prema načinjenom planu srednja doza za ciljni volumen iznosila je 15 Gy. Najveća doza iznosila je 23,3 Gy, dok je najmanja doza iznosila 8 Gy. Brzina doze iznosila je 2,56 Gy/min. Postupak je trajao 63 min 6 s, a proveden je u 29 ozračivanja. Kolimacija svih 8 sektora glave uređaja je iznosila 16 mm u izocentri tijekom svih 29 ozračivanja. Prilikom tretmana se u antropomorfnom fantomu nalazilo 190 dozimetara TLD-700. Dozimetri su se nalazili u sredini šupljina. Ispod i iznad dozimetara su postavljeni odgovarajući čepovi koji održavaju dozimetre u sredini šupljina i osiguravaju da oko dozimetara bude tkivu ekvivalentan materijal. U tablici 2.2. su prikazani organi antropomorfnog fantoma u kojima su se tijekom tretmana nalazili dozimetri, broj dozimetara postavljenih u svaki od organa i broj slojeva kroz koje se pojedini organ proteže. Dozimetri se nisu nalazili u glavi fantoma.

Tablica 2.2. Organi antropomorfnog fantoma u kojima su se tijekom tretmana nalazili dozimetri.

Organ	Broj dozimetara	Broj slojeva kroz koje se organ proteže
Testisi	2	1
Bedrena kost	6	3
Zdjelica	16	6
Prostata	1	1
Crijeva	11	4
Mokraćni mjehur	6	3
Križna kost	3	3
Maternica	2	2
Jajnici	2	1
Kralješnica	7	7
Bubrezi	12	5
Žučni mjehur	3	2
Želudac	14	4
Jetra	22	5
Nadbubrežne žlijezde	2	2
Slezena	6	3
Gušterača	3	2
Rebra	16	3
Pluća	24	4
Jednjak	5	5
Prsna kost	4	4
Dojke	2	1
Lopatice	10	3
Prsna žlijezda	3	2
Ključna kost	4	1
Štitnjača	4	2
Vratna kralješnica	1	1

2.4.4 Očitavanje dozimetara i obrada mjerenih podataka

Nakon tretmana, dozimetri su izvađeni iz antropomorfnog fantoma. Potom su predgrijani u peći za aniliranje standardnim postupkom za predgrijavanje dozimetara TLD-700. Nakon toga su očitani pomoću čitača *TLD 3500* proizvođača *HarshawChemicals*. Računalni program zabilježio je krivulje isijanja i podatke o apsorbiranoj dozi.

Očitana vrijednost predstavlja sudarnu kermu u zraku jer su dozimetri kalibrirani tako da je njihovo očitavanje mjera sudarne kerme u zraku. Kako su dozimetri postavljeni tako da u njima vrijedi uvjet ravnoteže nabijenih čestica, sudarna kerma u zraku $K_{C,Zrak}$ je jednaka apsorbiranoj dozi u zraku D_{Zrak} . Kako je pacijent sačinjen od tkiva koje se u mjerenjima aproksimira s vodom, potrebno je asprobiranu dozu u zraku preračunati u apsorbiranu dozu u vodi. Eksperimentalno dobiven omjer doze u vodi i doze u zraku iznosi 1.102 za dozimetre TLD-700 [4]. Ta se vrijednost slaže s teorijskom vrijednosti dobivenom pomoću tabličnih vrijednosti masene sudarne zaustavne snage (koje se mogu pronaći na [15]) i jednadžbe (1.31) uz podatak da je tok fotona u zraku i vodi jednak. Iz toga slijedi da je doza u vodi:

$$D_{Voda} = D_{Zrak} \cdot 1.102 \quad (2.1)$$

Tako dobivena apsorbirana doza u vodi je normirana po jedinici srednje doze apsorbirane u tumoru dijeljenjem s njenim iznosom. Prilikom tretmana uređajem *Leksell Gamma Knife Icon* srednja doza za ciljni volumen iznosila je 15 Gy. Stoga je:

$$D_W = \frac{D_{Voda}}{15 \text{ Gy}} \quad (2.2)$$

Svi rezultati su prikazani kao doza normirana po jedinici srednje doze apsorbirane u tumoru D_W , u jedinicama mGy/Gy.

Tako dobivene doze normirane po jedinici srednje doze apsorbirane u tumoru D_W su poslužile za izračun raspodjele doze u organima. Srednja doza apsorbirana u pojedinom organu $\bar{D}_o$ izračunata je kao aritmetička sredina doza $D_{W,i}$ izmjerenih dozimetrima postavljenim u taj organ:

$$\bar{D}_o = \frac{\sum_i D_{W,i}}{N_o} \quad (2.3)$$

N_o - broj dozimetara postavljenih u promatrani organ

Odstupanja doze od srednje vrijednosti u organu izračunata su kao standardna devijacija σ_o , odnosno drugi korijen srednjeg kvadratnog odstupanja doza izmjerenih dozimetrima postavljenim u organ:

$$\sigma_o = \sqrt{\frac{1}{N_o} \cdot \sum_i (D_{W,i} - \bar{D}_o)^2} \quad (2.4)$$

Srednja udaljenost organa od ciljnog volumena izračunata je kao aritmetička sredina udaljenosti sredine šupljina za postavljanje dozimetara koje se nalaze u organu od središta ciljnog volumena r_i :

$$\bar{r} = \frac{\sum_i r_i}{N_d} \quad (2.5)$$

Na isti način su obrađeni podaci o dozama apsorbiranim prilikom tretmana istog ciljnog volumena uređajem *Leksell Gamma Knife Model C* te radioterapijskim tehnikama koje koriste fotonske (engl. Intensity Modulated Radiotherapy, IMRT) i protonske (engl. Intensity modulated Proton Therapy, IMPT) snopove promjenjivog intenziteta koji su preuzeti iz znanstvenih članaka [2] [8].

Poglavlje 3

Rezultati i rasprava

Dobiveni podatci o apsorbiranim dozama obrađeni su u svrhu proučavanja doze apsorbirane u štitnjači tijekom snimanja uređajem CBCT, proučavanja ovisnosti doza apsorbiranih prilikom tretmana uređajem *Leksell Gamma Knife Icon* o udaljenosti od središta ciljnog volumena, proučavanja raspodjele doza apsorbiranih prilikom tretmana uređajem *Leksell Gamma Knife Icon* u organima i usporedbu doza apsorbiranih prilikom tretmana uređajem *Leksell Gamma Knife Icon* sa dozama apsorbiranim prilikom tretmana istog ciljnog volumena u istom fantomu koristeći uređaj *Leksell Gamma Knife Model C*, te radioterapijske tehnike koje koriste fotonske (engl. Intensity Modulated Radiation Therapy, IMRT) i protonske (engl. Intensity Modulated Proton Therapy, IMPT) snopove promjenjivog intenziteta. Pomoću računalnog programa *QtiPlot* načinjeni su grafovi, a pomoću računalnog programa *Microsoft Excel* načinjeni su stupčasti dijagrami.

Proučavanje apsorbiranih doza je vrlo važno jer zračenje može izazvati neželjene biološke učinke u ozračenim tkivima. Tkiva koja se ne nalaze u neposrednoj blizini ciljnog volumena prilikom tretmana apsorbiraju zračenje koje se izlazeći iz uređaja raspršilo u kolimatoru, zraku i tijelu pacijenta. To zračenje je prenijelo energiju u tkivo preko mehanizama opisanih u Poglavlju 1.

3.1 Apsorbirana doza u štitnjači prilikom medicinskog oslikavanja pridruženim uređajem za računalnu tomografiju stožastim snopom

Štitnjača je žlijezda koja se nalazi ispred grkljana i početnog dijela dušnika. Stanice koje sačinjavaju štitnjaču su vrlo osjetljive na zračenje. Uz to, štitnjača se nalazi srednjoj udaljenosti 15 cm od ciljnog volumena, što je relativno mala udaljenost. Zbog toga joj se pridodaje više pažnje prilikom ozračivanja i medicinskog oslikavanja. Željeli smo vidjeti koliki doprinos ukupnoj dozi u štitnjači daje snimanje uređajem CBCT.

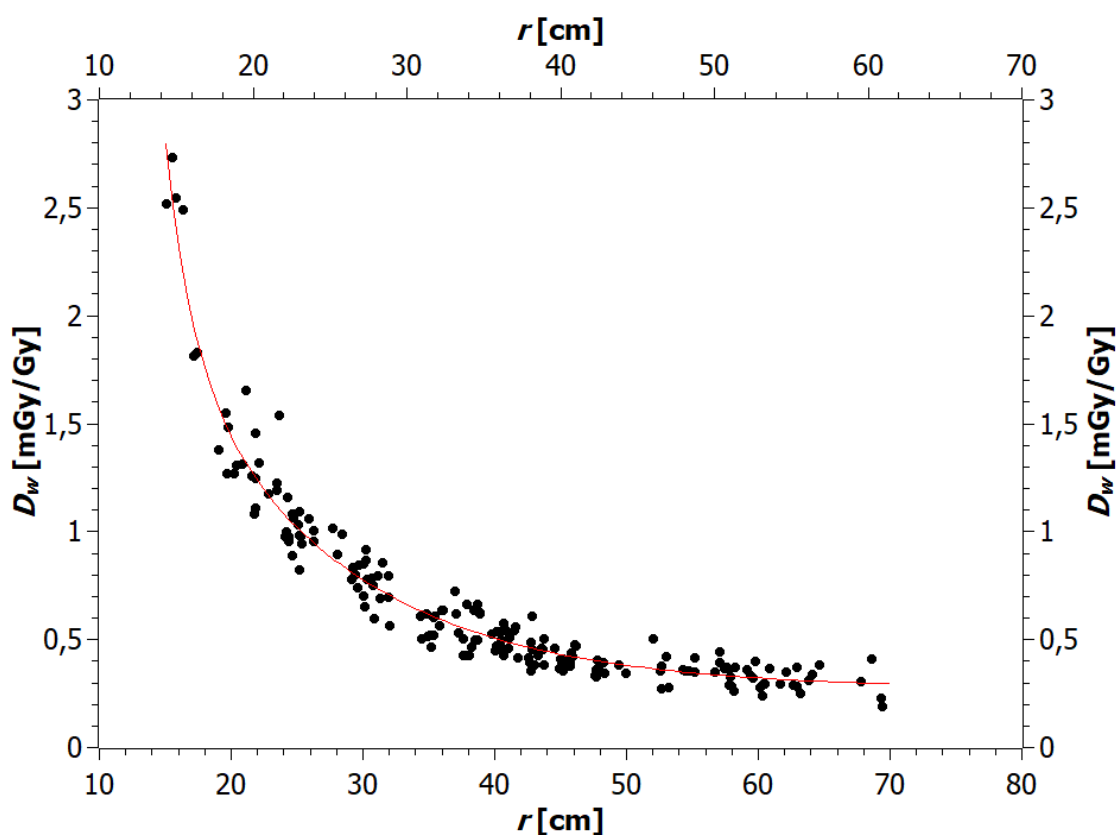
Tijekom snimanja glave pridruženim uređajem CBCT štitnjača je apsorbirala dozu:

$$D_T^{CBCT} = (5 \pm 4) \cdot 10^{-4} \text{ Gy}$$

Doza koju je štitnjača apsorbirala prilikom medicinskog oslikavanja uređajem CBCT je malena, reda veličine 10^{-4} Gy. Dobivena vrijednost apsorbirane doze nalazi se u području u kojem nema znanstvenih dokaza o postojanju rizika od pojave neželjenih stohastičkih učinaka zračenja. Deterministički učinci zračenja se ne mogu pojaviti, budući da je apsorbirana doza puno manja od praga za pojavu determinističkih učinaka zračenja.

3.2 Raspodjela doza apsorbiranih prilikom tretmana ciljnog volumena uređajem *Leksell Gamma Knife Icon* u ovisnosti o udaljenosti od ciljnog volumena

Prilikom tretmana ciljnog volumena uređajem *Leksell Gamma Knife Icon*, 190 dozimetara TLD-700 je bilo smješteno u šuplinama za postavljanje dozimetara unutar organa antropomorfnog fantoma. Dobiveni podaci o apsorbiranim dozama upotrijebljeni su za izradu grafa 3.1. ovisnosti apsorbirane doze o udaljenosti od ciljnog volumena:



Graf 3.1. Ovisnost apsorbirane doze o udaljenosti od ciljnog volumena.

Iz grafa se može vidjeti kako apsorbirana doza eksponencijalno pada s udaljenošću od ciljnog volumena. Funkcija koja najbolje opisuje dobivenu raspodjelu apsorbirane doze u ovisnosti o udaljenosti r od ciljnog volumena je eksponencijalni pad drugog reda, čiji je graf prikazan crvenom krivuljom na grafu 3.1.:

$$D_w = 5,1 \cdot e^{-\frac{r}{13,0}} + 134,9 \cdot e^{-\frac{r}{2,1}} + 0,3$$

Koeficijent R^2 dobivene funkcije iznosi 0,94.

Najveća apsorbirana doza iznosi 2,73 mGy/Gy za dozimetar u jednjaku udaljen 15,53 cm od ciljnog volumena. Najmanja apsorbirana doza iznosi 0,19 mGy/Gy za dozimetar u testisima udaljen 69,40 cm od ciljnog volumena.

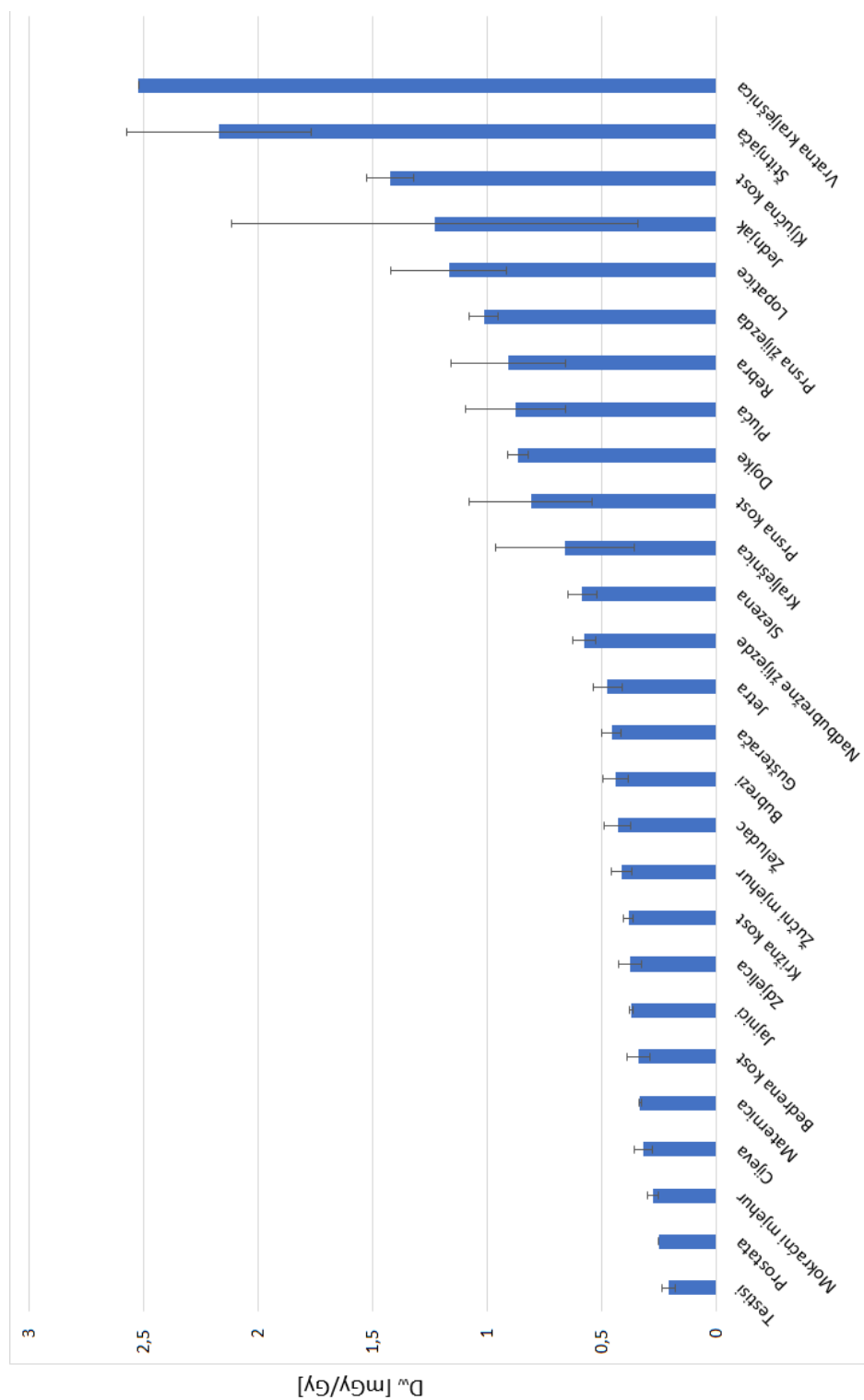
3.3 Raspodjela doza apsorbiranih u organima izvan ciljnog volumena prilikom tretmana ciljnog volumena uređajem *Leksell Gamma Knife Icon*

Dobiveni podatci o apsorbiranim dozama prilikom tretmana ciljnog volumena uređajem *Leksell Gamma Knife Icon* upotrijebljeni su izradu raspodjele apsorbiranih doza u organima. Izrađen je stupčasti dijagram (graf 3.2.) raspodjele apsorbiranih doza u organima sa naznačenim srednjim kvadratnim odstupanjima. Načinjena je tablica (Tablica 3.1.) koja prikazuje podatke o organima, srednjoj, minimalnoj i maksimalnoj dozi očitanoj na dozimetru unutar pojedinog organa, srednjem kvadratnom odstupanju doze u pojedinom organu, relativnom srednjem kvadratnom odstupanju doze u pojedinom organu i srednjoj udaljenosti organa od ciljnog volumena.

Iz stupčastog dijagrama je uočljivo kako je srednja apsorbirana doza veća u organima manje srednje udaljenosti od ciljnog volumena, što se slaže sa prethodnim rezultatima raspodjele apsorbiranih doza u ovisnosti o udaljenosti od ciljnog volumena. Najveća srednja vrijednost apsorbirane doze je u vratnoj kralješnici, koja je najbliži organ ciljnom volumenu. Najmanja srednja vrijednost apsorbirane doze je u testitima, prosječno najudaljenijem organu od ciljnog volumena. Nadalje, iz tablice 3.1. i tablice 2.2. je vidljivo kako je odstupanje od srednje doze veće za velike organe koji se protežu kroz veći broj slojeva fantoma. To je očekivano prema raspodjeli apsorbirane doze u ovisnosti o udaljenosti od ciljnog volumena. Najveće srednje kvadratno odstupanje apsorbirane doze od srednje vrijednosti apsorbirane doze u organu ima jednjak i ono iznosi 0,89 mGy/Gy, što je ujedno i najveće relativno srednje kvadratno odstupanje apsorbirane doze od srednje vrijednosti apsorbirane doze u organu koje iznosi 72 %.

Tablica 3.1. Podatci o ozračenim organima, srednjoj dozi $\overline{D}_O$ apsorbiranoj u pojedinom organu, minimalnoj dozi $\min(D_{w,i})$ izmjerenoj dozimetrom smještenim u organu, maksimalnoj dozi $\max(D_{w,i})$ izmjerenoj dozimetrom smještenim u organu, srednjem kvadratnom odstupanju apsorbirane doze od srednje vrijednosti apsorbirane doze u organu σ_o , relativnom srednjem kvadratnom odstupanju apsorbirane doze od srednje vrijednosti apsorbirane doze u organu $\sigma_o/\overline{D}_O$ i srednjoj udaljenosti $\bar{r}$ organa od ciljnog volumena. Unutar prostate i unutar vratne kralješnice nalazio se jedan dozimetar.

Organ	$\bar{D}_o$ [mGy/Gy]	$\min(D_{w,i})$ [mGy/Gy]	$\max(D_{w,i})$ [mGy/Gy]	σ_o [mGy/Gy]	$\sigma_o/\bar{D}_o$ [%]	$\bar{r}$ [cm]
Testisi	0,21	0,19	0,23	0,03	13	69,36
Bedrena kost	0,34	0,28	0,41	0,05	15	63,96
Zdjelica	0,38	0,30	0,51	0,05	13	57,74
Prostata	0,25	0,25	0,25	-	-	63,12
Crijeva	0,32	0,27	0,38	0,04	12	52,78
Mokraćni mjehur	0,28	0,24	0,30	0,02	8	60,34
Križna kost	0,39	0,36	0,40	0,02	6	57,06
Maternica	0,33	0,33	0,34	0,01	2	58,62
Jajnici	0,37	0,37	0,38	0,01	2	57,97
Kralješnica	0,7	0,4	1,3	0,3	46	34,83
Bubrezi	0,44	0,35	0,55	0,06	13	45,81
Žučni mjehur	0,41	0,37	0,46	0,05	11	44,20
Želudac	0,43	0,36	0,54	0,06	13	42,46
Jetra	0,48	0,39	0,64	0,06	13	39,26
Nadbubrežne žlijezde	0,58	0,54	0,61	0,05	9	41,55
Slezena	0,59	0,49	0,67	0,06	11	39,78
Gušterača	0,46	0,42	0,50	0,04	9	40,94
Rebra	0,9	0,6	1,3	0,3	28	29,76
Pluća	0,9	0,6	1,5	0,2	25	28,72
Jednjak	1,2	0,5	2,7	0,9	72	24,77
Prsna kost	0,8	0,6	1,1	0,3	33	27,21
Dojke	0,87	0,84	0,90	0,04	5	28,60
Lopatice	1,2	0,9	1,7	0,3	21	25,20
Prsna žlijezda	1,02	0,96	1,09	0,07	6	23,40
Ključna kost	1,4	1,3	1,6	0,1	7	20,20
Štitnjača	2,2	1,8	2,6	0,4	19	16,64
Vratna kralješnica	2,52	2,52	2,52	-	-	15,03



Graf 3.2. Raspodjela doza apsorbiranih prilikom tretmana ciljnog volumena uređajem *Leksell Gamma Knife Icon* u organima izvan ciljnog volumena. Ucertane pogreške su srednja kvadratna odstupanja apsorbirane doze od srednje vrijednosti apsorbirane doze u organu.

3.4 Usporedba raspodjele apsorbiranih doza u organima izvan ciljnog volumena prilikom tretmana istog ciljnog volumena različitim terapijskim uređajima

Raspodjela doza apsorbiranih prilikom tretmana ciljnog volumena uređajem *Leksell Gamma Knife Icon* u organima izvan ciljnog volumena uspoređena je sa raspodjelom apsorbirane doze u organima izvan ciljnog volumena prilikom tretmana istog ciljnog volumena različitim neuroradiokirurškim tehnikama. Usporedba je načinjena za *Leksell Gamma Knife model C* proizvođača *Elekta*, radioterapiju moduliranog intenziteta (IMRT) i protonsku terapiju moduliranog intenziteta (IMPT). Tretman uređajem *Leksell Gamma Knife model C* proveden je u KBC Zagreb [8]. Srednja doza za ciljni volumen iznosila je 4,1 Gy [8]. *Leksell Gamma Knife Model C* ne sadrži pridruženi CBCT uređaj. Tretman radioterapijom moduliranog intenziteta proveden je u bolnici u Krakowu pomoću 6 MV snopa dobivenog linearnim akceleratorom [8]. Srednja doza u ciljnom volumenu iznosila je 2 Gy [8]. Tretman protonskom terapijom moduliranog intenziteta proveden je u Ciklotronskom Centru Bronowice u Krakowu [2]. Srednja doza u ciljnom volumenu iznosila je 100 Gy [2].

Na temelju raspodjele doze dobivene u ovom eksperimentu, te rezultata eksperimenata datih u [8] i [2] načinjen je stupčasti dijagram (graf 3.2.) na sljedećoj stranici u kojem je prikazan logaritam srednje apsorbirane doze u organima za navedene terapijske uređaje.

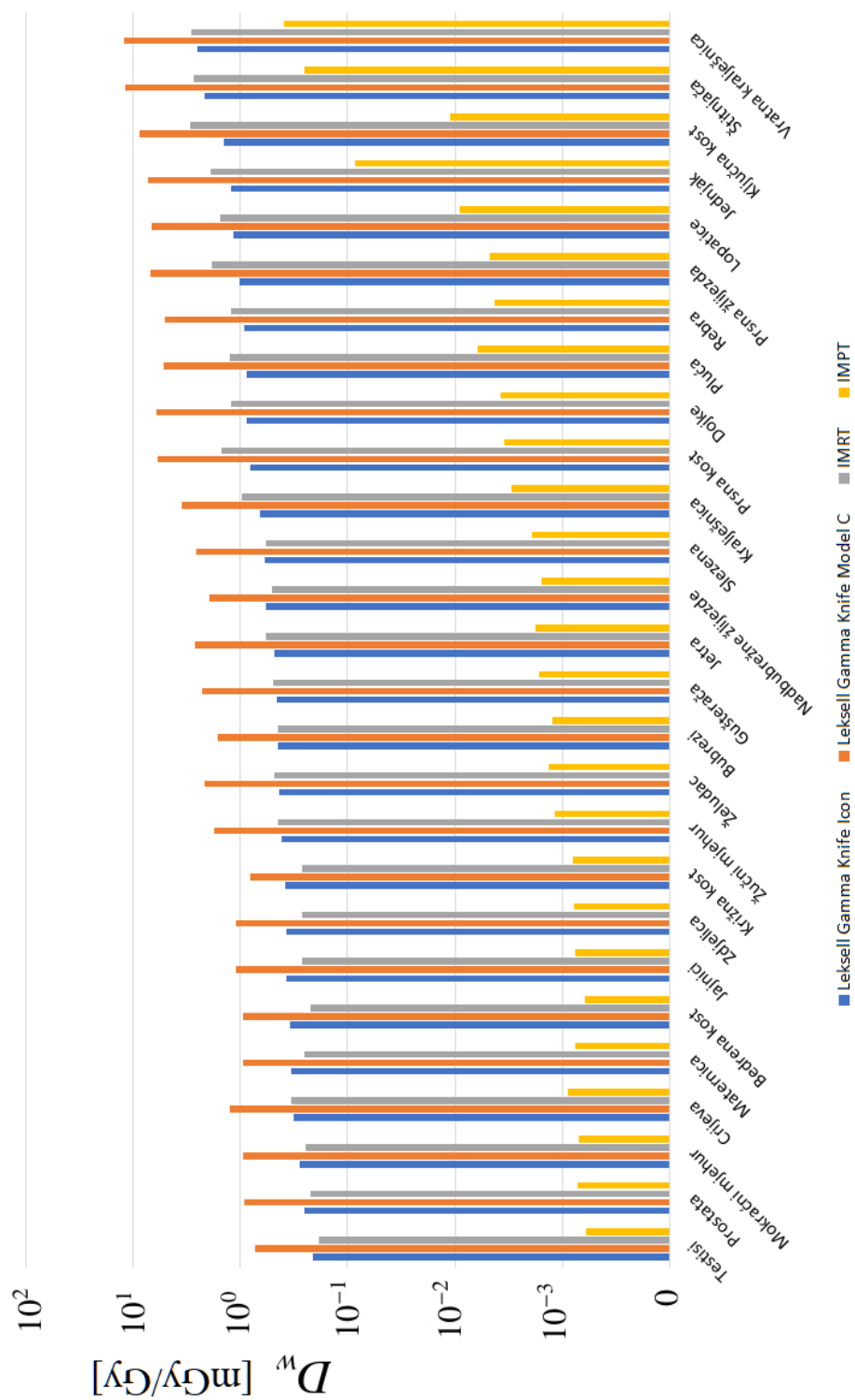
Iz grafa 3.2. uočljivo je kako su kod tretmana uređajem *Leksell Gamma Knife Icon* doze izvan ciljnog volumena višestruko manje od doza izmerenih prilikom tretmana istog ciljnog volumena uređajem *Leksell Gamma Knife model C*. Smanjenje doze je u rasponu od 2,1 puta za križnicu do 7,2 puta za prsnu kost. Pad apsorbiranih doza s porastom srednje udaljenosti organa od ciljnog volumena je kod uređaja *Leksell Gamma Knife Icon* sporiji nego kod uređaja *Leksell Gamma Knife model C*. Mjerenje doza prilikom medicinskog oslikavanja pridruženim uređajem CBCT su pokazala kako oslikavanje uređajem CBCT ne daje velik doprinos ukupnoj apsorbiranoj dozi. Mjerenja u ovom radu su pokazala prednost uređaja *Leksell Gamma Knife Icon* nad uređajem *Leksell Gamma Knife model C*.

U usporedbi s tretmanom istog ciljnog volumena IMRT, tretman uređajem *Leksell Gamma Knife Icon* pokazuje niže vrijednosti apsorbiranih doza za organe bliže ciljnom volumenu. Najveće smanjenje apsorbirane doze iznosi 2 puta (za ključnu kost). Za udaljenije organe, tretman uređajem *Leksell Gamma Knife Icon* pokazuje nešto veće vrijednosti apsorbirane doze nego tretman IMRT. Najveće povećanje apsorbirane doze iznosi 1,4 puta. To upućuje na brži pad apsorbirane doze s porastom udaljenosti od ciljnog volumena kod tretmana IMRT nego kod tretmana uređajem *Leksell Gamma Knife Icon*.

U usporedbi sa tretmanom istog ciljnog volumena protonskom terapijom moduliranog intenziteta, tretman uređajem *Leksell Gamma Knife Icon* pokazuje višestruko veće apsorbi-

rane doze za sve organe. Povećanje doze je u rasponu od 6 puta za vratnu kralješnicu, do 553 puta za bedrenu kost. Uz to, pad apsorbiranih doza s porastom srednje udaljenosti organa od ciljnog volumena je brži kod IMPT nego kod terapije uređajem *Leksell Gamma Knife Icon*. Prikazani rezultati za tretman IMPT uključuju fotonske doze uzrokovane fotonima nastalim radijativnim međudjelovanjima protona, ali ne i doze nastale zbog sekundarnih neutrona.

Doze prikazane u rezultatima mjerenja su normirane po srednjoj dozi u ciljnom volumenu. Ukoliko se prikazane doze pomnože sa srednjom dozom u ciljnom volumenu, dobiju se apsorbirane doze u organima. Ukoliko je apsorbirana doza u organu veća od 10 mGy, znansstveno je utemeljeno postojanje rizika od pojave neželjenih bioloških stohastičkih učinaka zračenja.



Graf 3.3. Usporedba raspodjela apsorbiranih doza u organima izvan ciljnog volumena prilikom tretmana istog ciljnog volumena različitim terapijskim uređajima.

Poglavlje 4

Zaključak

Leksell Gamma Knife Icon je korak naprijed u tretmanima ciljnog volumena uređajem gama nož. Iako *Leksell Gamma Knife Icon* ne izbjegava u potpunosti ozračivanje tkiva i organa izvan ciljnog volumena, rezultati mjerenja su pokazali višestruko manje apsorbirane doze izvan ciljnog volumena nego kod uređaja *Leksell Gamma Knife Model C*. To uvelike smanjuje rizike od pojave neželjenih bioloških učinaka zračenja, ali ih ne eliminira u potpunosti. Doza apsorbirana prilikom snimanja štitnjače pridruženim CBCT uređajem je malena i spada u područje za koje ne postoje znanstveno utemeljeni dokazi o postojanju rizika pojave neželjenih stohastičkih učinaka zračenja. Pri tomu apsorbirana doza je nedovoljna da bi se zbog ozračivanja štitnjače pojavili deterministički učinci zračenja.

Doze izvan ciljnog volumena pokazale su trend eksponencijalnog pada s udaljenošću od ciljnog volumena. Shodno tomu, organi bliži ciljnom volumenu apsorbirali su veću dozu nego udaljeniji organi. Odstupanja doze u pojedinom organu su veća ukoliko je organ veći. U usporedbi sa IMRT, uređaj *Leksell Gamma Knife Icon* pokazao je približno jednake vrijednosti apsorbiranih doza, uz sporiji pad doze sa porastom udaljenosti od ciljnog volumena. U usporedbi sa fotonskim dozama mjerenim na IMPT, uređaj *Leksell Gamma Knife Icon* pokazuje višestruko veće apsorbirane doze i sporiji trend pada doze sa porastom udaljenosti od ciljnog volumena.

Apsorbirane doze u svim promatranim organima su male, ali ipak dovoljne da postoji rizik od pojave neželjenih stohastičkih učinaka zračenja. I dalje je potreban postupak pomnog planiranja zračenja i zaštite od zračenja, kako bi se umanjili rizici povezani sa neželjenim ozračivanjem tkiva. Potrebno je usmjeriti dodatnu pažnju na doze koju prilikom tretmana apsorbiraju djeca, budući da je organizam u razvoju posebno osjetljiv na ionizirajuće zračenje.

Bibliografija

- [1] *ATOM Dosimetry Phantoms*,
<https://www.cirsinc.com/wp-content/uploads/2021/06/701-706-ATOM-PB-062521.pdf>, 5.8.2021.
- [2] Ž. Knežević i sur. *Comparison of response of passive dosimetry systems in scanning proton radiotherapy - A study using paediatric antropomorphic phantoms*, *Radiation Protection Dosimetry* 180 (2018), str. 256–260
- [3] *Diagnostical Radiology Physics*, International Atomic Energy Agency (IAEA), Beč, 2014.
- [4] S. Miljanić *Intercomparison of dosimeters for non-target organ dose measurements in radiotherapy - activity of EURADOS WG9: Radiation protection in medicine*. Proceedings of the 6th International Workshop on Individual Monitoring of Ionizing Radiation, (2010), str. 95-107.
- [5] H.S. Attix, *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*, John Wiley & Sons, Inc., Madison, 1986.
- [6] *Leksell Gamma Knife Icon: Instructions for use*, Elekta, Stockholm (2017)
- [7] *Nuclear Medicine Physics*, International Atomic Energy Agency (IAEA), Beč, 2014.
- [8] M. De Saint-Hubert i sur. *Out-of-field doses in children treated for large arteriovenous malformations using hypofractionated gamma knife radiosurgery and intensity-modulated radiation therapy*, *Radiation Protection Dosimetry*, (2018), str. 1–11
- [9] Ž. Knežević i sur. *Photon dosimetry methods outside the target volume in radiation therapy: Optically stimulated luminescence (OSL), thermoluminescence (TL) and radiophotoluminescence (RPL) dosimetry*, *Radiation measurements* 57 (2013), str. 9-18
- [10] *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*, International Atomic Energy Agency (IAEA), Beč, 2005.

- [11] *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*, Elsevier, Amsterdam, 2007.
- [12] J.P. Gibbons, F.M. Khan, *The Physics of Radiation Therapy, Edition 5*, LIPPINCOTT WILLIAMS & WILKINS, Philadelphia, 2014.
- [13] A.F. McKinlay, *Thermoluminescences Dosimetry*, Adam Hilger Ltd., Bristol, 1981.
- [14] R.A. Freedman, H.D. Young, *University Physics with Modern Physics, 13th Edition*, Addison-Wesley, Boston, 2012.
- [15] *X-Ray Mass Attenuation Coefficients*,
<https://www.nist.gov/pml/x-ray-mass-attenuation-coefficients>,
1.9.2021.

Sažetak

U ovom radu izmjerene su doze izvan ciljnog volumena prilikom radioneurokirurškog zahvata uređajem *Leksell Gamma Knife Icon*. Korišteni su termoluminiscentni dozimetri na bazi LiF sa primjesama Mg i Ti, poznatiji kao TLD-700. Doze su mjerene u antropomorfnom fantomu koji predstavlja desetogodišnje dijete oba spola. Iako se ionizirajuće zračenje prilikom radioneurokirurškog tretmana prvobitno koristi za dobrobit pacijenta, ono može izazvati neželjene učinke u organizmu. Posebna pozornost je usmjerena prema dozama izvan ciljnog volumena koje apsorbiraju djeca, budući da je organizam u razvoju posebno osjetljiv na ionizirajuće zračenje.

Na osnovi rezultata mjerenja apsorbiranih doza određena je srednja doza koju apsorbira štitnjača prilikom medicinskog oslikavanja pridruženim uređajem za računalnu tomografiju stožastim snopom, raspodjela doza apsorbiranih prilikom tretmana uređajem *Leksell Gamma Knife Icon* u ovisnosti o udaljenosti od ciljnog volumena, raspodjela doza apsorbiranih prilikom tretmana uređajem *Leksell Gamma Knife Icon* u organima i usporedba dobivene raspodjele doze u organima sa dozama izmjerenim prilikom ozračivanja istog ciljnog volumena koristeći uređaj *Leksell Gamma Knife Model C*, te radioterapijske tehnike koje koriste fotonske (IMRT) i protonske (IMPT) snopove. Doze apsorbirane prilikom tretmana uređajem *Leksell Gamma Knife Icon* višestruko su manje nego doze apsorbirane prilikom tretmana uređajem *Leksell Gamma Knife Model C*, približno su jednake dozama apsorbiranim prilikom tretmana fotonskim snopom i višestruko veće od doza apsorbiranih prilikom tretmana protonskim snopom.

Summary

In this work, doses outside the target volume were measured during radioneurosurgery using *Leksell Gamma Knife Icon*. LiF-based thermoluminescent dosimeters with Mg and Ti admixtures, better known as TLD-700, were used. Doses were measured in an anthropomorphic phantom representing a ten-year-old child of both sexes. Although ionizing radiation during radioneurosurgical treatment is originally used for benefiting the patient, it can cause side effects in the body. Particular attention is paid to doses outside the target volume absorbed by children, as the developing organism is particularly sensitive to ionizing radiation.

Based on measurements of absorbed doses, the mean dose absorbed by the thyroid gland during medical imaging with the Cone Beam Computed Tomography device was determined, along with the distance dependence of absorbed doses during treatment using *Leksell Gamma Knife Icon*, organ distribution of doses during treatment using *Leksell Gamma Knife Icon* and comparison of the obtained dose distribution in the organs with the doses measured when irradiating the same target volume using the *Leksell Gamma Knife Model C*, and radiotherapy techniques using photon (IMRT) and proton (IMPT) bundles. Doses absorbed during treatment with *Leksell Gamma Knife Icon* are many times smaller than doses absorbed during treatment with *Leksell Gamma Knife Model C*, approximately equal to doses absorbed during photon beam treatment and many times higher than doses absorbed during proton beam treatment.

Životopis

Rođen sam 26. listopada 1996. godine u Bjelovaru. Osnovnu školu sam završio u Garešnici. Nakon završene osnovne škole sam upisao smjer opće gimnazije u Srednjoj školi August Šenoa u Garešnici. Maturirao sam 2015. godine. Iste godine sam upisao integrirani preddiplomski i diplomski studij matematike i fizike, nastavnički smjer, na Prirodoslovno-matematičkom fakultetu Sveučilišta u Zagrebu.