

Mjerenja perifernih doza za različite kolimatore gama noža

Tomić, Paula

Master's thesis / Diplomski rad

2016

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:217:818507>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2024-04-25**



Repository / Repozitorij:

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



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
PRIRODOSLOVNO-MATEMATIČKI FAKULTET
FIZIČKI ODSJEK

Paula Tomić

MJERENJA PERIFERNIH DOZA ZA RAZLIČITE
KOLIMATORE GAMA NOŽA

Diplomski rad

Zagreb, 2016.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
PRIRODOSLOVNO-MATEMATIČKI FAKULTET
FIZIČKI ODSJEK

SMJER: Istraživački

Paula Tomić

Diplomski rad

**Mjerenja perifernih doza za različite
kolimatore gama noža**

Voditelj diplomskog rada: Doc. dr. sc. Marija Majer

Suvoditelj diplomskog rada: Doc. dr. sc. Nikola Poljak

Ocjena diplomskog rada: _____

Povjerenstvo: 1. _____

2. _____

3. _____

Datum polaganja: _____

Zagreb, 2016.

Zahvaljujem se doc. dr. sc. Mariji Majer i doc. dr. sc. Nikoli Poljaku na mentorstvu i korisnim savjetima prilikom izrade ovoga rada.

Posebno se zahvaljujem doc. dr. sc. Mariji Majer sa Instituta Ruđer Bošković na prenesenom znanju, savjetima, velikom trudu i strpljenju koje je imala samnom.

Zahvaljujem se dr. sc. Hrvoju Hršaku na uloženom vremenu i pomoći prilikom ozračivanja u Gamma-Knife centru Klinike za neurokirurgiju Kliničkog bolničkog centra Zagreb.

Hvala svim suradnicima u Laboratoriju za radijacijsku kemiju i dozimetriju na Institutu Ruđer Bošković na ugodnoj suradnji, a posebice dr. sc. Željki Knežević na korisnim savjetima prilikom izrade ovog rada.

Hvala mojoj obitelji, prijateljima i mom Josipu na beskrajnom strpljenju i podršci tijekom studija.

Sažetak

U Leksellovom gama nožu se za oblikovanje promjera fotonskih snopova koriste primarni statički i sekundarni izmjenjivi kolimatori. U ovom diplomskom radu proučena je ovisnost perifernih doza o sekundarnom kolimatoru te je na jednostavnom primjeru radiokirurškog plana zračenja provjereno mogu li se dobiveni rezultati iskoristiti za procjenu perifernih doza u tretmanu gama nožem koji uključuje sva četiri sekundarna kolimatora. Mjerenja su provedena na antropomorfnom fantomu koji predstavlja desetogodišnje dijete, a za mjerenje doza su korišteni radiofotoluminescentni dozimetri koji su stavljani u organe fantoma. Sekundarni kolimatori karakterizirani su promjerom otvora (4, 8, 14 i 18 mm) te izlaznim faktorom određenim od strane proizvođača gama noža. Za svaki od četiri sekundarna kolimatora napravljen je plan zračenja za isti ciljni volumen te su za svaki kolimator izmjerene periferne doze i izračunate doze u organima. Najveće periferne doze izmjerene su za 18 mm kolimator. Izborom kolimatora s manjim otvorima (14 mm i 8 mm) periferne doze su se smanjivale što je objašnjeno manjim curenjem zračenja. Za 4 mm kolimator nije nastavljen trend smanjivanja periferne doze. Prosječna periferna doza po organima za 4 mm kolimator usporediva je s vrijednosti dobivenom za najveći 18 mm kolimator što je objašnjeno značajno manjim izlaznim faktorom (te za istu dozu u ciljnom volumenu većim vremenom zračenja) za 4 mm kolimator nego za druge kolimatore. Za svaki organ izračunat je koeficijent kao omjer doze u organu i maksimalne doze u ciljnom volumenu. Pomoću tih koeficijenata, za svaki organ su izračunate periferne doze za plan zračenja u kojem se koriste sva četiri kolimatora, te su uspoređene s izmjerenim dozama. Slaganje izmjerenih i izračunatih doza je zadovoljavajuće.

Measurements of peripheral organ doses for different collimator helmets of the Gamma Knife

Abstract

The Leksell Gamma Knife radiation is collimated both by a fixed primary collimator system and a secondary replaceable collimator. The purpose of this diploma work was to study the dependence of the paediatric patient peripheral doses on the choice of the secondary collimator and for simple radiosurgery treatment plan verify whether the results obtained can be used to estimate peripheral doses if all four secondary collimators are used for gamma knife treatment. An anthropomorphic phantom representing a 10 year old child was used for measurements. Radiophotoluminescent dosimeters placed in the organs of the phantom were used for dose measurements. Secondary collimators are characterized with the diameter of their holes and output factor defined by the vendor. For each of the four secondary collimators, a treatment plan for the same target volume was made and for each collimator the peripheral doses were measured and organ doses were calculated. The highest peripheral doses were measured for a 18 mm collimator. By selecting collimators with smaller apertures (14 mm and 8 mm) the peripheral doses were decreased, which was explained by the smaller radiation leakage. The trend of reducing peripheral doses with the decrease of aperture size was not obtained for the 4 mm collimator. For the 4 mm collimator the average peripheral organ dose was comparable with value obtained for 18 mm collimator and that was explained with much smaller output factor (and the larger irradiation time for the same target dose) for the 4 mm collimator in comparison with other collimators. For each of the organs, a factor representing the ratio of the organ dose and the maximum target dose was calculated. Using these factors for a treatment plan that uses four collimators, the peripheral organ doses were calculated and compared to measured values. The comparison of measured and calculated doses was satisfactory.

Sadržaj

1	Uvod	1
2	Teorijski dio	3
2.1	Leksellov gama nož	3
2.2	Međudjelovanje elektromagnetskog zračenja s materijom	9
2.2.1	Fotoelektrični učinak	10
2.2.2	Comptonovo raspršenje	11
2.2.3	Tvorba para	11
2.2.4	Koeficijenti međudjelovanja (atenuacije, apsorpcije i prijenosa energije)	12
2.3	Dozimetrija	17
2.3.1	Dozimetrijske veličine	17
2.3.2	Radiofotoluminescentna dozimetrija	20
2.4	Biološki učinci ionizirajućeg zračenja	30
3	Eksperimentalni dio	31
3.1	Aniliranje dozimetara	32
3.2	Očitavanje početne doze	32
3.3	Ozračivanje dozimetara	34
3.3.1	Fantom	36
3.3.2	Plan zračenja	38
3.4	Predgrijavanje i očitavanje dozimetara	41
3.5	Obrada podataka	42
4	Rezultati i rasprava	44
5	Zaključak	53

1 Uvod

Radiokirurgija je precizna metoda tretiranja različitih lezija¹ jednokratnom primjenom velike doze vrlo fokusiranog ionizirajućeg zračenja. Neuroradiokirurgija podrazumijeva liječenje malih lezija unutar lubanje jednokratnom visokom dozom zračenja [1, 2]. Jedan od uređaja koji se koristi za liječenje u neuroradiokirurgiji je gama nož. Dobio je ime po tome što se umjesto kirurškog noža za precizno tretiranje tumora koristi fokusirano gama zračenje. Prvi Leksellov gama nož (eng. Leksell Gamma Knife) u kliničku upotrebu stavljen je 1968. godine. Tehničkim usavršavanjem gama noža početkom 80-tih godina u uporabu dolazi model s 201 fotonskim snopom raspoređenim u polusferni prsten i mogućnošću višeizocentričnih raspodjela doze. Izvor uskih fotonskih snopova srednje energije 1.25 MeV koji se koriste u terapiji je radionuklid ⁶⁰Co. U praksi se gama nožem mogu liječiti lezije volumena od 0.05 cm³ do 30 cm³. Terapijske doze u radiokirurgiji su u rasponu od 20 do 100 Gy ovisno o vrsti indikacije (dobroćudne, maligne, funkcijske), veličini ciljnog volumena i položaju ciljnog volumena (tj. blizini kritičnih struktura).

Cilj radiokirurškog postupka gama nožem je što bolje prilagoditi prostornu raspodjelu doze zračenja obliku ciljnog volumena tako da ciljni volumen (npr. tumor) dobije planiranu dozu, a okolno zdravo tkivo što manju. Zračenje međudjeluje s tvari kroz koju prolazi (gubi energiju, mijenja smjer). Zbog tih međudjelovanja nemoguće je izbjeći da zdravo tkivo primi neku dozu zračenja. Doze koje apsorbira bilo koji dio tijela koji nije ciljni volumen zovu se periferne doze. U praksi, periferne doze su u području malih doza. U području malih doza, povećanjem doze povećava se vjerojatnost (rizik) nastanka neželjenih učinaka, npr. tumor uzrokovan zračenjem. Kako bi se mogli procijeniti rizici za sekundarne tumore² izazvane zračenjem, potrebno je znati periferne doze [3–5]. Poznavanje rizika posebno je važno za djecu. Dječje tkivo je osjetljivije na zračenje u odnosu na tkivo odraslih. Nadalje, udaljenost zdravih organa od ciljnog volumena manja je kod djece nego kod odraslih pa se za iste tretmane liječenja očekuju i veće periferne doze. I na kraju, za dječju populaciju očekuje se da će doživjeti dob u kojoj se može očekivati nastanak sekundarnog tumora uzrokovanog zračenjem. Stoga je mjerenje perifernih doza kod djece od velike važnosti.

Za svaki radioterapijski tretman, odgovarajući plan zračenja odredi se pomoću sustava za planiranje i kao izlazni podaci poznati su parametri zračenja (npr. maksimalna, minimalna i srednja doza u tumoru, izbor kolimatora, broj izocentara, vrijeme zračenja) te raspodjela planirane doze zračenja u tumoru i bliskom okolnom tkivu (tj. u području velikih i srednjih doza). Sustavom za planiranje ne dobije se podatak o malim dozama koje će primiti periferni organi (tj. kad doza padne ispod određene

¹lezija = oštećenje tkiva; primjer lezije su tumori

²sekundarni tumor = tumor nastao nakon liječenja primarnog tumora

vrijednosti dodjeljuje se vrijednost nula). Stoga je cilj ovog rada napraviti prvi korak u procjeni doza u perifernim organima na temelju poznatih parametara zračenja. U ovom radu proučit će se ovisnost perifernih doza o izboru kolimatora.

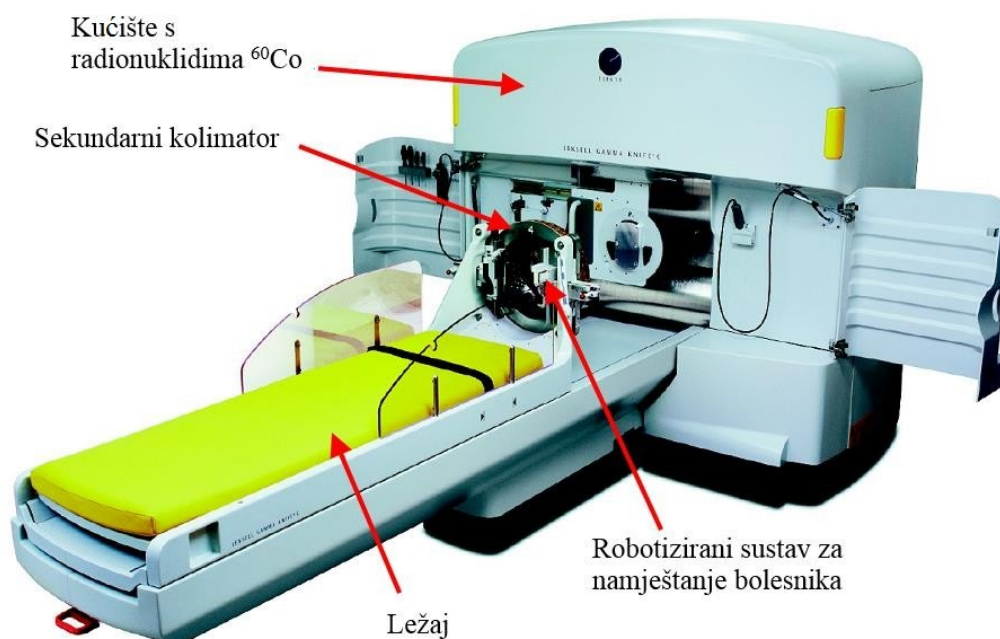
Za oblikovanje promjera fotonskih snopova u gama nožu koriste se primarni statički i sekundarni izmjenjivi kolimatori. Postoje četiri sekundarna kolimatora koji daju snopove promjera 18, 14, 8 i 4 mm. Kako bi se raspodjela zračenja što bolje prilagodila obliku tumora, plan zračenja često uključuje upotrebu tj. izmjenu nekoliko kolimatora. U ovom radu cilj je proučiti ovisnost perifernih doza o izboru sekundarnog kolimatora i zatim provjeriti mogu li se dobiveni rezultati iskoristiti za procjenu doze u perifernim organima pri zračenju koje uključuje nekoliko kolimatora. Periferne doze mjerene su u antropomorfnom fantomu (ATOM, CIRS) koji predstavlja desetogodišnje dijete. Fantom je napravljen od materijala ekvivalentnih tkivu organa. Apсорbirane doze mjere se pomoću radiofotoluminescentnih dozimetara koji se stavljaju u organe fantoma. Zračenja na gama nožu su napravljena u Gama-Knife centru Klinike za neurokirurgiju Kliničkog bolničkog centra Zagreb. Priprema i obrada dozimetara je napravljena u Laboratoriju za radijacijsku kemiju i dozimetriju na Institutu Ruđer Bošković.

Eksperiment se sastoji od pet mjerenja. Za prva četiri mjerenja napravljen je plan zračenja odabranog tumora u mozgu koristeći samo jedan kolimator (redom 18, 14, 8 te 4 mm kolimator). Za svaki kolimator izmjerene su periferne doze i izračunate doze u organima. Za svaki organ izračunat je koeficijent koji odgovara udjelu doze u organu u ovisnosti o maksimalnoj dozi u tumoru. Dobiveni koeficijenti korišteni su za računanje doze koju treba primiti pojedini organ tijekom zračenja u kojem se primjenjuju sva četiri kolimatora. Izračunate periferne doze uspoređene su s perifernim dozama koje su izmjerene u petom mjerenju u kojem su korištena sva četiri kolimatora.

2 Teorijski dio

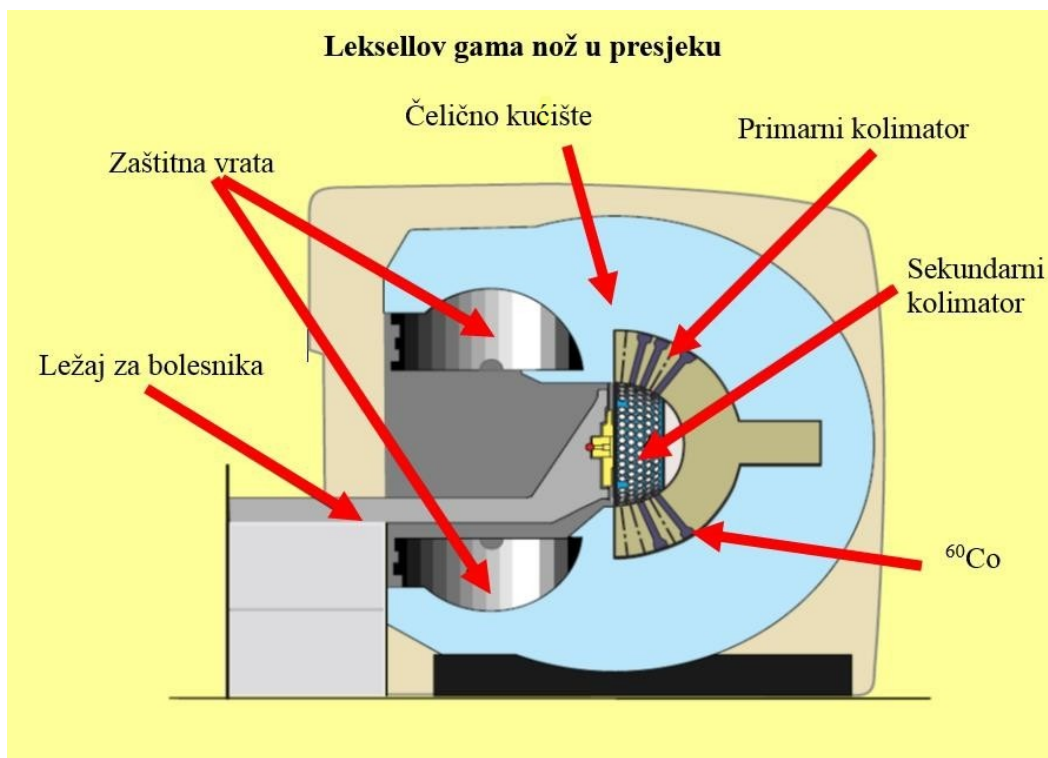
2.1 Leksellov gama nož

Leksellov gama nož [6] (Elekta AB, Stockholm, Švedska), Model C prikazan je na slici 2.1.



Slika 2.1: Leksellov gama nož, Model C [7].

Uređaj se sastoji od masivnog čeličnog kućišta, izmjenjivog sekundarnog kolimatora, robotiziranog sustava za namještanje bolesnika i ležaja za bolesnika. Unutar čeličnog kućišta u polusfernom prostornom rasporedu s primarnim kolimatorom doze u perifernim organima i tkivima raspoređen 201 radionuklid ^{60}Co . Dijelovi unutar čeličnog kućišta detaljnije su prikazani na presjeku gama noža na slici 2.2.

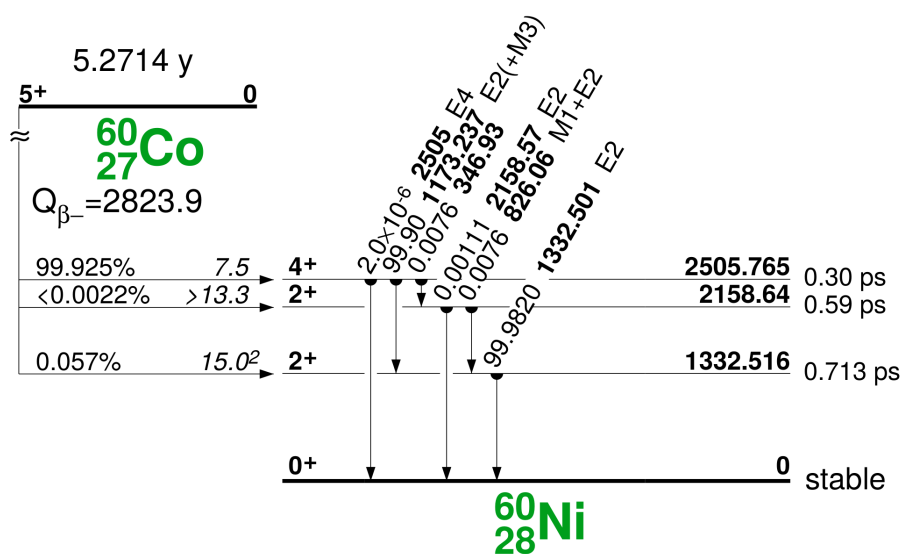


Slika 2.2: Leksellov gama nož u presjeku [8].

Radionuklid ^{60}Co raspada se β^- raspadom u ^{60}Ni . Raspad je prikazan nuklearnom jednadžbom:



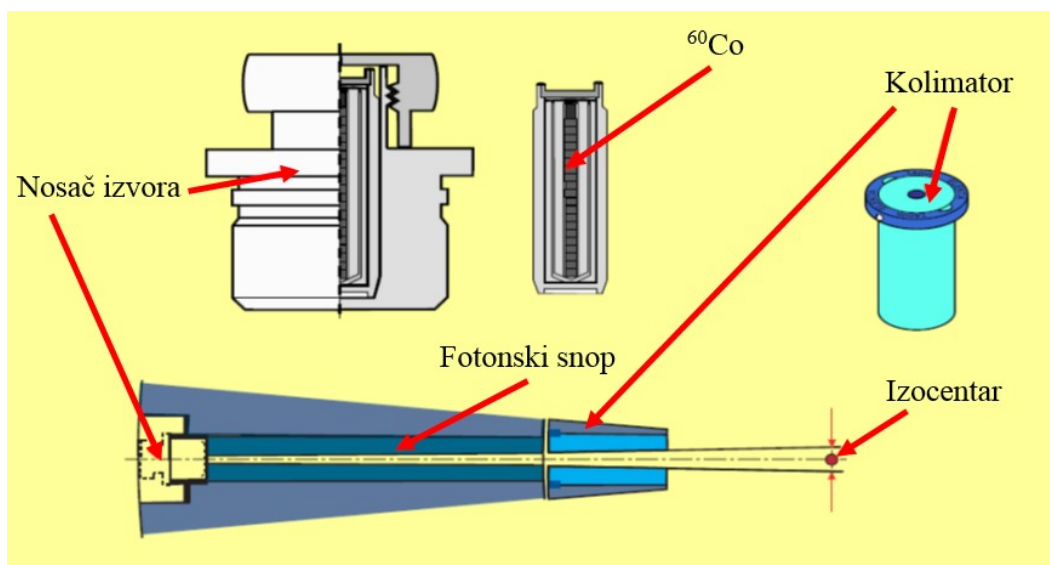
U raspadu pobuđenog stanja nikla, $^{60}\text{Ni}^*$, dominira emisija dva fotona energije 1.1732 MeV i 1.3325 MeV. Dijagram raspada prikazan je na slici 2.3.



Slika 2.3: Dijagram raspada ^{60}Co .

Na slici 2.3 je vidljivo da se fotoni niže energije pojavljuju malo češće pa se za prosječnu energiju fotona dobiva 1.25 MeV. Vrijeme poluživota ^{60}Co je 5.2714 godine.

Snopovi fotona prosječne energije 1.25 MeV usmjeravaju se primarnim statičkim i sekundarnim izmjenjivim kolimatorom u izocentar. Izocentar predstavlja mehanički centar gama noža i od svakog radionuklida udaljen je 40.3 cm. Položaji izvora i izocentra prikazani su na slici 2.4.

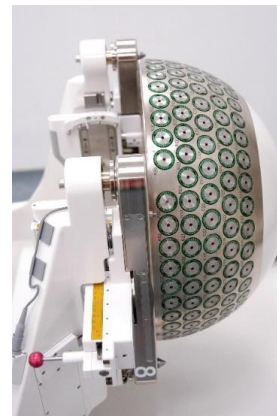


Slika 2.4: Kolimacija jednog fotonskog snopa [8].

Snopovi su oblikovani stožastim sekundarnim izmjenjivim kolimatorima koji su postavljeni na četiri izmjenjive kolimatorske kacige. Ovisno o promjeru malih kolimatora na kacigi razlikujemo 4, 8, 14 i 18 mm kolimatorske kacige prikazane na slici 2.5a. Kaciga s kolimatorima promjera 8 mm prikazana je na slici 2.5b.



(a) Kolimatorske kacige s kolimatorima promjera 4, 8, 14 i 18 mm.



(b) Kaciga s kolimatorima promjera 8 mm [6].

Slika 2.5: Kolimatorske kacige

Radi jednostavnosti, kolimatorsku kacigu s kolimatorima promjera i mm zvat ćemo i mm kolimator. Na svakoj kacigi kolimatori su raspoređeni u 5 prstena u kutnom rasponu $54^\circ - 84^\circ$ u odnosu na središnju os kolimatorske kacige. Superpozicijom fotonskih snopova, koji u izocentru imaju kružni presjek promjera 4, 8, 14 ili 18 mm, nastaje oko izocentra približno sferna raspodjela apsorbirane doze.

Bitna karakteristika svakog kolimatora je njegov izlazni faktor [9] (engl. output-factor, OPF) koji se koristi u izračunu doza za tretman pacijenta. OPF predstavlja omjer apsorbirane doze izmjerene za određeni kolimator i doze izmjerene za 18 mm kolimator za isti vremenski interval u referentnom sfernom fantomu promjera 16 cm:

$$OPF^k = \frac{D^k}{D^{18\text{mm}}}, \quad k = 18, 14, 8, 4 \text{ mm} \quad (2.1)$$

Oznake su:

D^k - izmjerena apsorbirana doza za $k = 18, 14, 8$ i 4 mm kolimator,

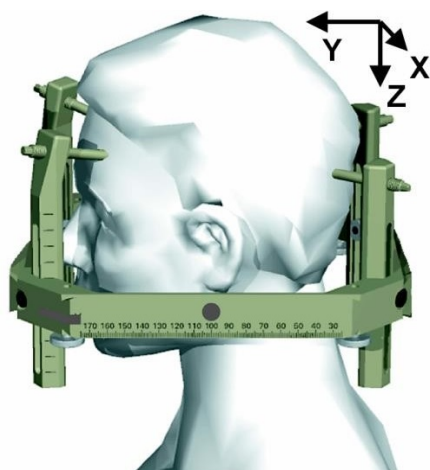
$D^{18\text{mm}}$ - apsorbirana doza za 18 mm kolimator.

18 mm kolimator je referentni kolimator pa je po definiciji $OPF^{18\text{mm}} = 1$. Izlazni faktori koje je odredio proizvođač za sva četiri kolimatora navedeni su u tablici 2.1.

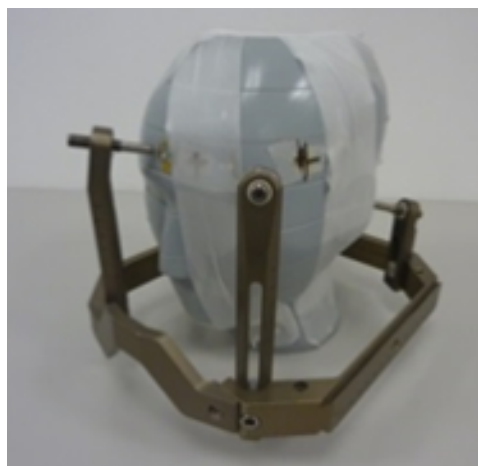
Kolimator	4 mm	8 mm	14 mm	18 mm
Izlazni faktor	0.881	0.956	0.985	1.000

Tablica 2.1: Izlazni faktori za kolimatore normirani na 18 mm kolimator [7].

Za određivanje položaja u prostoru malih ciljnih volumena u mozgu bolesnika koristi se stereotaktička metoda. Leksellov stereotaktički okvir [7] je titanski pravokutni koordinatni sustav koji se u lokalnoj anesteziji, pomoću četiri vijka, pričvršćuje na glavu bolesnika. Na slici 2.6a shematski je prikazan stereotaktički okvir, a na slici 2.6b prikazan je okvir učvršćen na glavu fantoma.



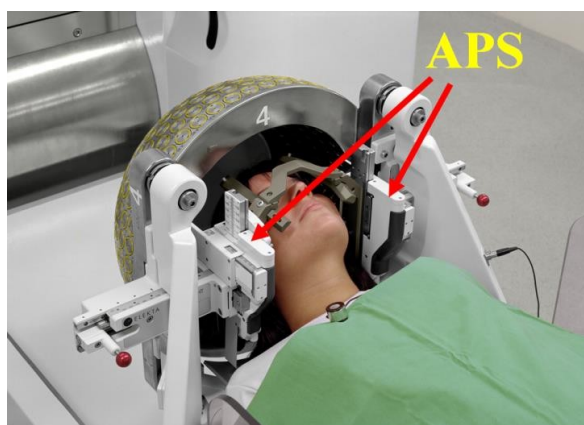
(a) Shematski prikaz stereotaktičkog okvira učvršćenog na glavu bolesnika [7].



(b) Stereotaktički okvir učvršćen na glavu fantoma.

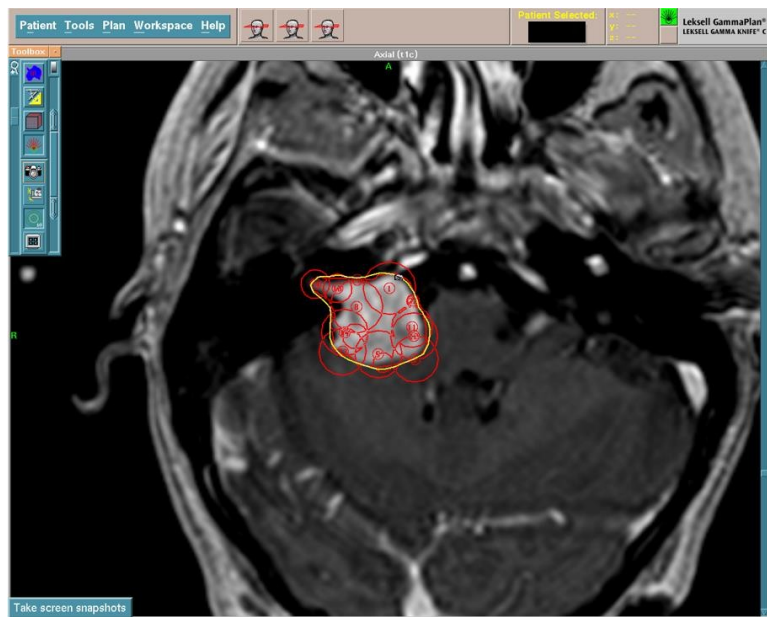
Slika 2.6: Leksellov stereotaktički okvir.

Leksellov okvir s glavom bolesnika pomiče se pomoću robotiziranog automatskog sustava (engl. Automatic Positioning System - APS) kako bi se snopovi fotona doveli u točno određeni volumen mozga [10]. APS pomiče okvir s glavom u tri ortogonalna smjera s prostornom razlučivošću od 0.1 mm. APS je prikazan na slici 2.7.



Slika 2.7: Automatski sustav za namještanje bolesnika [6].

U kliničkoj praksi ciljni volumen je nepravilnog oblika te da bi se odgovarajuće pokrio moraju se koristiti raspodjele s više izocentara. Može ih biti i do 50 za jedan ciljni volumen te se pri tome obično izmjenjuju i kolimatori. Tad se doprinos foton-skih snopova mora zbrajati po svim izocentrima. Primjer jednog složenog slučaja prikazan je na slici 2.8. Kako bi se dobila odgovarajuća raspodjela doze u tumoru na slici 2.8, potrebno je koristiti različite kolimatore i za svaki više izocentara. U ovom radu planovi zračenja su rađeni za pojednostavljeni, idealizirani slučaj. Ciljni volumen bila je točka. Stoga je plan zračenja bilo moguće napraviti koristeći samo jedan kolimator i jedan izocentar.



Slika 2.8: Klinička raspodjela apsorbirane doze uz primjenu više izocentara i različitih kolimatora za karakteristični tumor slušnog živca. Crvenom bojom prikazane su raspodjele oko pojedinih izocentara, a žutom ukupna raspodjela dobivena superpozicijom doprinosa pojedinih izocentara [6].

2.2 Međudjelovanje elektromagnetskog zračenja s materijom

Zračenje je energija koju kroz prostor prenose fotoni (elektromagnetsko zračenje) ili masene čestice [11]. Prolaskom kroz neki materijal, kao posljedica međudjelovanja zračenja i materijala, zračenje dio svoje energije predaje materijalu. Do kakvog će međudjelovanja doći ovisi o vrsti i energiji upadnog zračenja i svojstvima materijala. Zračenje možemo podijeliti u dvije temeljne kategorije:

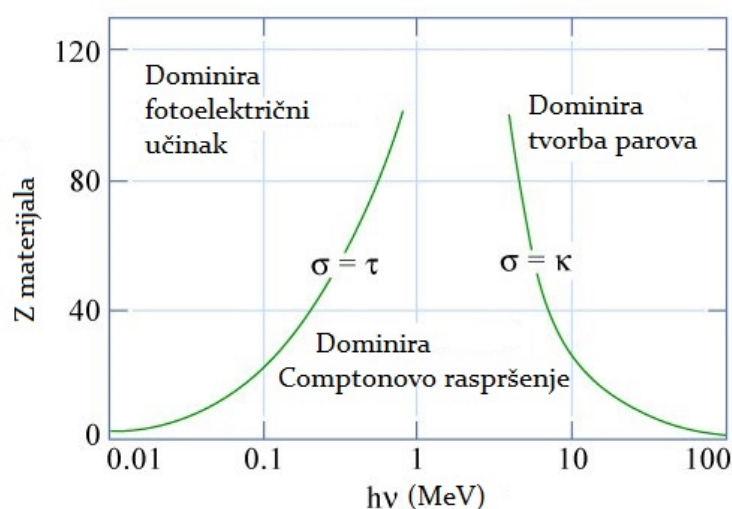
- ionizirajuće zračenje
- neionizirajuće zračenje

Ionizirajuće zračenje je ono zračenje koje ima dovoljno energije da ionizira tvar kroz koju prolazi, odnosno da izbaci jedan ili više orbitalnih elektrona iz atoma ili molekule. Ionizacijska energija ovisi o materijalu koji se ionizira i koji se elektron izbacuje (najmanja potrebna vrijednost je reda veličine nekoliko eV). Elektromagnetsko zračenje koje ima dovoljnu energiju za ionizaciju je rendgensko i gama zračenje. Za njihovo međudjelovanje s materijom najvažnija su tri procesa:

1. Fotoelektrični učinak
2. Comptonovo raspršenje
3. Tvorba para

Sva tri procesa podrazumijevaju potpuni ili djelomični prijenos energije fotona na elektron. Foton se ili rasprši ili nestaje u potpunosti.

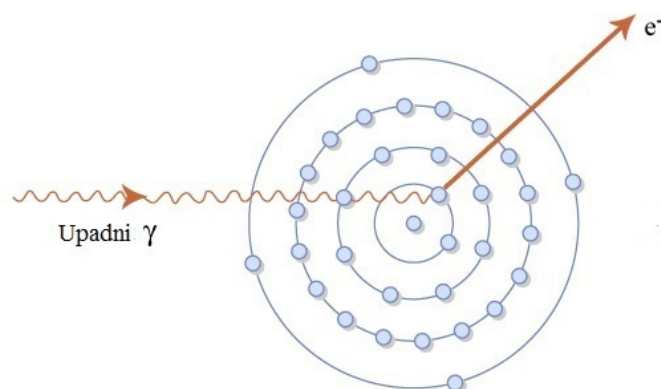
Na slici 2.9 prikazana je vjerojatnost procesa ovisno o energiji upadnog fotona i atomskom broju materijala.



Slika 2.9: Vjerojatnost procesa ovisno o energiji upadnog fotona i atomskom broju materijala. Zelene linije pokazuju za koje su vrijednosti atomskog broja apsorbira Z i energije fotona $h\nu$ susjedni procesi jednako vjerojatni.

2.2.1 Fotoelektrični učinak

Fotoelektrični učinak je proces u kojem upadni foton međudjeluje s atomom u cjelini i izbaci vezani elektron koji se zove fotoelektron. U ovom procesu foton svu svoju energiju preda elektronu i nestaje u potpunosti. Proces je shematski prikazan na slici 2.10.



Slika 2.10: Fotoelektrični učinak.

Energija fotona mora biti veća od energije vezanja elektrona jer se dijeli na izlazni rad i kinetičku energiju elektrona kao što je prikazano izrazom:

$$E_{\gamma} = E_b + T \quad (2.2)$$

Oznake su:

E_{γ} - energija fotona,

E_b - energije vezanja elektrona u atomu,

T - kinetička energija izbačenog elektrona.

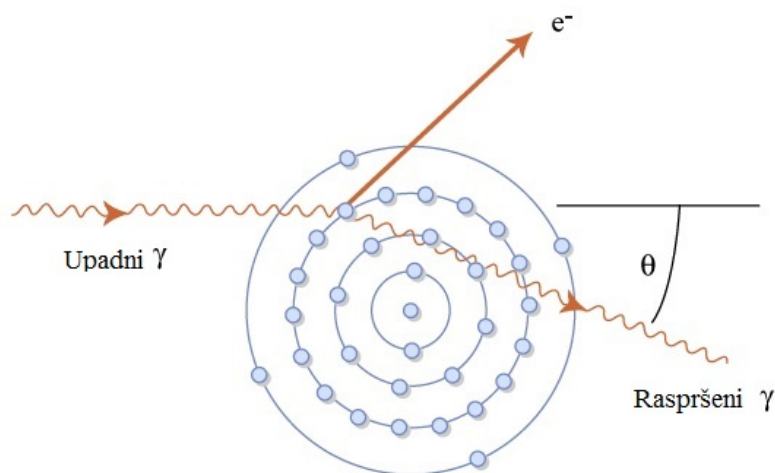
Izbacivanjem elektrona atom postaje ioniziran. Nedostatak elektrona u ljusci nadoknadi se vrlo brzo sa slobodnim elektronima u mediju ili se elektroni iz drugih ljuski preraspodjele tako da popune prazno mjesto. Najveća vjerojatnost za fotoelektrični učinak u nekom materijalu je ako je energija upadnog fotona malo veća od energije vezanja elektrona koji će biti izbačen (tzv. fotoelektron). Fotoelektrični učinak dominira kod fotona nižih energija i u materijalima većeg atomskog broja Z . Ovisnost udarnog presjeka u materijalu atomskog broja Z dana je izrazom:

$$\sigma \sim \frac{Z^n}{E_{\gamma}^3} \quad (2.3)$$

pri čemu n varira od 4 do 5, ovisno o energiji gama zračenja.

2.2.2 Comptonovo raspršenje

Pojava kada se upadni foton rasprši na elektronu naziva se Comptonovo raspršenje. Foton se otkloni pod određenim kutom θ i energija mu se smanji za iznos energije koji je predao pogođenom elektronu. Kut i energija raspršenog fotona određeni su zakonima očuvanja energije i količine gibanja. Proces je shematski prikazan na slici 2.11.



Slika 2.11: Comptonovo raspršenje.

Uz pretpostavku da je elektron početno mirovao, raspisivanjem izraza za zakon očuvanja energije i zakon očuvanja impulsa dobije se izraz za energiju raspršenog fotona u ovisnosti o energiji upadnog fotona i kutu raspršenja:

$$E_{\gamma'} = \frac{E_{\gamma}}{1 + \frac{E_{\gamma}}{m_e c^2} (1 - \cos\theta)} \quad (2.4)$$

pri čemu je:

$E_{\gamma'}$ - energija raspršenog fotona,

E_{γ} - energija upadnog fotona,

$m_e c^2 = 0.511$ MeV - energija mirovanja elektrona,

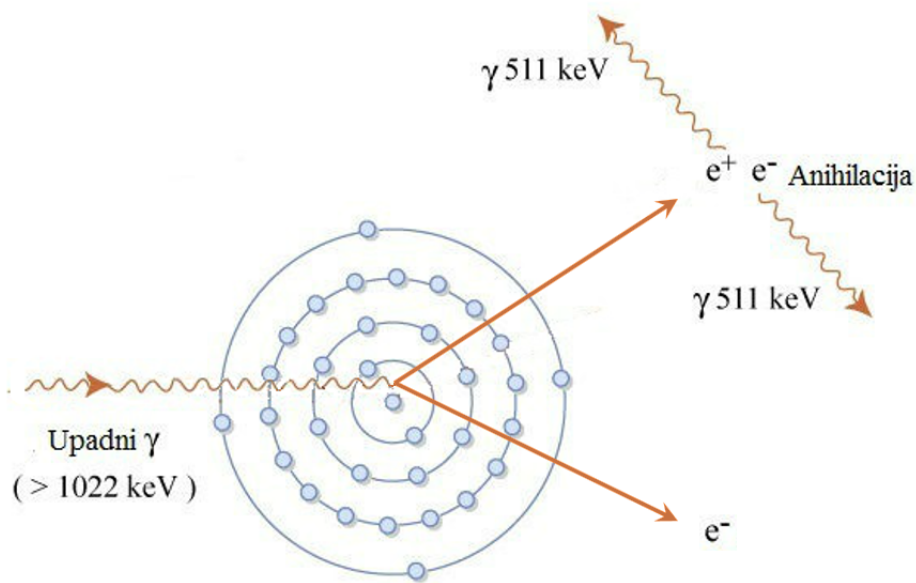
θ - kut raspršenja.

Udarni presjek za Comptonovo raspršenje raste linearno s porastom atomskog broja materijala, a postepeno opada s porastom energije fotona.

2.2.3 Tvorba para

Tvorba para je proces u kojem foton međudjeluje s elektromagnetskim poljem jezgre i predaje energiju za stvaranje para elektron-pozitron. Energija fotona potrebna

za ovakav proces mora biti veća od 1.022 MeV budući da su energije mirovanja elektrona i pozitrona 0.511 MeV. Ako upadni foton ima energiju veću od granične, sav višak prelazi u kinetičku energiju elektrona i pozitrona, a upadni foton u potpunosti nestaje. Nastali elektron nastavlja gibanje i međudjelovanje s materijom. Nastala antičestica, pozitron, se vrlo brzo sjedinjuje s elektronom u materijalu. Dolazi do anihilacije, odnosno par pozitron-elektron nestaje i emitiraju se dva fotona jednakih energija. Procesi tvorbe parova i anihilacije shematski su prikazani na slici 2.12.



Slika 2.12: Shematski prikaz tvorbe para elektron-pozitron i anihilacije nastalog pozitrona s elektronom u materijalu.

Vjerojatnost proizvodnje para snažno raste s porastom energije iznad praga reakcije i povećanjem rednog broja elementa.

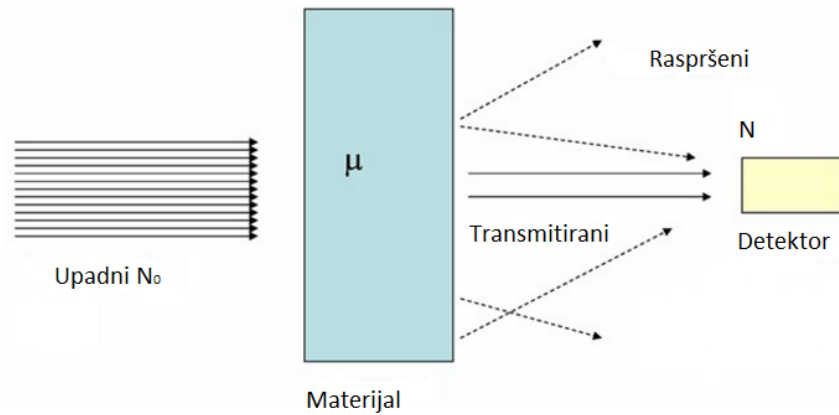
2.2.4 Koeficijenti međudjelovanja (atenuacije, apsorpcije i prijenosa energije)

Vjerojatnost međudjelovanja između zračenja i materije opisuje se udarnim presjecima, a oni ovise o koeficijentima međudjelovanja. Koeficijenti međudjelovanja ovise o vrsti i energiji zračenja te o atomskom broju ozračenog materijala.

Na materijal debljine l upada snop fotona N_0 . Zbog međudjelovanja fotona s materijom broj fotona u snopu se smanjuje. Ako fotoni prođu debljinu sloja dl , broj fotona smanjit će se za $|dN|$. Promjena broja fotona definira se izrazom:

$$dN = -\mu \cdot N_0 \cdot dl \quad (2.5)$$

pri čemu je μ linearni koeficijent atenuacije.



Slika 2.13: Atenuacija fotonskog zračenja u materijalima.

Ako fotoni prođu debljinu sloja dl , broj fotona smanjit će se za $|dN|$. Promjena broja fotona definira se izrazom:

$$dN = -\mu \cdot N_0 \cdot dl \quad (2.6)$$

pri čemu je μ linearni koeficijent atenuacije.

Broj fotona koji izađe iz materijala debljine l je:

$$N = N_0 e^{-\mu l} \quad (2.7)$$

Linearni koeficijent atenuacije može se definirati izrazom:

$$\mu = -\frac{1}{dl} \frac{dN}{N}. \quad (2.8)$$

Mjerna jedinica za linearni koeficijent atenuacije je m^{-1} .

Maseni koeficijent atenuacije za nenabijene čestice definiran je omjerom linearnog koeficijenta atenuacije μ i gustoće materijala ρ :

$$\frac{\mu}{\rho} = -\frac{1}{\rho dl} \frac{dN}{N} \quad (2.9)$$

S obzirom na međudjelovanje elektromagnetskog zračenja s materijom, maseni atenuacijski koeficijent možemo podijeliti na četiri dijela:

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{\tau}{\rho} + \frac{\sigma}{\rho} + \frac{\kappa}{\rho} + \frac{\sigma_{coh}}{\rho} \quad (2.10)$$

pri čemu se:

τ/ρ odnosi na fotoelektrični učinak,

σ/ρ odnosi na Comptonovo raspršenje,

κ/ρ odnosi na tvorbu parova,

σ_{coh}/ρ odnosi na koherentno raspršenje.

Koherentno raspršenje je zanemarivo u materijalima s malim atomskim brojem Z .

Vrijednosti masenog koeficijenta atenuacije izražavaju se u m^2kg^{-1} .

Koeficijent prijenosa energije određuje srednju energiju koja se s upadnog fotona prenosi na nabijene čestice (e^-) u obliku kinetičke energije i definira se izrazom:

$$\mu_{tr} = \frac{\overline{E_{tr}}}{E} \mu \quad (2.11)$$

pri čemu je:

$\overline{E_{tr}}$ - dio energije upadnog fotona koji je prešao na nabijene čestice u obliku kinetičke energije,

E - energija upadnog fotona.

Mjerna jedinica za koeficijent prijenosa energije je m^{-1} .

Maseni koeficijent prijenosa energije definira se omjerom μ_{tr}/ρ pri čemu je μ_{tr} definiran izrazom (2.11). Jedinica za maseni koeficijent prijenosa energije je m^2kg^{-1} .

Koeficijent apsorpcije energije, μ_{en} , za nenabijene čestice definiran je izrazom:

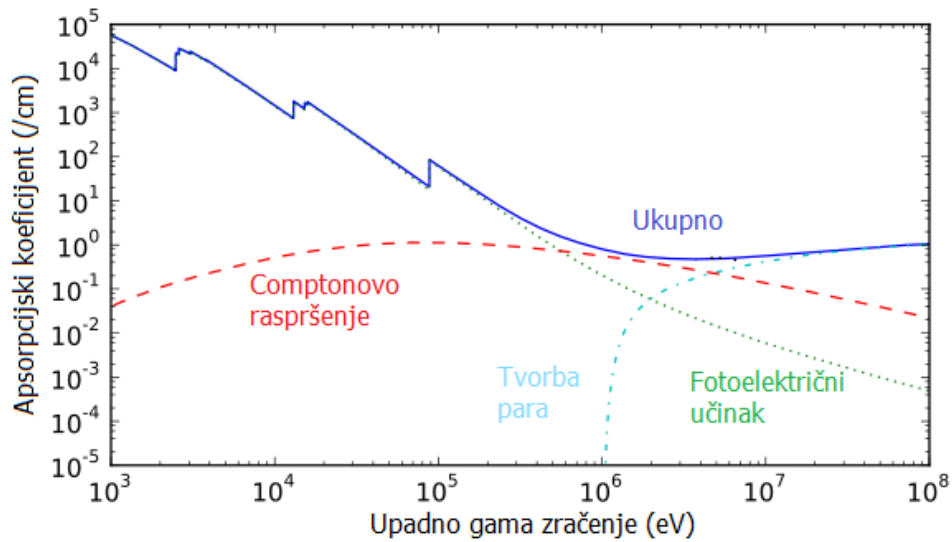
$$\mu_{en} = \mu_{tr}(1 - g) \quad (2.12)$$

g predstavlja dio energije sekundarno nabijenih čestica koja je izgubljena zakočnim zračenjem. Zakočno zračenje je zračenje kojim nabijena čestica gubi energiju i usporava prolazeći kroz materiju. Dolazi do izražaja kod materijala s visokim atomskim brojem Z . Za materijale nižeg atomskog broja kao što je meko tkivo, utjecaj zakočnog zračenja je zanemariv.

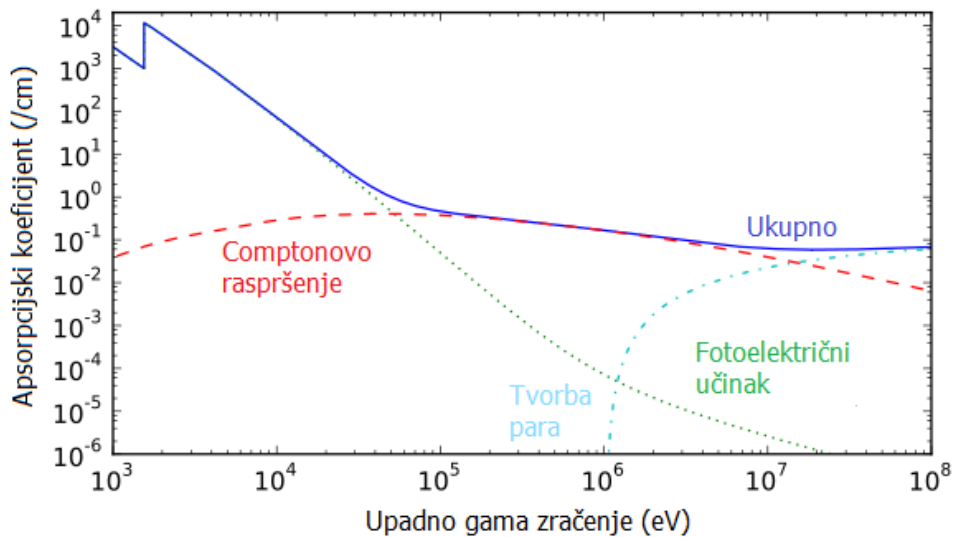
Mjerna jedinica za koeficijent apsorpcije energije je m^{-1} .

Maseni koeficijent apsorpcije energije za nenabijene čestice definiran je omjerom $\frac{\mu_{en}}{\rho}$ pri čemu je μ_{en} definiran izrazom (2.12). Maseni koeficijent apsorpcije energije izražava se u m^2kg^{-1} .

Na slikama 2.14 i 2.15 prikazana je ovisnost apsorpcijskih koeficijenata o energiji upadnog zračenja za fotoelektrični učinak, Comptonovo raspršenje i proizvodnju para u olovu i aluminiju.



Slika 2.14: Ovisnost apsorpcijskih koeficijenata o energiji upadnog zračenja za olovo.



Slika 2.15: Ovisnost apsorpcijskih koeficijenata o energiji upadnog zračenja za aluminij.

U tablici 2.2 je kroz prikaz osnovnih karakteristika fotoelektričnog učinka, Comptonovog raspršenja i tvorbe parova sažeto međudjelovanje elektromagnetskog zračenja s materijom.

	Fotoelektrični učinak	Comptonovo raspršenje	Tvorba para
<i>Međudjelovanje fotona</i>	S cijelim atomom (vezani elektron)	Sa slobodnim elektronom	S EM poljem jezgre
<i>Vrsta fotonskog međudjelovanja</i>	Foton nestaje	Foton se rasprši	Foton nestaje
<i>Energijska ovisnost</i>	$\frac{1}{E_\gamma^3}$	Opada s porastom energije	Raste s porastom energije
<i>Donja granica energije za ostvarenje procesa</i>	-	-	$2m_0c^2$ (1.022 MeV)
<i>Značajno područje energija za vodu</i>	< 20 keV	20 keV - 10 MeV	> 10 MeV
<i>Oslobodena čestica</i>	Fotoelektron	Otklonjeni (Comptonov) foton	Elektron pozitron par
<i>Kasniji učinci</i>	Karakteristično X-zračenje, Augerov učinak	Karakteristično X-zračenje, Augerov učinak	Anihilacijsko zračenje
<i>Linearni koeficijent atenuacije</i>	τ	σ_c	κ
<i>Ovisnost masenog koeficijenta o Z</i>	$\frac{\tau}{\rho} \sim Z^3$	$\frac{\sigma}{\rho}$ ne ovisi o Z	$\frac{\kappa}{\rho} \sim Z$

Tablica 2.2: Osnovne karakteristike fotoelektričnog učinka, Comptonovog raspršenja i tvorbe parova.

2.3 Dozimetrija

2.3.1 Dozimetrijske veličine

U ovom poglavlju korištena je literatura [12–14].

Apsorbirana doza, D , je energija ionizirajućeg zračenja apsorbirana u materiji po jedinici mase:

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (2.13)$$

pri čemu je dE energija predana materiji mase dm .

Mjerna jedinica je J kg^{-1} . U dozimetriji se za apsorbiranu dozu koristi SI mjerna jedinica gray (Gy), $1\text{Gy} = 1\text{J/kg}$. Mjerna jedinica koja se koristila prije uvođenja SI sustava bila je rad (engl. radiation absorbed dose), $1\text{rad} = 10^{-2}\text{Gy}$.

Brzina apsorbirane doze, $\dot{D}$, predstavlja povećanje apsorbirane doze dD u vremenu dt :

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad (2.14)$$

Izražava se u $\text{J kg}^{-1}\text{s}^{-1}$ ili u dozimetriji kao Gy s^{-1} .

Kerma (engl. **K**inetic **e**nergy **r**elaxed **p**er unit **m**ass), K , je definirana izrazom:

$$K = \frac{dE_{kin}}{dm} \quad (2.15)$$

pri čemu je dE_{kin} zbroj početnih kinetičkih energija svih nabijenih čestica oslobođenih nenabijenim česticama u elementu mase dm .

Mjerna jedinica je J kg^{-1} , odnosno Gy.

Ako kroz materijal prolazi snop fotona onda se kerma u nekoj točki može definirati kao:

$$K = \Psi \left(\frac{\overline{\mu_{tr}}}{\rho} \right) \quad (2.16)$$

pri čemu je:

Ψ - upadni tok fotona,

$\frac{\overline{\mu_{tr}}}{\rho}$ - maseni koeficijent prijenosa energije usrednjen po energijama upadnih fotona.

Energija koju upadni snop fotona preda elektronima u materijalu s malim efektivnim atomskim brojem (npr. zrak, voda, meko tkivo) većinom se potroši na neelastične

sudare s elektronima atoma, odnosno u procesima ionizacije i ekscitacije. Tad je riječ o sudarnoj kerme, K_{col} . Manji dio energije elektrona potroši se u međudjelovanju s poljem jezgre u obliku zakročnog zračenja, odnosno u obliku radijativne kerme, K_{rad} . Vrijedi:

$$K = K_{col} + K_{rad} \quad (2.17)$$

Brzina kerme, $\dot{K}$, definirana je kao povećanje kerme dK u vremenu dt :

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt} \quad (2.18)$$

Mjerna jedinica je $J\ kg^{-1}s^{-1}$ ili $Gy\ s^{-1}$.

Ekspozicija, X , je omjer količine naboja dQ i mase zraka dm , pri čemu je dQ naboj koji je oslobođen upadnim fotonima u masi zraka dm i zaustavljen u istoj masi.

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (2.19)$$

Mjerna jedinica je $C\ kg^{-1}$. Stara mjerna jedinica je rendgen (R), $1R = 258\mu C\ kg^{-1}$.

Brzina ekspozicije, $\dot{X}$, predstavlja povećanje ekspozicije dX u vremenu dt :

$$\dot{X} = \frac{dX}{dt} \quad (2.20)$$

Izražava se u $C\ kg^{-1}s^{-1}$.

Veza između kerme i ekspozicije

Za ekspoziciju se može reći da je ionizacijski ekvivalent sudarnoj kerme. Ukoliko je poznata energija fotona potrebna za stvaranje ionskog para, $\overline{W}$, ekspozicija se može odrediti iz sudarne kerme, K_{col} . Energija stvaranja ionskog para je konstantna vrijednost za svaki plin i ne ovisi o energiji elektrona. Za suhi zrak je $\overline{W} = 33.97\text{eV}/(\text{ionski par})$. Za naboj elektrona e srednja energija po jedinici naboja za proizvodnju ionskog para je $\overline{W}/e$, odnosno ekspozicija je dana izrazom:

$$X = \frac{K_{col,zrak}}{\left(\frac{\overline{W}}{e}\right)_{zrak}} \quad (2.21)$$

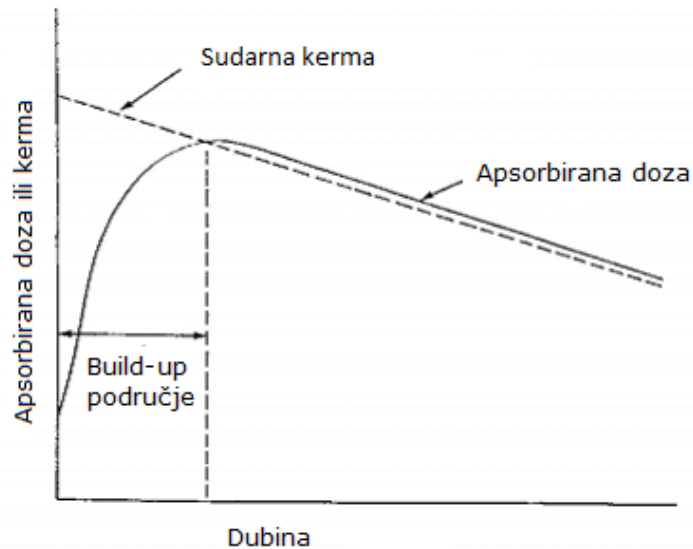
Odnos kerme i apsorbirane doze

U uvjetima elektronske ravnoteže sudarna kerma može se izjednačiti s apsorbiranom dozom. Elektronska ravnoteža za volumen materijala V podrazumijeva da za svaki elektron koji izađe iz volumena V postoji elektron iste energije koji ulazi u volumen V . Za fotone do oko 3 MeV, u materijalima s niskim vrijednostima Z_{eff} (kao što su ugljik, voda, zrak), radijativna kerma, K_{rad} , iznosi manje od 1% ukupne kerme, K , pa se K_{rad} može zanemariti i prema relaciji 2.17 vrijedi:

$$K = K_{col} \quad (2.22)$$

Odnos sudarne kerme i apsorbirane doze, za slučaj kada se može zanemariti K_{rad} prikazan je na slici 2.16.

Kerma opada linearno s dubinom jer se s dubinom smanjuje i tok fotona. Najveća je na površini. Apsorbirana doza raste od površine prema dubini jer se povećava broj izbačenih elektrona. Postiže maksimum u točki koja je približno jednaka dosegu većine izbačenih elektrona u materiji, odnosno u točki gdje postoji elektronska ravnoteža. Na većim dubinama opada linearno kao i kerma. Područje gdje apsorbirana doza raste zove se područje povećanja doze (engl. build-up). Nakon toga uspostavlja se elektronska ravnoteža te se sudarna kerma i doza mogu izjednačiti.



Slika 2.16: Apsorbirana doza i kerma kao funkcija dubine za slučaj kada se K_{rad} zanemaruje pa je kerma jednaka sudarnoj kermi, K_{col} .

Uz zanemarenje K_{rad} , u području elektronske ravnoteže vrijedi:

$$D_{zrak} = K_{zrak} \quad (2.23)$$

Nadalje, apsorbirana doza u vodi i kerma u zraku u uvjetima elektronske ravnoteže povezane su izrazom:

$$D_{voda} = K_{voda} = \frac{\left(\frac{\mu_{tr}}{\rho}\right)_{voda}}{\left(\frac{\mu_{tr}}{\rho}\right)_{zrak}} K_{zrak} \quad (2.24)$$

Maseni koeficijenti prijenosa energije definirani su u odjeljku 2.2.4. Vrijednosti koeficijenata za pojedine materijale u ovisnosti o energiji upadnog zračenja dane su u NIST tablicama [15]. Prema njima, omjer masenih koeficijenata prijenosa energije u vodi i zraku iznosi 1.112, odnosno vrijedi:

$$D_{voda} = 1.112 K_{zrak} \quad (2.25)$$

Za radiofotoluminescentne dozimetre, korištene u ovom radu, omjer D_{voda}/K_{zrak} je eksperimentalno određen [16] i iznosi 1.12, odnosno vrijedi relacija:

$$D_{voda} = 1.12 K_{zrak} \quad (2.26)$$

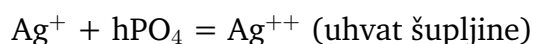
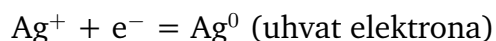
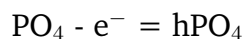
2.3.2 Radiofotoluminescentna dozimetrija

Dozimetri su instrumenti kojima se mjeri energija koju je zračenje predalo po jedinici mase tvari. Rade na temelju inducirane radioaktivnosti, degradacije učinkovitosti luminescencije ili na drugim sličnim učincima koje zračenje može uzrokovati na posebnim materijalima od kojih su napravljeni. Vrsta dozimetra koja se koristi u mjerenju bira se ovisno o vrsti zračenja i dozi koja se mjeri.

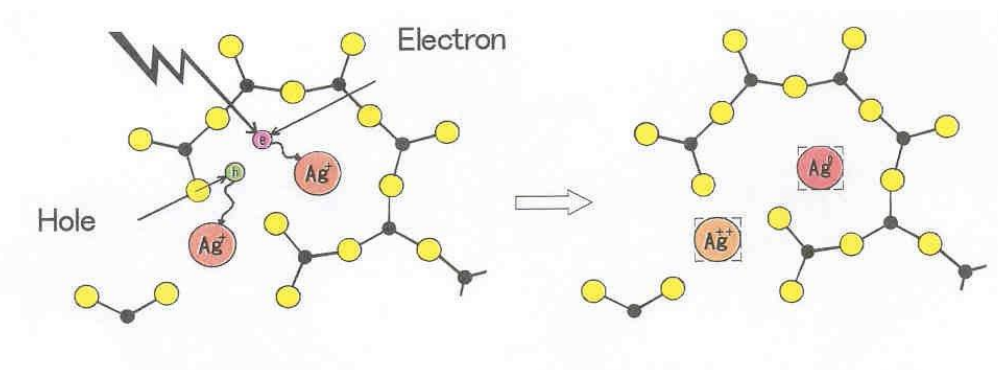
Zbog nesavršenosti kristalne rešetke, elektroni u kristalima se mogu pobuditi u viša metastabilna stanja. Relaksacijom radijativnim putem dolazi do pojave luminescencije. Luminescencija je emisija elektromagnetskog zračenja koje nije pobuđeno toplinskim procesom i povišenom temperaturom tvari nego je posljedica primanja energije u nekom drugom obliku. Postoje različiti oblici luminescencije npr. bioluminescencija, elektroluminescencija, radioluminescencija, termoluminescencija. Radioluminescencija je posljedica djelovanja ionizirajućeg zračenja. Ako se relaksacija elektrona stimulira pomoću lasera, doći će do pojave nazvane radiofotoluminescencija [17].

Za mjerenje apsorbirane doze u ovom radu korišten je radiofotoluminescentni (engl. Radiophotoluminescence, RPL) dozimetrijski sustav [18]. Dozimetrijski sustav općenito uključuje dozimetre (detektor + držač) i čitač dozimetara. Do povećane primjene dolazi razvojem pulsnih lasera, odnosno razvojem mogućnosti ultraljubičastog (UV) pulsnog pobuđenja. Danas je njihova upotreba najčešća u području medicinske dozimetrije, osobne dozimetrije i dozimetrije u okolišu.

RPL detektor je fosfatno staklo dopirano atomima srebra koji su homogeno raspoređeni i u stabilnom stanju kao ioni Ag^+ [19]. Kad se RPL dozimetar izloži ionizirajućem zračenju pobuđeni elektroni prelaze u vodljivu vrpcu. Elektroni se vežu na ione srebra i nastaju stabilni RPL luminescentni centri Ag^0 . Druga mogućnost je kretanje šupljina kroz staklo. Tad u reakciji šupljina s ionima Ag^+ nastaju ioni Ag^{++} . Ovi procesi se mogu opisati sljedećim jednadžbama:

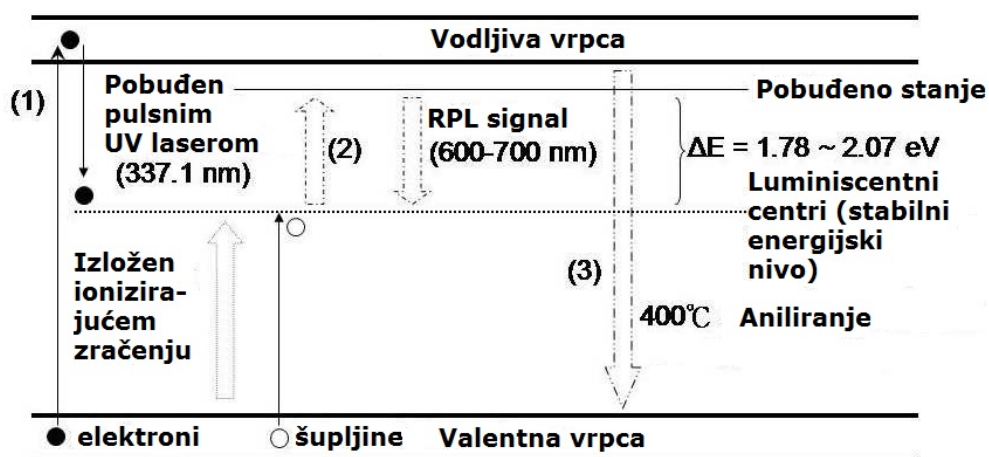


Procesi su shematski prikazani na slici 2.17.



Slika 2.17: Proces stvaranja stabilnih RPL centara Ag^0 i Ag^{++} [19].

Ag^0 i Ag^{++} su RPL centri. Kada se pobude s UV svjetlosti emitiraju narančastu svjetlost. Intenzitet emitirane svjetlosti je proporcionalan apsorbiranoj dozi. Opisani proces prikazan je na slici 2.18.

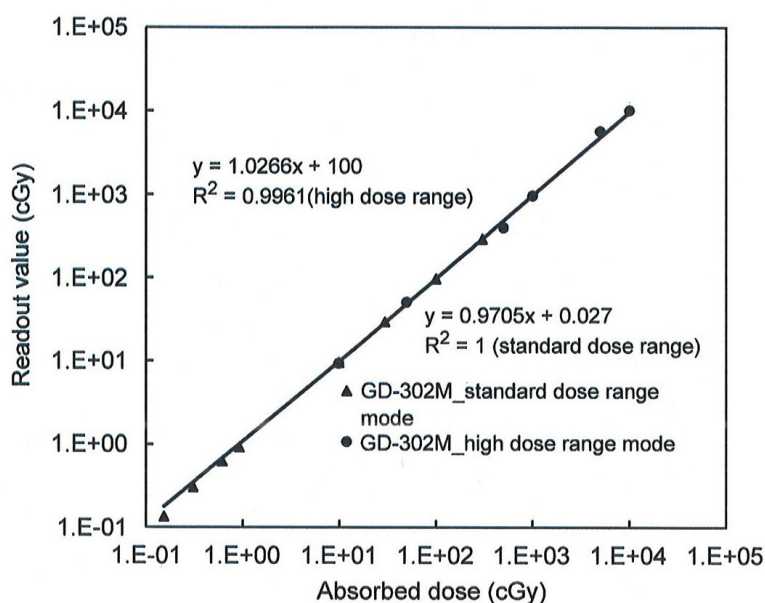


Slika 2.18: Prikaz nastajanja stabilnih RPL centara.

Ag^0 i Ag^{++} centri su stabilni i nakon emitiranja narančaste svjetlosti ne vraćaju se u stanje Ag^+ pa se postupak pobude s UV svjetlosti može ponoviti više puta. Postupak očitavanja apsorbirane doze može se ponoviti više puta, odnosno dozimetrijski materijal ne gubi informaciju o dozi. Ako se ozračeni detektor ponovno ozrači, doza se nakuplja u njemu i može se očitati nakon svake frakcije zračenja.

Svojstva RPL dozimetara

Linearnost je jako važno svojstvo dozimetara. Karakteristika dobrog dozimetra je linearna ovisnost signala o dozi. Ovisnost signala dozimetra o apsorbiranoj dozi grafički se prikazuje krivuljom. Ako signal dozimetra pokazuje linearan odziv o apsorbiranoj dozi u nekom rasponu energija, kaže se da dozimetar zadovoljava svojstvo linearnosti i u tom rasponu energija ovisnost je prikazana pravcem. Idealan dozimetar pokazuje svojstvo linearnosti u širokom rasponu doza. Dozimetrijski materijali mogu pokazivati nelinearna svojstva. Tad je potrebno napraviti korekcije. Ako intenzitet odziva raste više od linearnog, riječ je o tzv. području supralinearnosti, a ako je odziv manji od linearnog, riječ je o području sublinearnosti. RPL dozimetri pokazuju svojstvo linearnosti u rasponu doza 0-500 Gy. Na slici 2.19 prikazan je linearni odziv dozimetara za doze od 0.01 do 100 Gy [20]. Bitno je uočiti da se u području energija važnih za medicinsku dozimetriju ne javljaju ni supralinearan ni sublinearan odziv.



Slika 2.19: Prikaz svojstva linearnosti za doze od 1 do 10000 cGy. Za svaku točku u grafu očitana je doza u 5 ozračenih dozimetara [20].

Energijska ovisnost opisuje kako se mijenja signal dozimetra za određenu dozu u ovisnosti o energiji zračenja. O tom svojstvu ovisi u kojem se polju zračenja mogu koristiti dozimetri. Za idealan dozimetar ne postoji energijska ovisnost, odnosno signal

iz dozimetra ne mijenja se, za određenu dozu, ovisno o energiji upadnog zračenja. U materijalima fotoni gube energiju procesima opisanim u poglavlju 2.2, a koji će proces prevladati za danu energiju ovisi o efektivnom broju materijala, Z_{eff} . Stoga, energijska ovisnost detektora ovisi o Z_{eff} . Efektivni atomski broj nekog materijala definiran je izrazom:

$$Z_{eff} = \left(\sum_i a_i Z_i^{2.94} \right)^{\frac{1}{2.94}} \quad (2.27)$$

pri čemu je:

i - element u molekuli materijala,

Z_i - atomski broj elementa,

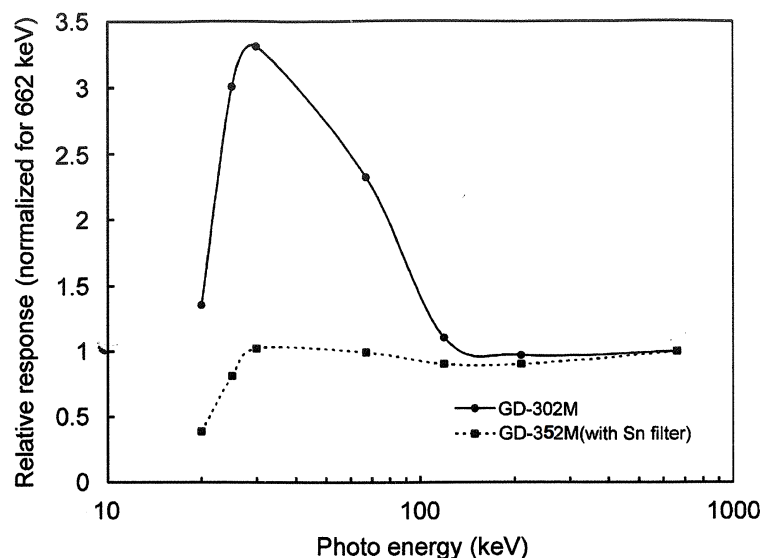
a_i - udio u ukupnom broju elektrona u molekuli za element i .

U tablici 2.3 prikazani su efektivni atomski brojevi za materijale bitne za mjerenje apsorbirane doze u ljudskom organizmu.

Tkivo	Zrak	Voda	Mišićno tkivo	TL dozimetar	RPL dozimetar
Z_{eff}	7.78	7.51	7.64	8.14	12.04

Tablica 2.3: Efektivni atomski brojevi.

Važno je da dozimetar ima svojstva apsorpcije i raspršenja zračenja što sličnija materijalu u kojem se mjeri apsorbirana doza. U medicinskoj dozimetriji to znači da dozimetri moraju imati svojstva apsorpcije i raspršenja zračenja što sličnija tkivima u organizmu. Zbog visokog udjela vode, tijelo aproksimiramo vodom pa je poželjno da dozimetri i voda imaju slične vrijednosti Z_{eff} . Bitno je uočiti da je Z_{eff} za RPL dozimetre veći od Z_{eff} za vodu i to je nedostatak RPL dozimetara u odnosu na druge dozimetre, npr. termoluminescentne (TL) dozimetre. Zbog velikog Z_{eff} na energijama reda desetak keV dolazi do pojačanog odziva dozimetra. Naime, kao što je objašnjeno u odjeljku 2.2, na tim energijama dominira fotoelektrični efekt čiji je udarni presjek proporcionalan Z^3 . Za kompenzaciju energijske ovisnosti za RPL dozimetre koristi se tanki kositreni filter u plastičnom držaču. Na slici 2.20 prikazan je relativni odziv RPL dozimetara s filtrom, GD-352M, i dozimetara bez filtra, GD-302M, u ovisnosti o energiji upadnih fotona. Za dozimetre bez filtra uočljiv je pojačan odziv na niskim i srednjim energijama [20]. U medicinskoj dozimetriji za mjerenje doza na visokim energijama fotona koriste se RPL dozimetri bez filtra, GD-302M, a u mjerenjima gdje dominiraju fotoni niske i srednje energije RPL dozimetri s filtrom, GD-352M.



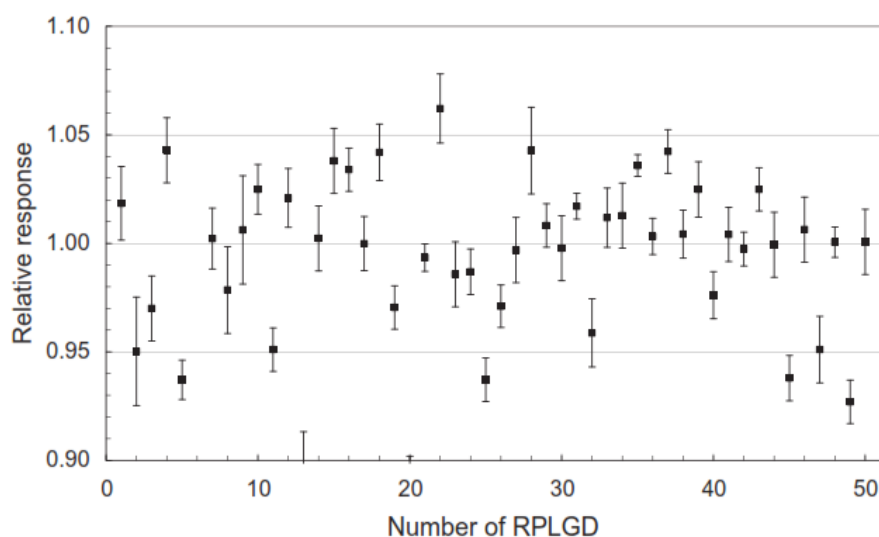
Slika 2.20: Odziv dozimetara s filtrom GD-352M i bez filtra GD-302M s obzirom na energiju upadnih fotona [20].

Slabljenje (engl. fading) signala ozračenih dozimetara je pojava kada se signal dozimetra smanjuje tijekom vremena nakon ozračivanja. Bilo kakva promjena uvjeta zbog promjene okoline, npr. temperatura, svjetlost, imaju vrlo mali tj. zanemariv utjecaj na očitanu dozu u RPL dozimetru. Budući da su RPL centri stabilni na sobnoj temperaturi, slabljenje signala za RPL dozimetre je jako malo, 1.7% za 150 dana [18].

Granice detekcije određuju najnižu i najvišu moguću mjerljivu dozu. Donja granica detekcije određuje se kao trostruka standardna devijacija mjerenja na neo-zračenom dozimetru, odnosno definirana je kao najniža mjerljiva doza koja se može izmjeriti s određenom pouzdanošću. Poznavanje najniže mjerljive doze je jako bitno za mjerenje malih doza jer je to područje u kojem su signali iz dozimetra bliski iznosima pozadinskog signala, tzv. šuma. Eksperimentalno je određena za 50 RPL dozimetara te iznosi $5.89 \mu\text{Gy}$ [21]. Gornju granicu detekcije je teže odrediti. Prema specifikacijama proizvođača, za RPL dozimetre gornja granica za pouzdano mjerenje je 500 Gy [22].

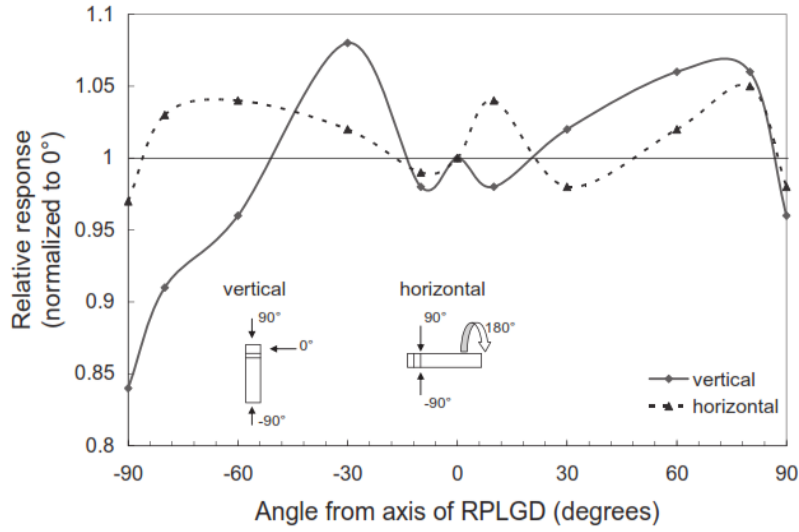
Ujednačenost je svojstvo koje pokazuje razlike u osjetljivosti za grupu dozimetara. Osjetljivost dozimetra definira se kao omjer inteziteta signala iz dozimetra i apsorbirane doze. Kako bi se provjerila ujednačenost dozimetara za neku grupu ozračenih dozimetara izračuna se srednja vrijednost doze i standardna devijacija. Ujednačenost se izražava kao standardna devijacija u postocima. Manja standardna devijacija znači veću ujednačenost među dozimetrima. RPL dozimetri općenito pokazuju veliku ujednačenost. Na slici 2.21 prikazano je mjerenje za 49 dozimetara. Svi su ozračeni istom dozom 5 puta i nakon svakog zračenja je očitana apsorbirana doza.

Za svaki dozimetar prikazan je relativni odziv, odnosno srednja vrijednost očitane doze svakog dozimetra normirana je na srednju vrijednost očitanih doza od svih 49 dozimetara. Mjerenja pokazuju dobru ujednačenost dozimetara. S obzirom na to da su dozimetri ozračeni 5 puta i svaki put im je očitana doza, pokazano je da zadovoljavaju i svojstvo ponovljivosti (mogućnost da se dozimetar ozrači istom dozom u istim uvjetima više puta i svaki put se očita približno ista doza).



Slika 2.21: Prikaz svojstva ujednačenosti i ponovljivosti očitanih doza za 49 ozračenih RPL dozimetara tipa GD-302M. Srednja vrijednost očitane doze svakog dozimetra normirana je na srednju vrijednost očitanih doza od svih 49 dozimetara. Prikazane pogreške predstavljaju standardnu devijaciju 5 mjerenja [23].

Kutna ovisnost predstavlja ovisnost odziva dozimetra o kutu upadnog zračenja. S obzirom na nesferičan oblik RPL dozimetara, bitno je proučiti kutnu ovisnost. U literaturi postoji više radova u kojima se promatra kutna ovisnost RPL dozimetra u različitim primjenama. Relativni odziv RPL dozimetra u ovisnosti o kutu upada zračenja mjeren u [23] prikazan je na slici 2.22. Izvor zračenja bio je ^{60}Co , a dodijeljena doza 0.2 Gy. Dozimetri su postavljeni horizontalno i vertikalno, te su ozračeni pod različitim kutovima, 0° , $\pm 10^\circ$, $\pm 30^\circ$, $\pm 60^\circ$, $\pm 80^\circ$, $\pm 90^\circ$. U radu [24] RPL dozimetri su ozračeni 6 MV fotonskim snopom na lineranom akceleratoru Varian Clinac iX. Efektivni centar za očitavanje doze bio je smješten u središtu sferičnog fantoma te je dozimetar rotiran ono njega. Za kutove od 60° do 105° odziv dozimetara bio je unutar 1%, dok je za druge kutove pokazano veće odstupanje. Pri ozračivanju dozimetara na nižim energijama u radu [25], u rasponu od 0° do 45° nije uočena znatna kutna ovisnost. Za kutove veće od 45° rezultati ukazuju da postoji kutna ovisnost. Kod mjerenja perifernih doza mjere se doze koje je dobio organ zbog raspršenih fotona. Za takve fotone ne može se znati kut upada pa se kutna ovisnost smatra jednim od glavnih nedostataka RPL dozimetara.



Slika 2.22: Kutna ovisnost RPL dozimetara [23].

Mjerna nesigurnost se odnosi na potrebne popravke u očitanoj dozi zbog mjerne nesigurnosti dozimetrijskog sustava. Ukupna mjerna nesigurnost definirana je izrazom:

$$\text{Ukupna mjerna nesigurnost} = \sqrt{M^2 + N_{\text{cal}}^2 + f_{\text{ang}}^2 + f_{\text{en}}^2 + f_{\text{fad}}^2 + f_{\text{lin}}^2} \quad (2.28)$$

pri čemu je:

M - mjerna nesigurnost pojedinačnog detektora izražena kao jedna standardna devijacija u postocima,

N_{cal} - procjena popravke zbog kalibracije čitača,

f_{ang} - korekcijski faktor zbog kutne ovisnosti,

f_{en} - korekcijski faktor zbog energijske ovisnosti,

f_{fad} - korekcijski faktor zbog slabljenja signala,

f_{lin} - korekcijski faktor zbog linearne ovisnosti.

Iznosi navedenih faktora za RPL dozimetre navedeni su u tablici 2.4.

<i>Faktor</i>	RPL GD-352M
M	$\sim 0.8\%$ (1 mGy-2 Gy) $\sim 1.9\%$ (<1 mGy)
N_{cal}	1.5%
f_{ang}	1.2%
$f_{en} f_{fad} f_{lin}$	zanemarivo
<i>Ukupna mjerna nesigurnost</i>	$\sim 2.1\%$ (1 mGy-2 Gy) $\sim 2.7\%$ (<1 mGy)

Tablica 2.4: Koeficijenti potrebni za popravke u očitanoj dozi zbog korištenog uređaja i svojstva dozimetara te ukupna mjerna nesigurnost [18].

Prednosti radiofotoluminescentne dozimetrije:

- mogućnost očitavanja doze bez gubitka informacije o dozi u dozimetru
- širok raspon doza koje se mogu mjeriti
- zanemarivo slabljenje signala
- ujednačenost
- reproducibilnost
- energijska ovisnost kompenzirana kositrenim filtrom
- relativno male dimenzije

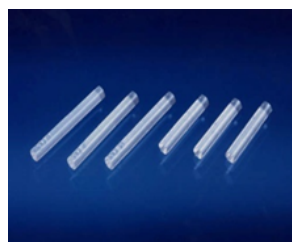
Nedostaci RPL dozimetrije:

- Z_{eff} dozimetra veći od Z_{eff} tkiva
- kutna ovisnost

RPL detektori u obliku štapića prikazani su na slici 2.23b. Za mjerenja apsorbirane doze u ovom radu korišteni su štapićasti RPL, tip GD-352M koji imaju žute držače prikazane na slici 2.23a. Neke njihove karakteristike navedene su u tablici 2.5.



(a) Plastični držači u koje se stavljaju stakleni štapićasti detektori.



(b) Stakleni štapićasti detektori.

Slika 2.23: RPL dozimetri (držač + detektor).

<i>Materijal</i>	srebrom aktivirano fosfatno staklo
<i>Efektivni atomski broj</i>	12.04
<i>Gustoća</i>	2.61 g/cm ³
<i>Dimenzije (mm)</i>	$\Phi 1.5 \times 12$
<i>Dimenzije držača (mm)</i>	$\Phi 4.3 \times 14.5$

Tablica 2.5: Karakteristike RPL dozimetra.

Kemijski sastav RPL detektora prikazan je u tablici 2.6.

<i>Element</i>	P	O	Al	Na	Ag
<i>Udio (%)</i>	31.55	51.16	6.12	11.00	0.17

Tablica 2.6: Kemijski sastav RPL detektora [18].

Postupak upotrebe dozimetara za mjerenje apsorbiranih doza ukratko je prikazan u tablici 2.7 i na slici 2.24.

Proces	Aparat	Uvjeti
<i>Aniliranje</i>	Peć za aniliranje	400°C
	Hayashi Denko NEW-10	20 min
<i>Predgrijavanje</i>	Peć za predgrijavanje	70°C
	Yamato DK300T	30 min
<i>Očitavanje</i>	Čitač	UV pobuda
	Dose Ace FGD-1000	

Tablica 2.7: Mjerni ciklus RPL dozimetara.



Slika 2.24: Ciklus korištenja RPL dozimetara za svako zračenje.

Aniliranje je proces eliminiranja stabilnih RPL centara. Dozimetre je nužno anilirati (ukloniti RPL centre) prije svakog korištenja. Prije upotrebe, tj. ozračivanja, potrebno je očitati početnu dozu u njima. Početna doza je posljedica fluorescencije zbog nečistoća u neozračenom staklu i ona je uglavnom reda μGy . Nakon očitavanja početne doze, dozimetri se mogu zračiti. Prije očitavanja doze, ozračeni dozimetri se predgrijavaju. Predgrijavanje je proces kojim se ubrzava prirodni proces povećanja aktivnosti ozračenog dozimetra do konačne stabilne vrijednosti. Nakon predgrijavanja (tj. nakon što se fluorescentni signal dozimetra (a time i apsorbirana doza) stabilizira), dozimetri se očitavaju. Detaljniji opis navedenih procesa nalazi se u poglavlju 3.

2.4 *Biološki učinci ionizirajućeg zračenja*

Živi organizam je energetska stabilan sustav. Zračenjem mu se dovodi energija i dolazi do različitih događaja koji mogu završiti biološkim oštećenjima [26]. Međudjelovanjem fotona s tkivom mogu nastati slobodni radikali koji strukturno i funkcionalno mijenjaju DNK molekule.

Biološke učinke zračenja možemo podijeliti u dvije skupine:

- nestohastičke (determinističke)
- stohastičke (slučajne)

Deterministički učinci će se sigurno dogoditi nakon određenog praga doze kod svih ozračenih organizama. Uvijek se javljaju kod viših doza zračenja koje prelaze sigurnosnu granicu od nekoliko Gy. Javljaju se u kratkom vremenu nakon ozračivanja. Primjeri nestohastičkih učinaka su: nemaligne ozljede kože, smanjenje broja stanica u koštanoj srži, zamućenje očne leće.

Stohastički učinci kod živog organizma mogu se pojaviti tek nakon određenog vremena latencije (dulje razdoblje nakon ozračivanja, nekoliko godina). U području doza od oko 50mGy do oko 2 Gy najprihvaćeniji je tzv. linearni model bez praga (engl. Linear No-Threshold, LNT) prema kojemu se vjerojatnost neželjenog učinka linearno povećava s dozom. Za manje doze, ovisnost pojave neželjenog učinka o dozi nije usaglašena. Primjeri stohastičnih učinaka su: mutacije, rak, nasljedne promjene.

Uništavanje tumorskih stanica je deterministički učinak, odnosno maksimalne doze koje se daju tumoru prelaze sigurnosnu granicu od nekoliko Gy. U ovom radu mjere se periferne doze koje su u području doza za koje su svojstveni stohastički učinci.

3 Eksperimentalni dio

U eksperimentu je za mjerenje perifernih doza korišten radiofotoluminescentni dozimetrijski sustav. Dozimetri za mjerenja perifernih doza pripremali su se na Institutu Ruđer Bošković (IRB) u Laboratoriju za radijacijsku kemiju i dozimetriju. Pripremljeni dozimetri stavljeni su u organe u antropomorfnom fantomu koji predstavlja desetogodišnje dijete. Fantom se zračio na gama nožu u Gama-Knife centru Klinike za neurokirurgiju Kliničkog bolničkog centra Zagreb. Za svako zračenje napravljen je odgovarajući plan za odabrani tumor u mozgu. Poslije zračenja se u laboratoriju na IRB očitava apsorbirana doza u dozimetrima. Nakon očitavanja apsorbirane doze, dozimetri se ponovno pripremaju za nova mjerenja. Cijeli eksperiment sastojao se od 5 mjerenja. Za prva četiri mjerenja napravljen je plan zračenja odabranog tumora u mozgu koristeći samo jedan kolimator (redom 18, 14, 8 te 4 mm kolimator), a u zadnjem mjerenju je napravljen plan koji je uključivao primjenu sva četiri kolimatora.

Eksperimentalni dio svakog mjerenja sastojao se od 4 koraka:

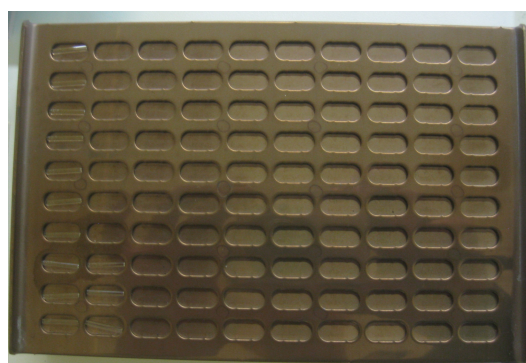
- (i) Aniliranje dozimetara
- (ii) Očitavanje početne doze
- (iii) Ozračivanje dozimetara na gama nožu
- (iv) Predgrijavanje i očitavanje dozimetara
- (v) Obrada podataka.

3.1 Aniliranje dozimetara

Dozimetri se aniliraju u peći za aniliranje prikazanoj na slici 3.1a. Prije stavljanja u peć, detektori (stakleni štapići) se izvade iz plastičnog držača i stave u posebni metalni držač. U metalni držač, prikazan na slici 3.1b, može se staviti do 100 detektora. Detektori se zagrijavaju kontroliranom brzinom grijanja do temperature od 400 °C. Nakon 20 minuta na temperaturi od 400 °C peć se isključi, a detektori se u njoj postepeno hlade do sobne temperature.



(a) Peć za aniliranje.



(b) Metalni držač za detektore.

Slika 3.1: Peć za aniliranje s držačem.

3.2 Očitavanje početne doze

Doza u dozimetru očitava se pomoću automatiziranog čitača Dose Ace FDG-1000. U čitač (slika 3.2a) se stavi stalak (slika 3.2b) u koji se može staviti 20 detektora. RPL detektori se izvade iz plastičnih držača i stave u stalak kao što je prikazano na slici 3.2c. Pulsni laser svjetlosti valne duljine 337.1 nm obasja posebno svaki detektor i pobudi RPL centre koji emitiraju narančastu svjetlost valne duljine 600-700 nm. Intenzitet emitirane svjetlosti proporcionalan je dozi u detektoru.



(a)



(b)



(c)

Slika 3.2: Čitač Dose Ace FGD-1000 (a), postupak stavljanja stalka u čitač (b) i detektora u stalak (c) [22].

Čitač je kalibriran pomoću dozimetara ozračenim poznatom dozom na izvoru ^{137}Cs u Sekundarnom standardnom laboratoriju Instituta Ruđer Bošković. Čitač je kalibriran tako da je očitana doza specificirana kao apsorbirana doza u zraku.

Doza u svakom detektoru očitava se 5 puta, te se kao konačna vrijednost uzima srednja vrijednost dobivenih rezultata, $\overline{D}$:

$$\overline{D} = \frac{1}{5} \sum_{i=1}^5 D_i \quad (3.1)$$

Program automatski računa i standardnu devijaciju od 5 očitavanja doze.

Ako se radi o očitavanju početne doze, za konačnu vrijednost koristit ćemo oznaku $\overline{D}_P$, a ako se radi o očitavanju doze u ozračenim dozimetrima koristit ćemo oznaku $\overline{D}_O$. Nakon očitavanja početne doze, detektori se vraćaju u plastične držače.

3.3 Ozračivanje dozimetara

Za mjerenja su korištena 192 dozimetra. Dije se u tri skupine:

- dozimetri za provjeru kalibracije (5 komada)
- kontrolni (4 komada)
- dozimetri za mjerenja na gama nožu (183 komada)

Dozimetri za provjeru kalibracije čitača su ozračeni poznatom dozom na izvoru ^{60}Co u Sekundarnom standardnom laboratoriju Instituta Ruđer Bošković [27]. Kao što je prikazano na slikama 3.3a i 3.3b, na udaljenosti 1 m od izvora u središte polja dimenzija 10×10 cm postavi se 5 dozimetara na šuplju kocku od stiropora. Kako bi im se u zraku dodijelila doza od 100 mGy, pri trenutnoj brzini doze izvora, bilo je potrebno zračiti dozimetre 0.68 minuta.



(a) Kućište sa izvorom ^{60}Co .



(b) Dozimetri za provjeru kalibracije naljepljeni na stiropor.

Slika 3.3: Ozračivanje dozimetara za provjeru kalibracije u Sekundarnom standardnom laboratoriju Instituta Ruđer Bošković.

Nakon očitavanja dozimetara za provjeru kalibracije, nije uočeno veće odstupanje očitanih vrijednosti doza od vrijednosti doze kojom su dozimetri ozračeni pa nije bilo potrebno raditi dodatne popravke.

Periferne doze mjerene su u organima antropomorfno (tj. čovjeku sličnog) fantoma koji predstavlja desetogodišnje dijete. Fantom je opisan u odjeljku 3.2.1. Punjenje fantoma dozimetrima napravljeno je u Gama-Knife centru Klinike za neurokirurgiju Kliničkog bolničkog centra Zagreb. Dozimetri su raspoređeni u fantomu i fiksirani čepovima od tkivu ekvivalentnog materijala kako bi u svakom zračenju dozimetar bio na istom mjestu. Naime, rupice u koje ide dozimetar su veće od dozimetra pa ga je potrebno fiksirati kako bi dobili što točnije rezultate. Fantom u procesu zračenja prikazan je na slici 3.4.



Slika 3.4: Kontrolna jedinica i fantom sniman kontrolnom kamerom za vrijeme zračenja.

Uz dozimetre pripremljene za ozračivanje na gama nožu, stalno se nose i kontrolni dozimetri. Služe kako bi provjerili koliku je dozu skupio dozimetar u laboratoriju, transportu ili u kontrolnoj sobi gama noža od zračenja iz okoline, odnosno kako bi odredili šum i oduzeli ga od konačne doze.

3.3.1 Fantom

Fantom je zajedničko ime za materijale koji se upotrebljavaju u proučavanju međudjelovanja zračenja unutar pacijenta kao zamjena za pacijenta. Za potrebe mjerenja korišten je antropomorfni fantom koji predstavlja desetogodišnje dijete (ATOM, CIRS, tip 706D) prikazan na slici 3.5a. Tkivo organa u fantomu napravljeno je od tkivu ekvivalentnih materijala. Fantom se sastoji od 32 sloja, svaki debljine 25 mm. U organima, osjetljivim na fotonsko zračenje, nalazi se ukupno 213 rupica promjera 5 mm u koje se stavljaju dozimetri za mjerenje apsorbirane doze. Jedan takav sloj s rupicama prikazan je na slici 3.5b.



(a) Antropomorfni fantom, ATOM, CIRS, tip 706D.



(b) Glava s vidljivim slojevima (lijevo) i treći sloj s prikazanim rupicama za dozimetre (desno).

Slika 3.5: Fantom.

U organima se nalazi više rupica za dozimetre. U tablici 3.1 navedeni su organi i tkiva u fantomu i broj dozimetara u svakom od njih. U trećem stupcu iste tablice naveden je broj i oznake slojeva u kojima se nalaze dozimetri. Rupice za male organe (npr. grudi, jajnici, prostata) nalaze se samo u jednom sloju. S druge strane, organi kao što su kralježnica, rebra i pluća protežu se kroz 7 ili više slojeva. Rupice za njih ne nalaze se nužno u svim slojevima, ali su raspoređene tako da obuhvate cijeli organ.

Za potrebe mjerenja za ovaj rad dozimetri su stavljeni u 183 rupice. Na glavi fantoma je bio stereotaktički okvir i slojevi se nisu smjeli razdvajati pa u organima u glavi (lubanja, mozak, lijevo i desno oko, donja čeljust i vratna kralježnica) nisu mjerene

doze.

Organ/tkivo	Broj dozimetara	Broj slojeva (oznake slojeva)
<i>Lubanja</i>	4	1 (3)
<i>Mozak</i>	13	4 (2, 3, 4, 5)
<i>Lijevo oko</i>	1	1 (4)
<i>Desno oko</i>	1	1 (4)
<i>Donja čeljust</i>	3	2 (7,8)
<i>Vratna kralješnica</i>	2	2 (7,9)
<i>Štitnjača</i>	4	2 (9,10)
<i>Ključna kost</i>	4	1 (11)
<i>Prsna žlijezda</i>	3	2 (12,13)
<i>Jednjak</i>	4	5 (9, 11, 13, 15, 17)
<i>Lopatica</i>	10	4 (11, 12, 13, 14)
<i>Grudi</i>	2	1 (14)
<i>Sternum</i>	4	4 (12, 13, 15, 16)
<i>Pluća</i>	24	4 (11, 13, 15, 17)
<i>Rebra</i>	16	3 (12, 15, 18)
<i>Kralješnica</i>	7	7 (11, 13, 15, 17, 19, 21, 23)
<i>Jetra</i>	22	5 (17, 18, 19, 20, 21)
<i>Slezena</i>	6	3 (18, 19 20)
<i>Želudac</i>	14	4 (18, 19, 20, 21)
<i>Gušterača</i>	3	2 (19, 20)
<i>Nadbubrežne žlijezde</i>	2	2 (19, 20)
<i>Bubrezi</i>	12	5 (19, 20, 21, 22, 23)
<i>Žučni mjehur</i>	3	2 (20, 21)
<i>Crijeva</i>	11	4 (22, 24, 26, 28)
<i>Jajnici</i>	2	1 (26)
<i>Karlica</i>	16	6 (24, 25, 26, 27, 28, 29)
<i>Krsna kost</i>	3	3 (25, 26, 27)
<i>Mokraćni mjehur</i>	6	3 (26, 27, 28)
<i>Maternica</i>	2	2 (26, 27)
<i>Bedrena kost</i>	6	3 (27, 28, 30)
<i>Prostata</i>	1	1 (28)
<i>Testisi</i>	2	1 (31)

Tablica 3.1: Organi i tkiva u fantomu, broj rupica za dozimetre u organima i tkivu, broj i oznake slojeva u kojima se nalaze.

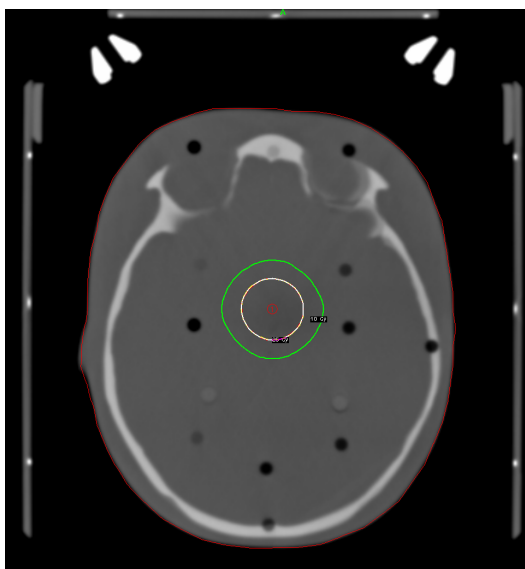
3.3.2 Plan zračenja

Plan zračenja za svako mjerenje izrađen je u računalnom sustavu za planiranje radiokirurškog postupka gama nožem Leksell GammaPlan® 10.1.1. Prije početka planiranja, Leksellov stereotaktički okvir učvršćen je na glavu fantoma te je fantom oslikan uređajem za kompjutoriziranu tomografiju (CT) u stereotaktičkim uvjetima. Dobiveni su osni CT-prikazi fantoma debljine 1.2 mm koji su potom uneseni u sustav za planiranje i na kojima su izrađeni planovi zračenja. Za svaki plan zračenja izodозна raspodjela doze projicirana je na CT-slojevima prikazanim na slici 3.6. Maksimalne doze za ciljni volumen i vremena zračenja za sva mjerenja dane su u tablici 3.2.

Mjerenje	Kolimator	Doza (Gy)	Vrijeme zračenja (min)
1.	18 mm	50	22.27
2.	14 mm	50	22.92
3.	8 mm	50	23.99
4.	4 mm	50	26.26
5.	18, 14, 8, 4 mm	60 (15 za svaki kolimator)	29.25 (6.97, 7.08, 7.29, 7.91)

Tablica 3.2: Kolimator, maksimalne doze i vrijeme zračenja za sva mjerenja.

Za svako mjerenje napravljen je poseban plan zračenja. Za ciljni volumen izabrana je u svakom zračenju ista točka u središnjem dijelu mozga na medijalnoj liniji, odnosno postojao je samo jedan izocentar, prikazan na slici 3.6.



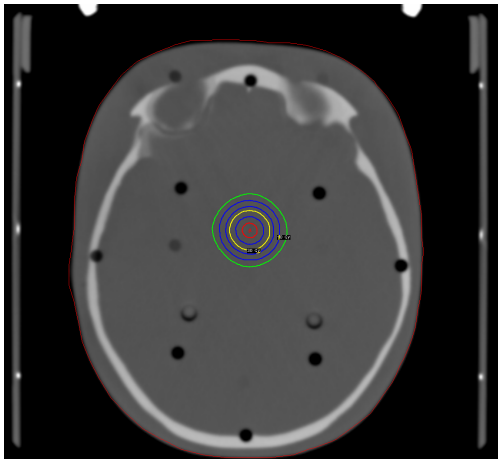
Slika 3.6: Malom crvenom sferom prikazan je izocentar. Žuta linija je 50%-tna izodoza za cjelokupno zračenje 18 mm kolimatorom. Zelenom linijom označena je izodoza koja odgovara dozi od 10 Gy.

Kao što je navedeno u odjeljku 2.1, izlazni faktori su bitna karakteristika kolimatorske kacige. Navedeni su u tablici 2.4. Oni utječu na ukupno vrijeme zračenja. 4 mm kolimator ima najmanji izlazni faktor i najveće odstupanje od izlaznog faktora referentnog kolimatora. Stoga, zračenje s 4 mm kolimatorom najdulje traje, kao što je navedeno u tablici 3.2. Za kolimatore promjera 18, 14 i 8 mm vremena zračenja imaju slične iznose.

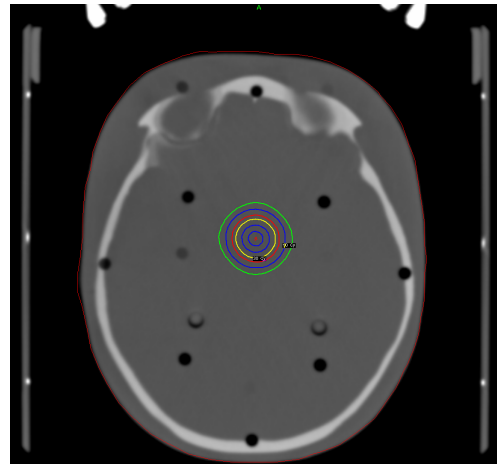
U posljednjem mjerenju korištena su sva četiri kolimatora. Ukupna doza bila je 60 Gy a svakim je dodijeljena doza od 15 Gy. Ponovno se može uočiti razlika u vremenima zračenja, odnosno odstupanje u vremenu zračenja s 4 mm kolimatorom.

Na planu zračenja prikazuju se izodozne krivulje. Izodozna krivulja povezuje sve točke u tkivu koje primaju jednaku dozu. Uobičajeno je prikazivati 50%-tnu izodozu (povezuje točke koje primaju dozu iznosa 50% maksimalne doze). Na slici 3.7 prikazani su profili doze za svaku kolimatorsku kacigu u kombiniranom zračenju (zračenje u kojem se koriste sva četiri kolimatora). Prikazane su 50%-tna izodoza i izodoza za 10 Gy.

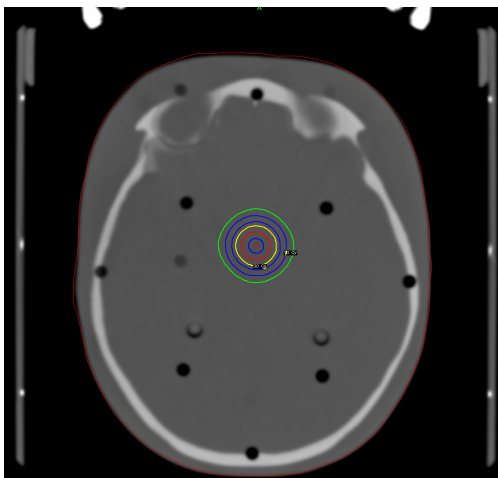
Na slici 3.8 prikazana je 50%-tna izodozna ploha za kombinirano zračenje. Ploha je u obliku sfere jer su fotonski snopovi, kolimirani sa sva četiri kolimatora, usmjereni u jednu točku. Isti oblik ima i za zračenja s jednim kolimatorom. U kliničkim slučajevima tumor i izodozna ploha su nepravilnog oblika.



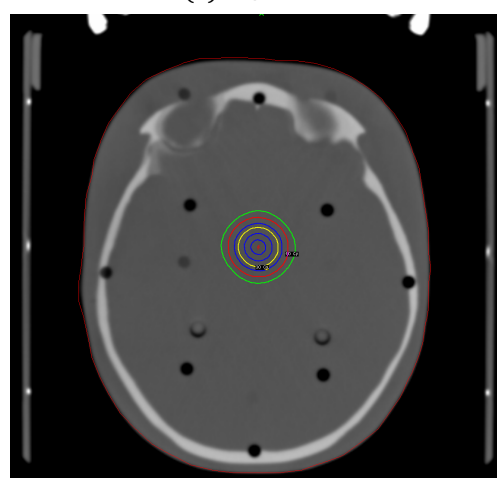
(a) 4 mm.



(c) 14 mm.

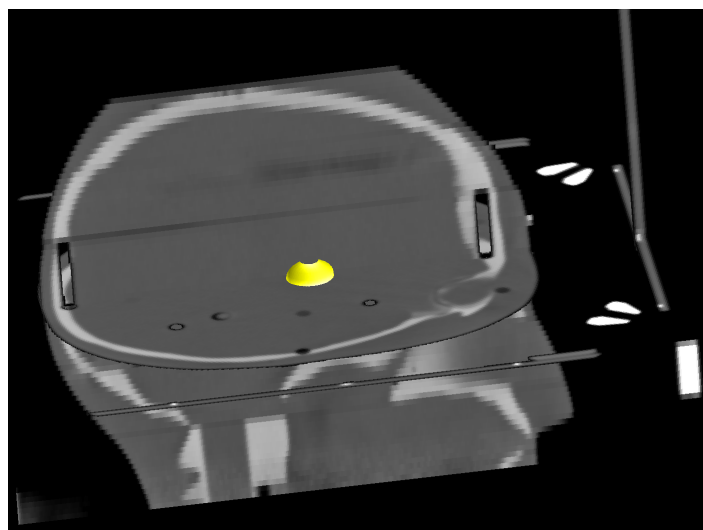


(b) 8 mm.



(d) 18 mm.

Slika 3.7: Plan zračenja za zračenje sa sva četiri kolimatora. Crvena linija opisuje raspodjelu doze za svaki kolimator, redom 4 mm, 8 mm, 14 mm i 18 mm. Žuta linija je 50%-tna izodoza za cjelokupno zračenje. Zelenom linijom označena je izodoza koja odgovara dozi od 10 Gy.



Slika 3.8: Izodozna ploha za kombinirano zračenje.

3.4 Predgrijavanje i očitavanje dozimetara

Ozračene dozimetre, zajedno s kontrolnim i dozimetrima za provjeru kalibracije, očitavani su idući dan nakon zračenja. Prije očitavanja ozračenih dozimetara potrebno ih je predgrijati kao što je objašnjeno u odjeljku 2.3.2. Dozimetri se predgrijava u peći za predgrijavanje prikazanoj na slici 3.9a na temperaturi 70 °C u vremenu od 30 minuta. Izvade se u plastične držače prikazane na slici 3.9b.



(a) Peć za predgrijavanje Yamato DK300T.



(b) Držač za dozimetre.

Slika 3.9: Peć za predgrijavanje s držačem.

Kada se postepeno ohlade na sobnu temperaturu dozimetri se očitavaju. Za svaki dozimetar srednja vrijednost očitane doze $\overline{D_O}$ odredi se prema izrazu (3.1) i odnosi se na kermu u zraku.

Nakon očitavanja kontrolnih dozimetara, izračuna se šum prema formuli:

$$\overline{D_K} = \frac{1}{4} \sum_{j=1}^4 (\overline{D_{O,j}} - \overline{D_{P,j}}) \quad (3.2)$$

pri čemu je $\overline{D_{O,j}}$ očitana doza kontrolnog dozimetra, a $\overline{D_{P,j}}$ početna doza kontrolnog dozimetra.

Konačna vrijednost doze za svaki dozimetar, izražena kao doza u vodi, izračuna se prema izrazu:

$$D = 1.12(\overline{D_O} - \overline{D_P} - \overline{D_K}) \quad (3.3)$$

pri čemu su $\overline{D_O}$ očitana doza, $\overline{D_P}$ početna doza, a $\overline{D_K}$ šum. Očitana doza $\overline{D_O}$, početna doza $\overline{D_P}$ i šum $\overline{D_K}$ izraženi su kao kerma u zraku pa je u relaciji (3.3) korišten konverzijski faktor (2.26).

3.5 Obrada podataka

Doze u kliničkom liječenju, koje se predaju u jednoj frakciji za desetogodišnje dijete, iznose 10 - 30 Gy. Kako bi se dobile veće periferne doze u ovim mjerenjima predana doza je 50 Gy. Cilj je izračunati koliku je dozu primio pojedini organ u odnosu na maksimalnu dozu koju primi tumor.

U skoro svakom organu nalazi se više dozimetara, kao što je opisano u odjeljku 3.2.1 i navedeno u tablici 3.1. Srednja doza koju je primio pojedini organ, i , za određeni kolimator, $\overline{D_{kol}^i}$, računa se po izrazu [28]:

$$\overline{D_{kol}^i} = \frac{1}{N_i} \sum_{j=1}^{N_i} D_j \quad (3.4)$$

Oznake su:

$\overline{D_{kol}^i}$ - doza koju je primio organ i za pojedini kolimator

i - pojedini organ

kol - kolimator koji je korišten u zračenju (može biti 18, 14, 8, 4 ili kombinacija u petom mjerenju.)

N_i - broj dozimetara u organu i

D_j - doza koja je očitana u pojedinom dozimetru dobivena pomoću izraza (3.3)

Za svaki organ izračunate su i standardne devijacije koje mjere odstupanje doze unutar određenog organa i :

$$SD_i = \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^{N_i} (\overline{D_i} - D_j)^2}{N_i - 1}} \quad (3.5)$$

Relativna standardna devijacija određena je izrazom:

$$R_i = \frac{SD_i}{\overline{D_i}} \cdot 100\% \quad (3.6)$$

Cilj ovog rada je izračunati koeficijente f_{kol}^i koji govore koliki je udio zračenja primio neki organ u odnosu na maksimalnu dozu koju dobije tumor u ovisnosti o korištenom kolimatoru. Koeficijent f_{kol}^i se dobije jednostavnim omjerom periferne doze za određeni organ i maksimalne doze, odnosno izračuna se prema izrazu:

$$f_{kol}^i = \frac{\overline{D_{kol}^i}[\text{Gy}]}{50\text{Gy}} \quad (3.7)$$

Nepouzdanost koeficijenata određena je izrazom:

$$SD_{f_{kol}^i} = \frac{SD_{kol}^i[\text{Gy}]}{50\text{Gy}} \quad (3.8)$$

Poznavajući koeficijente f_{kol}^i moguće je procijeniti prije tretmana koliku će dozu primiti periferni organ ako je poznat kolimator i maksimalna doza u tumoru. Da bismo provjerili mogu li se dobiveni koeficijenti koristiti i za planove s više kolimatora napravili smo plan zračenja koji koristi sva četiri kolimatora i usporedili izmjerene i izračunate vrijednosti doza. Ukupna maksimalna doza ciljnom volumenu je 60 Gy, pri čemu je svakim kolimatorom dodijeljena doza od 15 Gy. Prema izrazu (3.9) odredi se doza koju će primiti pojedini organ, D_{racun}^i , a zatim se usporedi s rezultatima mjerenja $\overline{D_{kol}^i}$.

$$D_{racun}^i = \sum_{kol} f_{kol}^i \cdot 15\text{Gy} \quad (3.9)$$

Standardna devijacija i relativna nepouzdanost za izračunatu vrijednost doze računaju se prema relacijama:

$$SD_{racun}^i = \sum_{kol} SD_{f_{kol}^i} \cdot 15\text{Gy} \quad (3.10)$$

$$R_{racun}^i = \frac{SD_{racun}^i}{D_{racun}^i} \cdot 100\% \quad (3.11)$$

4 Rezultati i rasprava

Rezultati na grafovima prikazani su kao srednje vrijednosti doze u organima i njezina standardna devijacija. Standardna devijacija mjeri odstupanje doze unutar organa. U tablicama su dodane i relativne standardne devijacije. Organi su poredani s obzirom na njihovu prosječnu udaljenost od ciljnog volumena.

Mjerenja za različite kolimatore prikazana su u tablicama 4.1 i 4.2 i grafički na slici 4.1.

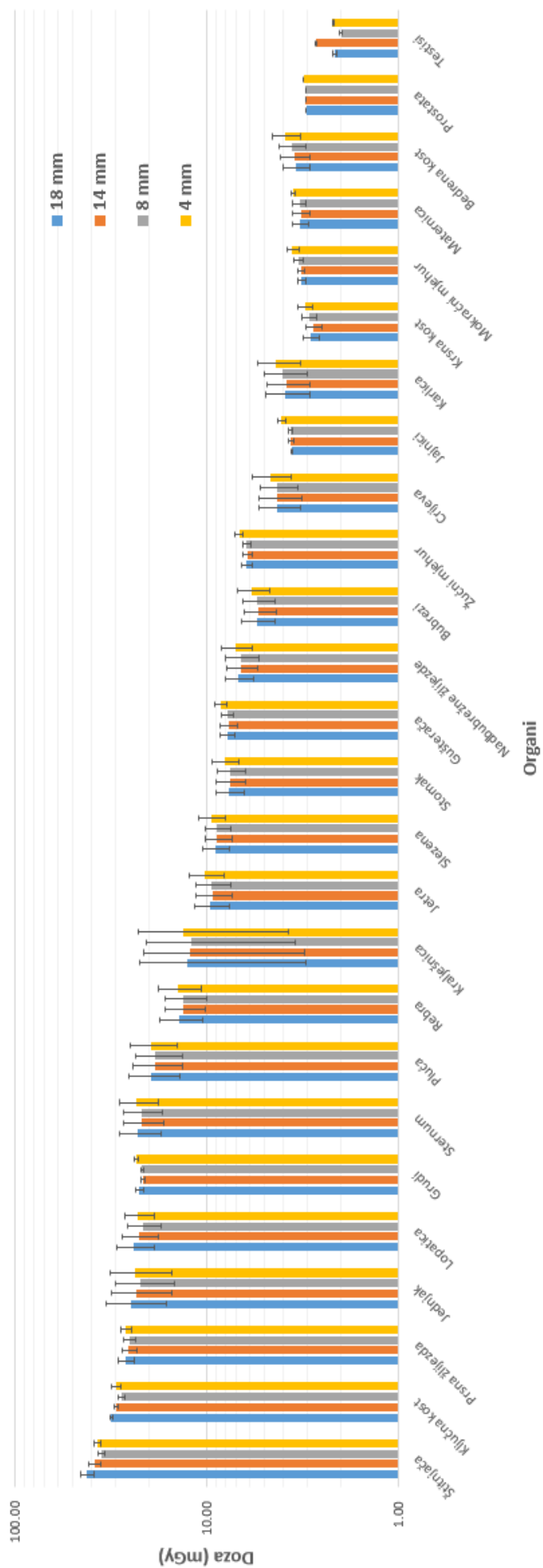
Organ/tkivo	18 mm			14 mm		
	Doza (mGy)	SD (mGy)	R	Doza (mGy)	SD (mGy)	R
Štitnjača	42.3	3.5	8%	38.7	2.7	7%
Ključna kost	31.6	0.5	1%	29.7	0.9	3%
Prsna žlijezda	26.6	2.6	10%	25.5	2.2	9%
Jednjak	24.9	8.6	34%	23.3	8.0	35%
Lopatica	24.0	5.3	22%	22.7	4.8	21%
Grudi	22.5	1.2	5%	21.4	0.6	3%
Sternum	22.9	5.7	25%	22.0	5.3	24%
Pluća	19.7	5.8	29%	18.7	5.4	29%
Rebra	14.0	3.5	25%	13.4	3.1	23%
Kralješnica	12.7	9.6	76%	12.2	9.1	75%
Jetra	9.6	2.0	21%	9.4	2.0	21%
Slezena	9.0	1.5	16%	8.8	1.4	16%
Stomak	7.6	1.3	16%	7.6	1.3	17%
Gušterača	7.8	0.7	9%	7.7	0.8	10%
Nadbubrežne žlijezde	6.8	1.1	17%	6.6	1.2	18%
Bubrezi	5.5	1.1	20%	5.3	1.0	20%
Žučni mjehur	6.2	0.4	6%	6.1	0.4	6%
Crijeva	4.3	1.0	24%	4.3	1.0	25%
Jajnici	3.6	0.0	1%	3.6	0.1	3%
Karlica	3.9	1.0	26%	3.9	1.0	25%
Krsna kost	2.9	0.3	10%	2.8	0.3	10%
Mokraćni mjehur	3.2	0.2	5%	3.2	0.1	4%
Maternica	3.3	0.3	10%	3.2	0.3	10%
Bedrena kost	3.4	0.6	17%	3.5	0.6	17%
Prostata	3.0	0.0	0%	3.1	0.0	0%
Testisi	2.1	0.0	2%	2.7	0.0	0%

Tablica 4.1: Izmjerene doze u perifernim organima i tkivima za različite kolimatore s pripadnim standardnim devijacijama. 18 i 14 mm su oznake za kolimator, SD za pripadajuću standardnu devijaciju, a R za relativnu standardnu devijaciju.

Organ/tkivo	8 mm			4 mm		
	Doza (mGy)	SD (mGy)	R	Doza (mGy)	SD (mGy)	R
Štitnjača	35.3	1.4	4%	37.3	1.4	4%
Ključna kost	28.0	1.2	4%	29.7	1.5	5%
Prsna žlijezda	25.3	1.7	7%	26.5	1.8	7%
Jednjak	22.2	7.5	34%	23.6	8.4	36%
Lopatica	21.6	4.2	19%	22.8	4.1	18%
Grudi	21.7	0.3	1%	23.3	0.6	2%
Sternum	22.0	5.0	23%	23.2	5.4	23%
Pluća	18.5	5.1	27%	19.6	5.3	27%
Rebra	13.3	3.2	24%	14.2	3.5	25%
Kralješnica	12.1	8.7	72%	13.3	9.6	72%
Jetra	9.4	2.0	21%	10.2	2.1	21%
Slezena	8.8	1.4	15%	9.5	1.5	15%
Stomak	7.5	1.2	16%	8.1	1.3	17%
Gušterača	7.8	0.6	7%	8.4	0.6	7%
Nadbubrežne žlijezde	6.7	1.3	19%	7.1	1.3	19%
Bubrezi	5.4	1.0	19%	5.8	1.1	19%
Žučni mjehur	6.2	0.3	5%	6.8	0.3	5%
Crijeva	4.3	1.0	22%	4.7	1.1	23%
Jajnici	3.7	0.1	3%	4.1	0.2	5%
Karlica	4.0	1.0	25%	4.3	1.1	26%
Krsna kost	2.9	0.3	9%	3.1	0.3	9%
Mokraćni mjehur	3.3	0.2	6%	3.6	0.3	7%
Maternica	3.3	0.3	8%	3.5	0.1	2%
Bedrena kost	3.6	0.6	16%	3.9	0.7	17%
Prostata	3.0	0.0	0%	3.1	0.0	0%
Testisi	2.0	0.0	1%	2.2	0.0	0%

Tablica 4.2: Izmjerene doze u perifernim organima i tkivima za različite kolimatore s pripadnim standardnim devijacijama. 8 i 4 mm su oznake za kolimator, SD za pripadajuću standardnu devijaciju, a R za relativnu standardnu devijaciju.

Izmjerene periferne doze u organima za različite kolimatatore



Slika 4.1: Doze u perifernim organima i tkivima redom za 18, 14, 8 i 4 mm kolimator.

Kolimatorska kaciga s kolimatorima većeg promjera ima veće curenje (engl. leakage) zračenja pa se za manji promjer kolimatora očekuje i manja doza u perifernim organima. U mjerenjima prikazanima na grafu 4.1. takvo se smanjenje apsorbirane doze može primijetiti za kolimatorske kacige promjera 18, 14 i 8 mm i za organe dalje od ciljnog volumena. Za udaljenije organe doze su sličnih iznosa za sva tri kolimatora. To su doze iznosa manjih od 10 mGy. Odstupanje se može uočiti za 4 mm kolimator. Uzevši u obzir samo učinak curenja zračenja, za 4 mm kolimator očekivalo se da će periferne doze za isti organ biti manje od doza za 8 mm kolimator. Njihovo povećanje i odstupanje od očekivanog ponašanja može se objasniti razlikom u vremenima potrebnim za tretman zračenja. Kao što je objašnjeno u odjeljku 3.2.2, vrijeme potrebno da se isporuči u tumor ista maksimalna doza za 4 mm kolimator je veće od vremena za druge kolimatore. Možemo zaključiti da dulje vrijeme zračenja uzrokuje veće periferne doze.

Standardne devijacije prikazane u tablicama 4.1 i 4.2 imaju bitno različite iznose. One predstavljaju prosječno odstupanje apsorbiranih doza izmjerenih u nekom organu od srednje vrijednosti apsorbirane doze. Veće su kod duljih organa koji se protežu kroz više slojeva u fantomu. Najveća je za kralješnicu u kojoj se dozimetri stavljaju od 11. do 23. sloja. Prostata je jedini primjer organa s jednim dozimetrom i stoga je u tablicama 4.1 i 4.2 navedena vrijednost standardne devijacije 0. Prema podacima iz [18] mjerna nesigurnost svakog dozimetra je $\sim 2\%$. Stoga za prostatu možemo reći daje pouzdanost mjerenja 2%.

U tablici 4.3 navedeni su koeficijenti f koji pokazuju omjere doza u organima i maksimalne doze koju primi tumor u ovisnosti o korištenom kolimatoru u prethodnim mjerenjima i pripadajuća standardna devijacija. Koeficijenti i odgovarajuće standardne devijacije su izračunati prema izrazima (3.7) i (3.8) te se koriste za računanje doza u perifernim organima za mjerenje u kojem su korištena sva četiri kolimatora. U tablici 4.4 i grafički na slici 4.2 prikazane su izmjerene i izračunate periferne doze u organima za zračenje u kojem su korištena sva četiri kolimatora. Doze su izračunate pomoću izraza (3.9) - (3.11).

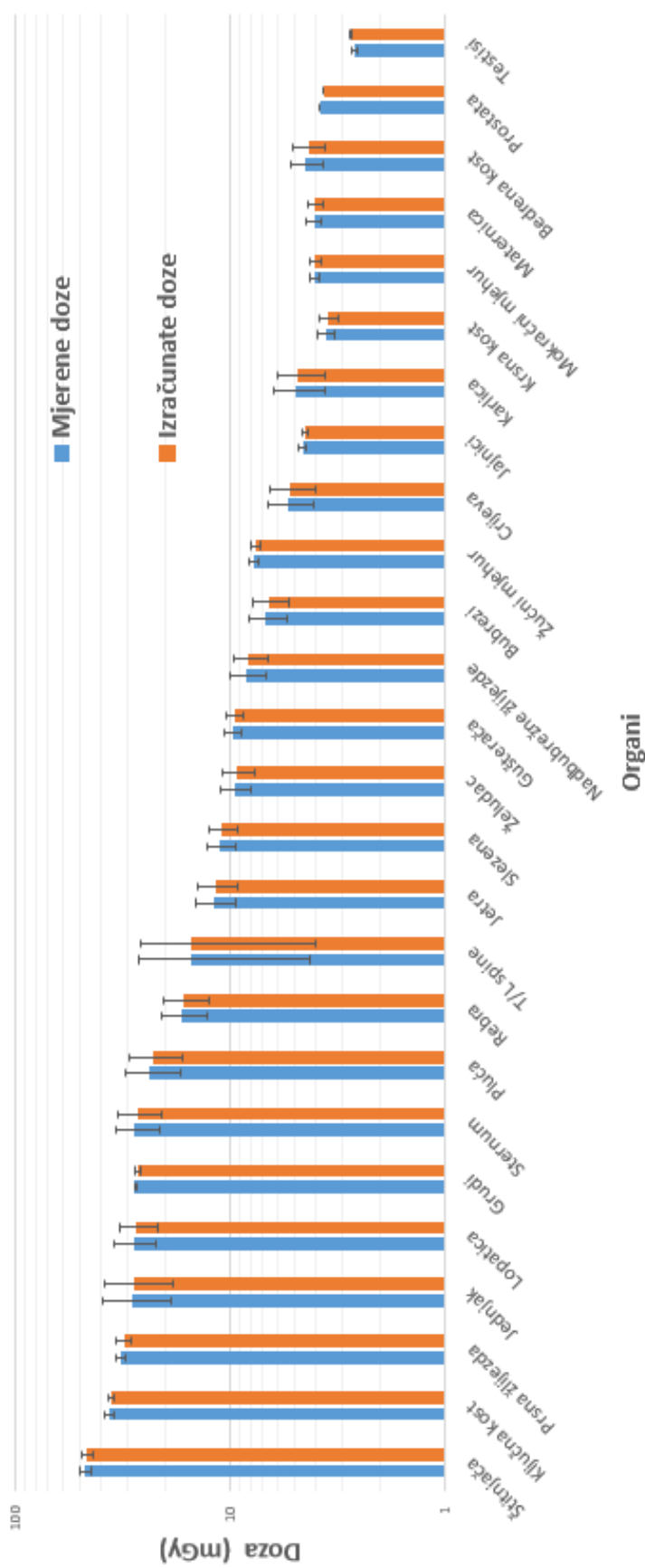
Organ/tkivo	18 mm		14 mm		8 mm		4 mm	
	f ($\times 10^{-3}$)	SD ($\times 10^{-3}$)	f ($\times 10^{-3}$)	SD ($\times 10^{-3}$)	f ($\times 10^{-3}$)	SD ($\times 10^{-3}$)	f ($\times 10^{-3}$)	SD ($\times 10^{-3}$)
Štitnjača	0.85	0.07	0.77	0.05	0.71	0.03	0.75	0.03
Ključna kost	0.50	0.01	0.47	0.02	0.44	0.02	0.47	0.03
Prsna žlijezda	0.53	0.05	0.51	0.04	0.51	0.03	0.53	0.04
Jednjak	0.39	0.17	0.37	0.16	0.37	0.15	0.39	0.17
Lopatica	0.19	0.11	0.19	0.10	0.19	0.08	0.20	0.08
Grudi	0.16	0.02	0.15	0.01	0.16	0.01	0.17	0.01
Sternum	0.12	0.11	0.12	0.11	0.12	0.10	0.14	0.11
Pluća	0.18	0.12	0.18	0.11	0.18	0.10	0.19	0.11
Rebra	0.15	0.07	0.15	0.06	0.15	0.06	0.16	0.07
Kralješnica	0.11	0.19	0.11	0.18	0.11	0.17	0.12	0.19
Jetra	0.14	0.04	0.13	0.04	0.13	0.04	0.14	0.04
Slezena	0.09	0.03	0.09	0.03	0.09	0.03	0.09	0.03
Stomak	0.07	0.03	0.07	0.03	0.07	0.02	0.08	0.03
Gušterača	0.07	0.01	0.06	0.02	0.07	0.01	0.07	0.01
Nadbubrežne žlijezde	0.06	0.02	0.06	0.02	0.06	0.03	0.06	0.03
Bubrezi	0.06	0.02	0.06	0.02	0.07	0.02	0.07	0.02
Žučni mjehur	0.04	0.01	0.05	0.01	0.04	0.01	0.04	0.01
Crijeva	0.45	0.02	0.43	0.02	0.43	0.02	0.47	0.02
Jajnici	0.46	0.00	0.44	0.00	0.44	0.00	0.46	0.00
Karlica	0.07	0.02	0.07	0.02	0.07	0.02	0.08	0.02
Krsna kost	0.08	0.01	0.08	0.01	0.08	0.01	0.09	0.01
Mokraćni mjehur	0.06	0.00	0.06	0.00	0.06	0.00	0.06	0.01
Maternica	0.25	0.01	0.24	0.01	0.24	0.01	0.27	0.00
Bedrena kost	0.28	0.01	0.27	0.01	0.27	0.01	0.28	0.01
Prostata	0.48	0.00	0.45	0.00	0.43	0.00	0.46	0.00
Testisi	0.63	0.00	0.59	0.00	0.56	0.00	0.59	0.00

Tablica 4.3: Omjeri doza u organima i maksimalne dozi u tumoru izraženi preko koeficijenta f i pripadajuća standardna devijacija, SD.

Organ/tkivo	Izmjereno			Izračunato			Razlika	
	Doza (mGy)	SD (mGy)	R	Doza (mGy)	SD (mGy)	R	ΔD (mGy)	SD (mGy)
Štitnjača	47.2	2.6	5%	46.1	2.7	6%	1.1	2%
Ključna kost	36.7	1.8	5%	35.7	1.2	3%	1.0	3%
Prsna žlijezda	32.4	1.8	6%	31.2	2.5	8%	1.2	4%
Jednjak	28.8	10.1	35%	28.2	9.8	35%	0.6	2%
Lopatica	28.2	6.2	22%	27.4	5.5	20%	0.8	3%
Grudi	27.8	0.1	0%	26.7	0.8	3%	1.2	4%
Sternum	27.7	6.5	24%	27.0	6.4	24%	0.7	3%
Pluća	23.8	6.8	29%	22.9	6.5	28%	0.8	3%
Rebra	16.9	4.1	24%	16.5	4.0	24%	0.4	3%
Kralješnica	15.3	11.1	72%	15.1	11.1	74%	0.2	1%
Jetra	11.8	2.5	21%	11.6	2.4	21%	0.2	2%
Slezena	11.1	1.7	15%	10.8	1.7	16%	0.3	2%
Stomak	9.5	1.6	17%	9.3	1.5	17%	0.3	3%
Gušterača	9.8	0.9	9%	9.5	0.8	9%	0.2	2%
Nadbubrežne žlijezde	8.4	1.6	19%	8.2	1.5	18%	0.2	3%
Bubrezi	6.8	1.3	20%	6.6	1.3	19%	0.2	2%
Žučni mjehur	7.8	0.5	6%	7.6	0.4	5%	0.2	2%
Crijeva	5.4	1.3	24%	5.3	1.2	24%	0.1	3%
Jajnici	4.6	0.2	3%	4.5	0.1	3%	0.1	2%
Karlica	4.9	1.3	26%	4.8	1.2	25%	0.1	2%
Krsna kost	3.6	0.4	10%	3.5	0.3	9%	0.1	3%
Mokraćni mjehur	4.1	0.2	5%	4.0	0.2	5%	0.1	2%
Maternica	4.1	0.3	8%	4.0	0.3	7%	0.1	1%
Bedrena kost	4.5	0.8	17%	4.3	0.7	17%	0.1	3%
Prostata	3.8	0.0	0%	3.7	0.0	0%	0.2	4%
Testisi	2.6	0.1	4%	2.7	0.0	1%	-0.1	-3%

Tablica 4.4: Izmjerene i izračunate doze u perifernim organima i tkivima za zračenje s kombinacijom četiri kolimatora s pripadnim standardnim devijacijama, SD i relativnom standardnom devijacijom, R. Prikazana je i razlika između izmjerene i izračunate doze te ukupno odstupanje.

Izmjerene i izračunate periferne doze za zračenje s kombinacijom četiri kolimatora



Slika 4.2: Izračunate i izmjerene doze u perifernim organima i tkivima za zračenje s kombinacijom kolimatora.

Izmjerene periferne doze veće su od izračunatih. Najveće odstupanje iznosi 4%. Za prsnu žlijezdu i grudi odstupanje od 4% predstavlja razliku doza od 1.2 mGy, a za prostatu samo 0.15 mGy. Pretpostavljamo da su izmjerene doze veće zbog izmjene kolimatora. Naime, kolimatori se ručno izmjenjuju pa se posljednje zračenje može promatrati kao 4 odvojena zračenja. Na početku zračenja potrebno je vrijeme da ležaj s fantomom dođe u položaj za zračenje, a na kraju zračenja da se vrati natrag u početni položaj i da se izvor zatvori zaštitnim vratima. Sve to vrijeme do fantoma dolazi zračenje. S obzirom na to da u posljednjem mjerenju imamo tri takva procesa više nego u prethodnim mjerenjima pretpostavljamo da tome možemo pripisati razliku u mjerenim i izračunatim vrijednostima. Riječ je o malim dozama pa se za mjerene i izračunate periferne doze može reći da je slaganje zadovoljavajuće.

U budućim mjerenjima cilj je izmjeriti dozu koju dobiju organi prilikom transporta ležaja s bolesnikom iz početnog položaja u terapijski položaj i natrag, a tijekom kojeg su zaštitna vrata gama noža otvorena i bolesnik prima raspršeno zračenje (engl. shuttle dose). Također, cilj je izmjeriti i periferne doze koje se dobiju zbog višeizocentričnih raspodjela zračenja. Ako je raspodjela doze višeizocentrična za isti kolimator, potrebno je da APS pomakne okvir s glavom bolesnika u odgovarajući položaj. Pri tom mijenjanju koordinata izocentara ležaj s bolesnikom se izvuče vani toliko da glava bolesnika više nije u izocentru. Za to vrijeme do bolesnika dolazi raspršeno zračenje koje je cilj izmjeriti. U ovom radu mjerenja su napravljena za fantom koji predstavlja desetogodišnje dijete. U budućnosti je cilj napraviti mjerenja i na antropomorfnim fantomima koji će predstavljati manje ili veće bolesnike dječje dobi.

5 Zaključak

U ovom eksperimentu mjerene su periferne doze u antropomorfnom fantomu (ATOM, CIRS) koji predstavlja desetogodišnje dijete. Fantom se zračio u jednokratnom radiokirurškom postupku na gama nožu. Za mjerenje perifernih doza korišteni su radiofotoluminescentni dozimetri. U prva četiri mjerenja napravljeni su planovi zračenja za odabrani tumor u mozgu koristeći samo jedan kolimator (redom 18, 14, 8 i 4 mm). Za posljednje mjerenje napravljen je plan zračenja u kojem su korištena sva četiri kolimatora. Cilj ovog eksperimenta bio je proučiti ovisnost perifernih doza o izboru kolimatora te provjeriti može li se poznavajući tu ovisnost procijeniti doza u organima u mjerenju koja koristi sva četiri kolimatora.

18 mm kolimator ima najveće curenje zračenja, a 4 mm najmanje. Stoga je očekivano da periferne doze u organima budu veće za kolimator s većim curenjem. Mjerenja su pokazala da to vrijedi za 18, 14 i 8 mm kolimator. Za 4 mm kolimator očekivane su najmanje periferne doze. Pokazalo se da su veće za 4 mm kolimator nego za 8 mm kolimator. Ako se usporedi prosjek doza za sve organe, za 18 i 4 mm kolimator doze su podjednake. Uzrok tome je znatno dulje vrijeme zračenja za istu dozu. Izlazni faktor za 4 mm kolimator je znatno manji od izlaznih faktora za druge kolimatore, pa je vrijeme zračenja za istu dozu znatno dulje.

Izmjerene periferne doze za zračenje u kojem su korištena sva četiri kolimatora veće su od prethodno izračunatih. Zbog ručne izmjene kolimatora, posljednje zračenje se može promatrati kao četiri odvojena zračenja. Fantom primi određenu malu dozu prilikom odvođenja ležaja s fantomom u položaj za zračenje i natrag. Za razliku od prva četiri mjerenja gdje se ovaj proces događa samo jednom, u posljednjem petom mjerenju proces se ponavlja četiri puta. Fantom je dodatno ozračen i zbog toga dolazi do malog ali primjetnog povećanja perifernih doza.

U ovom radu krenuli smo od najjednostavnijeg slučaja zračenja i proučili utjecaj različitih kolimatora. U daljnjim mjerenjima cilj je izračunati doprinose perifernim dozama od procesa transporta u položaj za zračenje i povratka natrag. S obzirom na to da su u kliničkim radiokirurškim slučajevima raspodjele zračenja u tumorima općenito višeizocentrične, potrebno je odrediti i doprinose perifernim dozama koje prime organi zbog promjena izocentra prilikom zračenja. Sve doprinose perifernim dozama cilj je spojiti u jedan izraz prema kojem bi za svako zračenje mogli odrediti dozu u svakom organu. S obzirom na to da su u ovom eksperimentu napravljena mjerenja na fantomu koji predstavlja desetogodišnje dijete, potrebno je mjerenja ponoviti na fantomu koji će predstavljati dijete drugih godina i dimenzija. Današnjim sustavima za planiranje ne dobiju se podaci o dozama koje će dobiti periferni organi bolesnika. Podaci dobiveni u ovom radu prvi su korak u procjeni doza u perifernim

organima za bolesnike dječje dobi nužno potrebnim za procjenu rizika za nastanak sekundarnih tumora izazvanih zračenjem.

Literatura

- [1] Ganz, J. C. Gamma Knife Neurosurgery. Springer - Verlag/Wien 2011.
- [2] Kim et al, Principles and Practice of Stereotactic Radiosurgery: The physics of stereotactic radiosurgery, Springer New York (2008)33-50.
- [3] Miljanić S et al, Peripheral doses in children undergoing Gamma Knife radiosurgery and second cancer risk. //Radiat Meas 55 (2013) 38-42.
- [4] Nakamura JL et al, Dose conformity of Gamma-Knife radiosurgery and risk factors for complications. // Int J Radiat Oncol Biol Phys 51 (2001) 1313-9.
- [5] Harison RM. Introduction to dosimetry and risk estimation of second cancer induction following radiotherapy. // Radiat Meas 57 (2013) 1-8.
- [6] Hršak, H. Dozimetrija uskih fotonskih snopova u stereotaktičkoj neuroradiokirurgiji gama nožem. Doktorski rad. Zagreb : Prirodoslovno-matematički fakultet, 2015
- [7] Leksell Gamma Knife C: Instructions for Use. Elekta AB, 2003
- [8] Arndt J. Gamma Knife dosimetry and treatment planing. AAPM meeting, 1999.
- [9] Hršak H et al, Correction of measured Gamma-Knife output factors for angular dependence of diode detectors and PinPoint ionization chamber. // Phys Med 30 (2014) 914-9.
- [10] Horstmann et al, First clinical experience with automatic positioning system and Leksell gamma knife Model C// J Neurosurg (Suppl 3) 93: 193-197, 2000.
- [11] Knoll G.F. Radiation Detection and Measurement, Second edition, Wiley, 1989.
- [12] Khan F. M. Gibbons J. P. The Physics of Radiation Therapy, Fifth edition, Two Commerce Square, Philadelphia, 2014.
- [13] Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation, International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU), Maryland, U.S.A., ICRU Report 60, 1998.
- [14] Podgorsak E.B. Radiation Oncology Physics, A Handbook for Teachers and Students, International Atomic Energy Agency, Vienna, 2005.
- [15] Physical Measurement Laboratory, <https://www.nist.gov/pml/x-ray-mass-attenuation-coefficients>, 5.10.2016

- [16] Miljanić, S. Intercomparison of dosimeters for non-target organ dose measurements in radiotherapy – Activity of EURADOS WG9: Radiation protection in medicine, pp. 95–107. in: Yamamoto, T. (Ed.), Proceedings of The 6th International Workshop on Individual Monitoring of Ionizing Radiation, Oarai, Japan, 2010.
- [17] Perry, J. A. RPL dosimetry: Radiophotoluminescence in health physics. 2nd ed. Bristol : IOP Publishing Ltd, 1987.
- [18] Knežević Ž et al, Photon dosimetry methods outside the target volume in radiation therapy: Optically stimulated luminescence (OSL), thermoluminescence (TL) and radiophotoluminescence (RPL) dosimetry. // Radiat Meas 57 (2013) 9-18.
- [19] David Y.C. Huang and Shih-Ming Hsu (2011). Radio-Photoluminescence Glass Dosimeter (RPLGD), Advances in Cancer Therapy, Prof. Hala Gali-Muhtasib (Ed.), Intech.
- [20] S.-M. Hsu et al, Synthesis and physical characteristics of radiophotoluminescent glass dosimeters// Radiat Meas 42 (2007) 621-624.
- [21] Knežević Ž et al, Characterisation of RPL and TL dosimetry systems and comparison in medical dosimetry applications // Radiat Meas 46 (2011) 1582-1585.
- [22] Chiyoda Technol Corporation, <http://www.c-technol.co.jp/eng/e-small>, 1. 10. 2016.
- [23] M.-S. Lee et al, Radiation characteristic of homemade radiophotoluminescent glass dosimeter// Radiat Meas 46 (2011) 1477-1479.
- [24] K. Son et al, Evaluation of the dosimetric characteristics of radiophotoluminescent glass dosimeter for high-energy photon and electron beams in the field of radiotherapy. Radiat Meas 46 (2011) 1117-1122.
- [25] E. H. Silva et al, Energy and angular dependence of radiophotoluminescent glass dosimeters for eye lens dosimetry. Radiation Protection Dosimetry, (2016) 1-5.
- [26] Knežević, Ž. Primjena termoluminescentnih dozimetara u RTG dijagnostici. Diplomski rad. Zagreb : Prirodoslovno-matematički fakultet, 1998
- [27] Vekić B, Ban R, Miljanić S. Sekundarni standardni dozimetrijski laboratorij u Inститutu Ruđer Bošković, Zagreb, Arh. Hig. Rada Toksikol. 57, 189-194 (2006).
- [28] Požek M. i Dulčić A. Fizički praktikum I i II, Sunnypress, Zagreb, 1999.

Životopis

Rođena sam 1. studenoga 1992. godine u Metkoviću. Nakon završene osnovne škole u Metkoviću, upisala sam prirodoslovno-matematičku gimnaziju u Gimnaziji Metković. Državnu maturu položila sam 2011. godine i upisala istraživački smjer fizike na Fizičkom odsjeku Prirodoslovno-matematičkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu. Diplomski rad izradila sam u Laboratoriju za radijacijsku kemiju i dozimetriju na Institutu Ruđer Bošković u suradnji s Jedinicom za radiokirurško zračenje Klinike za neuroradiokirurgiju u Kliničkom bolničkom centru Zagreb pod vodstvom voditeljice doc. dr. sc. Marije Majer i suvoditelja doc. dr. sc. Nikole Poljaka. Rezultate rada u obliku postera predstavili smo na konferenciji *7th Alpe-Adria Medical Physics Meeting* u Zagrebu. Poster s naslovom *Measurements of peripheral organ doses for different collimator helmets of the Gamma Knife* napravila sam u suradnji s doc. dr. sc. Marijom Majer, dr. sc. Željkom Knežević i dr. sc. Hrvojem Hršakom.