Odziv radiofotoluminiscentnih dozimetara u protonskim snopovima niskih energija

Pasariček, Luka

Master's thesis / Diplomski rad

2022

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:217:678722

Rights / Prava: In copyright / Zaštićeno autorskim pravom.

Download date / Datum preuzimanja: **2024-04-29**

Repository / Repozitorij:

Repository of the Faculty of Science - University of Zagreb

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
PRIRODOSLOVNO-MATEMATIČKI FAKULTET
FIZIČKI ODSJEK

Luka Pasariček

ODZIV RADIOFOTOLUMINISCENTNIH DOZIMETARA U PROTONSKIM SNOPOVIMA NISKIH ENERGIJA

Diplomski rad

Zagreb, 2022.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
PRIRODOSLOVNO-MATEMATIČKI FAKULTET
FIZIČKI ODSJEK

INTEGRIRANI PREDDIPLOMSKI I DIPLOMSKI SVEUČILIŠNI STUDIJ
FIZIKA; SMJER ISTRAŽIVAČKI

Luka Pasariček

Diplomski rad

Odziv radiofotoluminiscentnih dozimetara u protonskim snopovima niskih energija

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

Suvoditelj diplomskog rada: doc. dr. sc. Tomislav Bokulić

Ocjena diplomskog rada: _____

Povjerenstvo: 1. _____

2. _____

3. _____

Datum polaganja: _____

Zagreb, 2022.

Prvenstveno se zahvaljujem svojoj mentorici, doc. dr. sc. Mariji Majer, bez čijeg strpljenja, pomoći i vodstva pravovremena izrada ovog diplomskog rada ne bi bila moguća.
Zahvaljujem se i komentoru, doc. dr. sc. Tomislavu Bokuliću, na svim konstruktivnim kritikama i prijedlozima.
Na kraju, najveće hvala mojoj obitelji, prijateljima i djevojci na neprekidnoj podršci i strpljenju koje su iskazali tijekom cijelog mojeg studiranja i pogotovo tijekom pisanja ovog diplomskog rada.

Ovaj diplomski rad napravljen je u sklopu HRZZ projekta IP-02-2020-3593.

Sažetak

Cilj ovog rada bilo je proučavanje odziva radiofotoluminiscentnih (RPL) dozimetara u protonskim snopovima niskih energija.

Korišteni dozimetrijski sustav sastoji se od radiofotoluminiscentnog stakla (tip FD-7; dimenzija $16 \times 16 \times 1.5\ \mathrm{mm}^2$) izvađenog iz držača RPL dozimetara korištenih za zračenja u okolišu (model SC-1; AGC Techno Glass Co) i čitača signala FGD-202. Standardno, prije ozračivanja dozimetre smo anilirali (poništili), a prije samog mjerenja signala stavljeni su u peć na predgrijavanje. Samo ozračivanje odvijalo se na Institutu Ruđer Bošković (IRB), gdje smo pomoću dva elektrostatska ubrzivača (akceleratora) (6.0 MV EN Tandem Van de Graaff i 1.0 MV Tandetron) dobili protonske snopove energija 1, 2, 3 i 5 MeV. RPL stakla su tijekom ozračivanja stavljena na prikladna postolja i pomoću držača smještena u vakuumsku komoru povezanu s ubrzivačem. Broj protona zaustavljenih u dozimetrima bio je u rasponu od 3.3×10^6 do 1.3×10^8 što je odgovaralo dozama u RPL staklu u rasponu od 14.6 do $1464.9\ \mathrm{Gy}$.

Rezultati pokazuju da u ispitanom području doza, odziv RPL dozimetra ovisi linearno o dozi do određene vrijednosti. U linearnom području porast odziva s dozom je strmiji (veći nagib pravca) za veće energije što ukazuje na energijsku ovisnost odziva dozimetra. Izračunata relativna učinkovitost RPL dozimetara raste s porastom energije protona i dobivene vrijednosti su bile u rasponu od 0.103 za protonski snop energije 1 MeV do 0.54, za protonski snop energije 5 MeV.

Ključne riječi: Radiofotoluminiscentni detektori, dozimetrija protonskih snopova, relativna učinkovitost

Dose response of radiophotoluminiscent dosimeters in low-energy proton beams

Abstract

Our aim was to study the dose response of radiophotoluminescent (RPL) glass dosimeters in low-energy proton beams.

The dosimetric system used consists of radiophotoluminiscent glass (FD-7 type; dimensions 16x16x1.5 mm^3) taken from the casing of environmental RPL dosimeters (SC-1 model; AGC Techno Glass Co) and a FGD-202 reader. Standard annealing procedures were used before irradiation and the dosimeters were preheated in an oven before dosimeter response values were measured. The irradiation took place at Ruđer Bošković Institute (RBI), where two electrostatic accelerators (6 MV Tandem Van de Graaf and 1.0 MV Tandetron) were used to produce 1, 2, 3 and 5 MeV proton beams. During irradiation, the RPL glasses were mounted on a suitable stand and with the help of a helve, placed inside a vacuum chamber connected to the accelerator. The number of protons stopped inside the dosimeter was in the range between 3.3×10^6 and 1.3×10^8, which corresponds to doses in RPL glass of $14.6 - 1464.9$ Gy.

The results in the investigated dose range imply the dose response was linear up to a certain value. In the linear range the response increases as the dose increases, more so (greater line slope) at greater energies, which points to an energy dependence of the dosimeter response. The calculated relative effectiveness of the RPL dosimeter increases with increasing proton energy and the obrained values were in the range between 0.103 for 1 MeV proton beam energy and 0.54, for the 5 MeV proton beam energy.

Keywords: Radiophotoluminiscent Detectors, Proton Beam Dosimetry, Relative effectiveness

Sadržaj

1 Uvod **1**

2 Teorijski uvod **3**

2.1 Međudjelovanje protona i materije 3

2.2 Uvod u dozimetriju i dozimetrijske veličine 7

2.3 Radiofotoluminiscentna (RPL) dozimetrija 10

3 Eksperimentalni postav i mjerenja **15**

3.1 RPL dozimetrijski sustav 15

3.2 Mjerni ciklus 17

3.3 Eksperimentalni postav za zračenja protonima 19

3.4 Zračenja u polju γ-zračenja ^{60}Co 22

3.5 Određivanje apsorbirane doze, koeficijenta linearnosti i relativne učinkovitosti dozimetra 25

4 Rezultati i rasprava **28**

4.1 Ovisnost odziva o broju upadnih protona odnosno dozi 28

4.2 Koeficijent linearnosti 30

4.3 Ovisnost odziva o energiji i relativna učinkovitost 32

4.4 Usporedba s do sada objavljenim rezultatima 35

5 Zaključak **37**

Literatura **38**

1 Uvod

U posljedne vrijeme postoji povećani interes za istraživanje svojstava postojećih dozimetara u poljima protona i težih iona. Glavni razlog za to je pojava hadronske terapije, koja koristi snopove protona i težih iona (^{12}C) za liječenje tumora te potreba pouzdane dozimetrije u svemiru gdje također dominiraju nabijene čestice. Klasična radioterapija koristi snopove fotona ili elektrona. Uređaji za fotonsku/elektronsku radioterapiju su jeftiniji i jednostavniji od ostalih, ali mana im je što fotoni prolaskom kroz tkivo, zbog načina međudjelovanja, značajan dio svoje energije pohranjuju tijekom cijele putanje tako da će i zdravo tkivo ispred i iza samog tumora primiti dozu zračenja, čime se može povećati vjerojatnost njegovog oštećenja. S druge strane, radioterapijski elektroni ne prodiru duboko u tkivo i gotovo svu svoju energiju pohrane unutar prvih nekoliko centimetara nakon što uđu u tkivo, poslije čega se zaustave. Zbog toga se koriste za uništavanje tumora na samoj površini kože ili na manjim dubinama. Hadronska terapija je pak kompliciranija od prve dvije, no ima prednosti koje ju čine idealnim kandidatom za uništavanje tumora na velikim dubinama i tumora koji se nalaze u blizini osjetljivih područja i glavnih organa. Naime, protoni i teže nabijene čestice većinu svoje početne energije izgube na samom kraju svoje putanje.

Kako dubinu prodiranja u tkivo možemo povećati povećanjem početne energije teške nabijene čestice, u mogućnosti smo većinu energije pohraniti u malenom volumenu gdje se nalazi tumor i time poštedjeti okolno zdravo tkivo. Kako su radiofotoluminiscentni dozimetri, zbog malih dimenzija, lakog rukovanja i mogućnosti višestrukog očitavanja, pogodni za mnoge primjene, istraženi su u fotonskim, elektronskim i neutronskim poljima. Pokazalo se da su slabo osjetljivi na neutrone i pouzdani za fotonsku i elektronsku dozimetriju. Istraživanja tih dozimetara u protonskim poljima i poljima težih iona su malobrojna za snopove visokih energija, dok radove za snopove niskih energija u literaturi uopće nismo našli. Nadalje, poznato je da odziv većine dozimetara ovisi o energiji nabijene čestice (energijska ovisnost učinkovitosti). Sve navedeno čini ovo područje vrijedno istraživanja, stoga je cilj ovoga rada istražiti odziv radiofotoluminiscentnog dozimetra u protonskim poljima niskih energija.

U Teorijskom uvodu navodimo načine na koje protoni međudjeluju s materijom,

kako prilikom toga gube energiju i kako je pohranjuju u sredstvo kroz koje prolaze. Nakon toga dan je kratki uvod u dozimetriju i veličine važne za to područje i za ostatak rada. Na kraju prvog poglavlja opisani su osnovni principi luminiscentnih dozimetara, gdje je posebna pažnja dana radiofotoluminiscentnim dozimetrima. U sljedećem poglavlju izložene su informacije o eksperimentalnom postavu i dozimetrijskom sustavu na Institutu Ruđer Bošković koji smo koristili u sklopu istraživanja. Nadalje, opisan je ciklus mjerenja, kao i korišteni izvor γ-zračenja. Potom je opisan način određivanja relevantnih fizikalnih veličina. U 4. poglavlju dani su rezultati istraživanja, kao i komentari o implikacijama istih za rad dozimetra u ispitanim uvjetima. U Zaključku su ponovljeni najbitniji rezultati rada u kontekstu odziva radiofotoluminiscentnih dozimetara.

2 Teorijski uvod

2.1 Međudjelovanje protona i materije

Za razliku od fotona, nabijene čestice s atomima materijala međudjeluju kulonskom silom, pri čemu ovisno o udaljenosti od atoma može doći do polarizacije atoma ili pobuđenja elektrona atoma u viši nivo, ali i ionizacije atoma. Na sve ove načine nabijena čestica gubi energiju tijekom prolaska kroz materijal. Veličina koja govori o tome koliko kinetičke energije dE_k upadna nabijena čestica gubi po jedinici prijeđenog puta dx zove se zaustavna snaga

$$S = -\frac{dE_k}{dx}. \tag{2.1}$$

Ona ovisi o vrsti čestice, njezinoj kinetičkoj energiji i atomskom broju materijala Z. Vrijednosti zaustavnih snaga, kao i njihovih dosega, mogu se pronaći u [1]. Zaustavna snaga ima dvije komponente

$$S = S_e + S_n.$$

Prva je elektronska zasustavna snaga S_e i obuhvaća gubitke zbog međudjelovanja s elektronima atoma materijala. Tu spadaju gubici zbog polarizacije atoma i pobuđenja elektrona u viši nivo (meki sudari), kao i ionizacija atoma (tvrdi sudari). Druga komponenta S_n uključuje međudjelovanja s atomskim jezgrama materijala, kao što su sudari s jezgrom i zakočno zračenje.

Normiramo li zaustavnu snagu po gustoći materijala ρ dobivamo masenu zaustavnu snagu

$$\frac{S}{\rho} = \frac{S_e}{\rho} + \frac{S_n}{\rho},$$

koja praktički nema ovisnosti o gustoći materijala.

Glavni doprinos nuklearnoj komponenti S_n za elektrone (lake nabijene čestice) je zakočno zračenje, koje je pak posljedica kulonske sile između upadne čestice naboja ze i mase m, kao i naboja jezgre materijala Ze na udaljenosti r

$$F_e = k\frac{zZe^2}{r^2},$$

gdje je k Boltzmannova konstanta i iznosi $1.38064852 \times 10^{-23}\ \frac{\mathrm{m^2kg}}{\mathrm{s^2K}}$. Kako intenzitet emitiranog zračenja koju nabijena čestica izrači ovisi o kvadratu njezinog ubrzanja a

$$a^2 = \left(\frac{kzZe^2}{r^2 m}\right)^2,$$

koje je obrnuto proporcionalno kvadratu mase m nabijene čestice, jasno je da će u električnom polju jezgara lakše nabijene čestice imati zakrivljenije putanje i zračiti puno više od težih čestica. Dapače, za protone i teže nabijene čestice zakočno zračenje je zanemarivo. No, njihovoj nuklearnoj komponenti sudarne zaustavne snage pridonose gubici energije prilikom elastičnih sudara s jezgrom, što je zanemarivo za lake nabijene čestice. Ukupno, nuklearna komponenta zaustavne snage protona i težih nabijenih čestica, za razliku od elektrona i pozitrona, zanemariva je, osim za najniže energije.

Komponenta koja se odnosi na međudjelovanja s elektronima u atomima sredstava, elektronska masena zaustavna snaga $\frac{S_e}{\rho}$, ima dva doprinosa

$$\frac{S_e}{\rho} = \frac{S_e}{\rho}(meki\ sudari) + \frac{S_e}{\rho}(tvrdi\ sudari),$$

po jedan za svaku vrstu sudara. Doprinos od mekih sudara jednak je za sve nabijene čestice, neovisno o njihovoj masi, što nije slučaj za tvrde sudare. Zbog toga elektronska komponenta masene zaustavne snage ima drugačiji oblik za teže i lakše nabijene čestice. Za teže nabijene čestice brzine $v = \beta c$ u sredstvu masenog broja A elektronska komponenta dana je Bethe-Blochovom formulom

$$\frac{S_e}{\rho} \propto \frac{Z}{A}\frac{z^2}{\beta^2}\left[\ln(v^2) - \ln(1-\beta^2) - \beta^2 + const\right], \tag{2.2}$$

koja kaže da elektronska komponenta, a time i ukupna masena zaustavna snaga, ne ovisi o masi čestice m, ali raste s kvadratom njezinog naboja z^2. Nadalje, za velike energije gubitak energije putem sudara je minimalan.

No, u dozimetriji nas ne zanima koliko energije je čestica izgubila prilikom prolaska kroz materijal, nego koliko energije je čestica pohranila u materijalu. Zbog toga

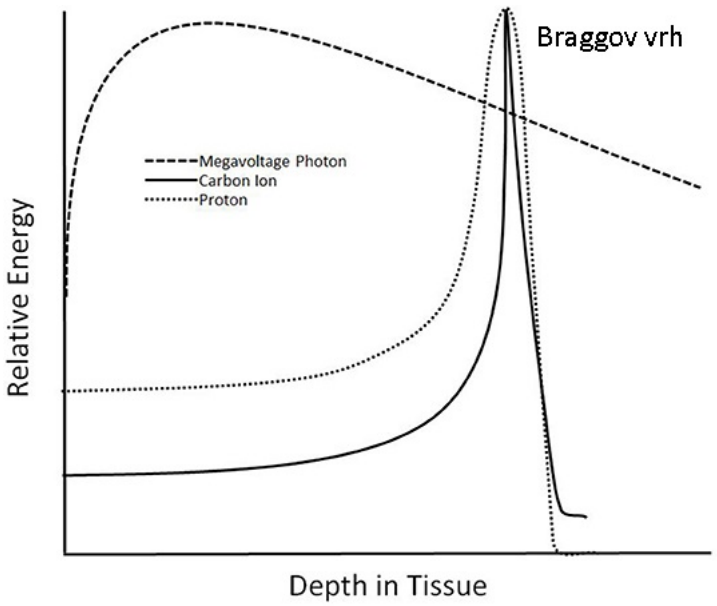
uvodimo linearni prijenos energije (eng. linear energy transfer, LET)

$$L = \frac{dE}{dx}, \tag{2.3}$$

definiran kao energija dE koja se po jedinici puta dx prenese sredstvu i kojeg povezujemo s apsorbiranom dozom definiranom u poglavlju 2.2. Obično nas zanima energija koju zračenje prenese u neposrednoj blizini putanje primarne čestice, no ta čestica tvrdim sudarima može izbaciti elektron iz atomske orbitale. Što je energija tog elektrona veća, to će više energije prenijeti dalje od mjesta gdje je bio izbijen iz orbitale. Ograničavanje volumena unutar kojeg promatramo prijenos energije stoga je istovjetno ograničavanju izlazne energije tih elektrona. Uzimamo li u obzir samo elektrone čija je energija manja od neke granične vrijednosti Δ, dobivamo veličinu zvanu ograničeni LET i koristimo oznaku L_Δ. Veličina kod koje ne stavljamo gornju granicu na energiju elektrona naziva se neograničeni LET, čija je oznaka L_∞.

Na slici 2.1 prikazana je ovisnost relativne energije pohranjene u sredstvu o dubini u sredstvu za različite vrste čestica. Vidimo da fotoni najviše energije prenose čim uđu u sredstvo, što se smanjuje na većim dubinama. S druge strane, relativna pohranjena energija za protone je vrlo mala sve do samog kraja svoje putanje, gdje pohrane veliku većinu svoje energije. Krivulja takve ovisnosti za protone i teže nabijene čestice, prikazana na slici 2.1, naziva se Braggova krivulja. Dio krivulje na kojem nabijena čestica preda najveći dio svoje energije naziva se Braggov vrh. Povećamo li početnu kinetičku energiju upadne čestice Braggov vrh se pomiče dublje u sredstvo. Prema definiciji (2.3) na grafu ovisnosti energije pohranjene u sredstvu o dubini u sredstvu, LET je dan kao nagib pravca u promatranoj točki. Budući da je pohranjena energija jednaka umnošku relativne pohranjene energije i maksimalne vrijednosti pohranjene energije, nagib pravca na slici 2.1 jednak je, do na predfaktor, LET-u nabijene čestice. Vidimo da protoni imaju konstantno malen LET sve do kraja svoje putanje, gdje na malom putu pohrane većinu svoje energije. Taj nagli porast LET-a pri malim energijama očit je u izrazu za njihovu elektronsku masenu zaustavnu snagu (2.2), gdje vidimo da protoni i teže nabijene čestice energiju gube obrnuto proporcionalno s kvadratom svoje brzine.

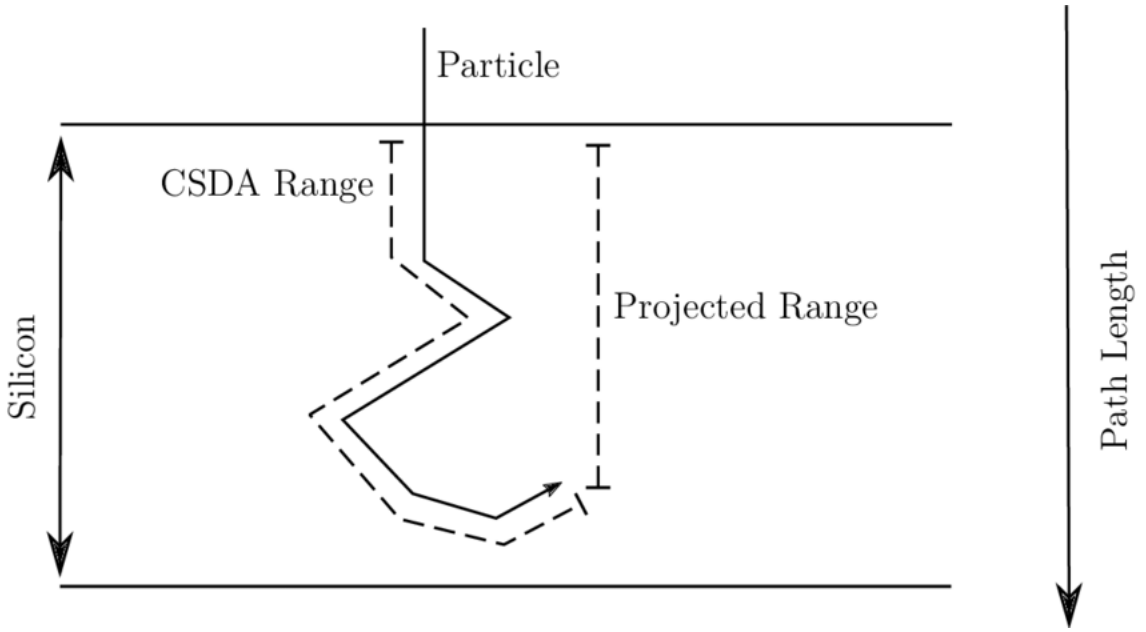
Zbog specifičnog načina gubitka energije opisanog Braggovom krivuljom protoni su pogodni za primjenu u radioterapiji, gdje je važno da korišteni snop energiju po-



Slika 2.1: Grafički prikaz relativne energije koju snop fotona i protona pohrani u vodi u ovisnosti o dubini u materijalu [2].

hrani gdje je tumor, a ne zdravo okolno tkivo. Kako bismo protonsko zračenje mogli sigurno primjenjivati u radioterapiji moramo imati pouzdanu dozimetriju, što znači da trebamo znati kako protonski snopovi utječu na odziv dozimetra, koji za većinu dozimetara ovisi o LET-u upadnog zračenja. Budući da se LET povećava smanjivanjem energije i najveća promjena se očekuje upravo za niske energije to jest u Braggovom vrhu, u ovom radu cilj nam je ispitati odziv dozimetra u niskoenergijskom području.

Očekivana vrijednost duljine puta kojom nabijena čestica određene vrste i energije putuje dok ne stane naziva se doseg [3]. Postoje dvije glavne podvrste dosega: projicirani doseg i does u aproksimaciji neprekidnog usporavanja (eng. Continuous Slowing Down Approximation, CSDA) doseg. Ilustracija istih prikazana je na slici 2.2.



Slika 2.2: Prikaz putanje čestice, CSDA dosega i projiciranog dosega [4].

CSDA doseg je duljina putanje nabijene čestice koju dobijemo pretpostavim li da čestica kontinuirano gubi energiju. Projicirani doseg R, pak, je prosječna dubina u materijalu na kojoj se nabijena čestica zaustavi. Nas zanima dubina zaustavljanja u materijalu, stoga će nam of interesa biti projicirani doseg.

2.2 Uvod u dozimetriju i dozimetrijske veličine

Dozimetrija se bavi računanjem i/ili mjerenjem količine, brzine i raspodjele zračenja koju emitira izvor ionizacijskog zračenja.

Ionizirajuće zračenje je zračenje koje ima dovoljno energije za ioniziranje atoma tvari. Odvija li se pohrana energije u jednom koraku, govorimo o direktnom ionizirajućem zračenju, kojem pripadaju nabijene čestice. Nenabijene čestice, poput fotona, prvo svoju energiju (fotoelektričnim učinkom, tvorbom parova, komptonovim raspršenjem,...) predaju sekundarnoj nabijenoj čestici (npr. elektronu). Zbog toga što energiju sredstvu prenosi sekundarna nabijena čestica, ovo ionizirajuće zračenje nazivamo indirektno. Za indirektno ionizirajuće zračenje definiramo ekspoziciju X. Ona je povijesno prva dozimetrijska veličina i definirana je kao omjer dQ i dm, gdje je dQ apsolutna vrijednost ukupnog naboja iona jednog predznaka stvorenih u zraku kada se svi elektroni i pozitroni koje su oslobodili ili stvorili fotoni u masi dm zaustave

u zraku

$$X = \frac{dQ}{dm}\left[2.58 \times 10^{-4}\frac{J}{kg}\right] \tag{2.4}$$

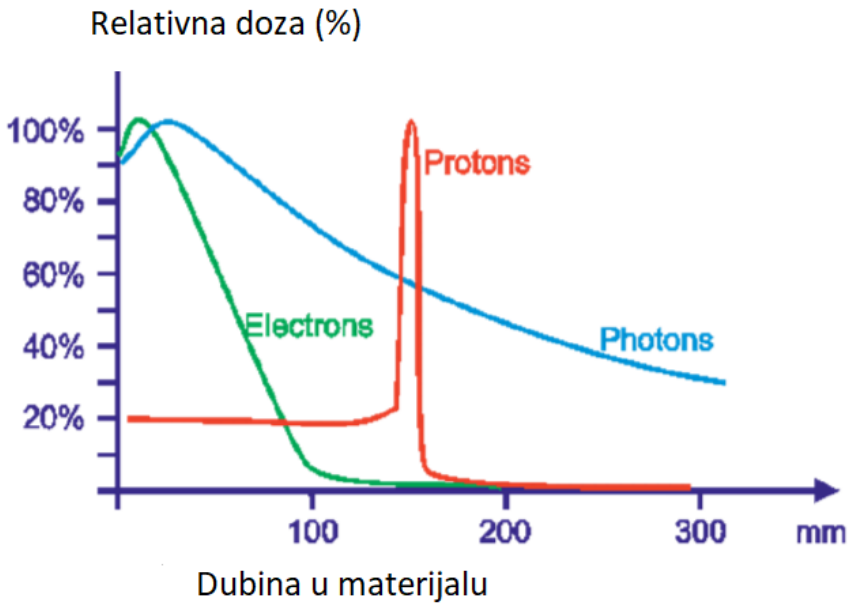
Druga važna veličina važna za ovu vrstu zračenja je KERMA (eng. kinetic energy released per unit mass) K, definirana kao srednja vrijednost energije $\bar{E}_{tr}$ koju indirektno ionizirajuće zračenje prenese sekundarnoj čestici po jedinici mase sredstva dm

$$K = \frac{d\bar{E}_{tr}}{dm}\left[\frac{J}{kg}\right] \tag{2.5}$$

Sljedeća važna veličina je apsorbirana doza D, odnosno energija E_{dep} koju ionizirajuće zračenje pohrani po jedinici mase sredstva m kroz koje prolazi

$$D = \frac{E_{dep}}{m}\left[Gy = \frac{J}{kg}\right]. \tag{2.6}$$

Relativna apsorbirana doza u ovisnosti o dubini u materijalu za različite vrste čestica prikazana je na slici 2.3.



Slika 2.3: Grafički prikaz postotka energije po jedinici mase ozračenog materijala koju snop fotona, elektrona i protona pohrani u materijalu u ovisnosti o dubini u materijalu.

Relativna doza ovdje je definirana kao omjer apsorbirane doze na nekoj dubini u materijalu i maksimalne vrijednosti apsorbirane doze duž cijele putanje čestice. Slično kao na slici 2.1 primijećujemo da protoni, za razliku od lakih elektrona i ne-

utralnih fotona, većinu energije pohrane na kraju svoje putanje.

Utjecaj zračenja na organizam nije dovoljno dobro opisan apsorbiranom dozom D. Stoga se uvodi ekvivalentna doza H_T, definirana kao

$$H_T = \sum_{R,T} W_R D_{T,R} \left[Sv = \frac{J}{kg} \right] \tag{2.7}$$

gdje je W_R težinski faktor koji uzima u obzir kojim zračenjem R je ozračeno neko tkivo T, a $D_{T,R}$ je apsorbirana doza u tim uvjetima.

Izraz za cijelo tijelo dan je težinskim zbrojem ekvivalentnih doza H_T za sva tkiva u tijelu. Ta veličina naziva se efektivna doza E_{eff} i dana je s

$$E_{eff} = \sum_{T} W_T H_T, \ \left[Sv = \frac{J}{kg} \right] \tag{2.8}$$

gdje je W_T težinski faktor koji u obzir uzima koje tkivo T je ozračeno.

Naravno, zračenje, ovisno o načinu primjene, može biti korisno i štetno. Na primjer, koristi se za dijagnosticiranje i liječenje nekih bolesti, ali isto tako primjena zračenja može oštetiti ljudski organizam, kao i dovesti do nastanka tumora. Kako bismo zračenje primjenjivali na siguran način, potrebna nam je pouzdana dozimetrija. Redovita dozimetrijska mjerenja su ključna za medicinske uređaje koji koriste ionizirajuće zračenje radi boljeg planiranja ozračivanja. Nadalje, svo osoblje koje radi s izvorima ionizirajućeg zračenja (liječnici, tehničari, operateri u nuklearnim elektrana, znanstvenici) mora biti pod stalnom dozimetrijskom kontrolom, što podrazumijeva nošenje dobrih i primjerenih dozimetara.

Dozimetar je uređaj koji izravno ili neizravno mjeri ili procjenjuje ekspoziciju, kermu, apsorbiranu dozu ili ekvivalentnu dozu, brzinu njihove promjene ili druge veličine povezane s ionizirajućim zračenjem. Dozimetar zajedno s čitačem čini dozimetrijski sustav. Želimo da naši dozimetri imaju određena svojstva [5]:

- Točnost i preciznost

  Točnost dozimetra govori o tome koliko izmjerena vrijednost odstupa od stvarne vrijednosti. Preciznost dozimetra se odnosi na njegovu reproducibilnost: vršimo li mjerenja više puta u sličnim uvjetima, očitanje dozimetra bi trebalo biti približno isto. Visoka preciznost dozimetra odgovara maloj standardnoj devijaciji raspodjele izmjerenih rezultata.

- Linearna ovisnost odziva dozimetra i dozimetrijskih veličina
  Ovakva ovisnost vidljiva je samo za neki raspon doza te ovisi o vrsti dozimetra i njegovim fizičkim karakteristikama.

- Neovisnost o brzini apsorbirane doze
  U stvarnosti brzina doze može utjecati na odziv dozimetra, no odgovarajućim odabirom dozimetra za dane uvjete to se može izbjeći.

- Neovisnost o energiji upadnog zračenja
  Dozimetrijski sustavi su kalibrirani za određenu energiju snopa, a koriste se za širi raspon energija. Kako se odziv dozimetra značajno mijenja s energijom snopa, potrebno je korigirati tu ovisnost.

- Neovisnost o smjeru upada zračenja

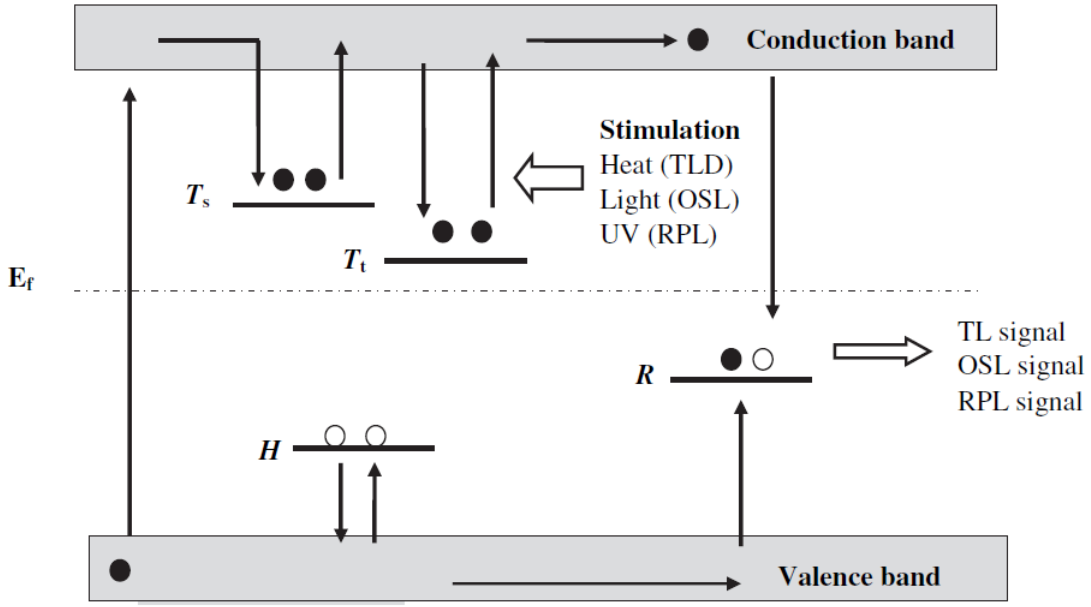
- Dobra prostorna razlučivost i veličina dozimetra
  Kako je apsorbirana doza veličina definirana za neku točku prostora, dozimetar bi trebao moći odrediti dozu u vrlo malenom volumenu. Shodno tome, i dozimetar bi trebao biti slične veličine.

Dozimetar koji bi zadovoljavao sva svojstva i mogao se koristiti u svim uvjetima zračenja, ne postoji. Primjerice, linearnost odziva je moguća u nekom području doze, no izvan njega to nije slučaj. Isto tako, odziv dozimetara ovisi o energiji zračenja, no ta i druge ovisnosti mogu se barem donekle ukloniti prikladnim odabirom kombinacije materijala dozimetra, filtara i čitača signala. Čitači signala dozimetara dolaze u različitim izvedbama i ovise o vrsti dozimetra koju koristimo. Da bismo pravilno interpretirali rezultat dozimetrijskog mjerenja u danim uvjetima, moramo najprije ispitati dozimetrijska svojstva u tim uvjetima. Ona naravno ovise i o vrsti zračenja, što se može odnositi i na primjerice fotone i neutrone, no nama su od interesa nabijene čestice.

2.3 Radiofotoluminiscentna (RPL) dozimetrija

U ovom radu od interesa su nam luminiscentni dozimetri. Oni rade na principu luminiscencije, što znači da pobuđivanjem orbitalnih elektrona atoma ozračenog dozimetra toplinom (termoluminiscencija, TL), svjetlošću (optički stimulirana luminiscencija, OSL) ili ultraljubičastim zračenjem (radiofotoluminiscencija, RPL) dozimetar

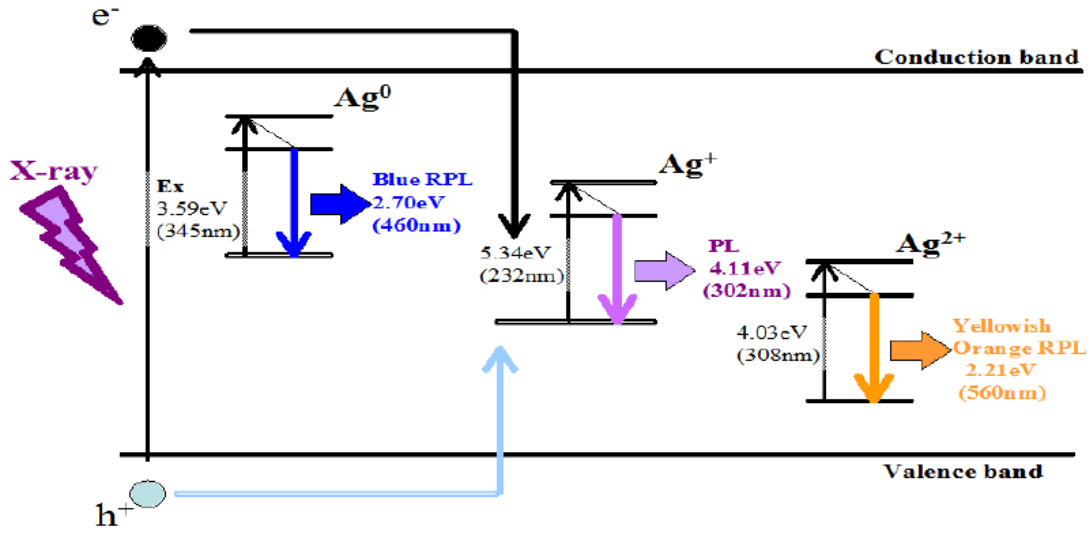
emitira svjetlost, što je potvrda toga da je bio ozračen ionizirajućim zračenjem. Intenzitet emitirane svjetlosti je proporcionalan apsorbiranoj dozi. Osnovni princip TL, OSL i RPL procesa prikazan je na slici 2.4. Apsorpcijom upadnog ionizirajućeg zračenja elektroni prelaze u pobuđena stanja, ostavljajući šupljine u valentnoj ljusci. Već postojeće nečistoće u materijalu lokaliziraju slobodne elektrone i šupljine neradijativnim prijelazima. Grijanjem ili ozračivanjem prikladnom svjetlošću zarobljeni elektroni ozračenog uzorka apsorbiraju energiju pri čemu prijeđu iz lokaliziranih klopki u vodljivu vrpcu. Ti slobodni elektroni se potom rekombiniraju s lokaliziranim šupljinama pri čemu dolazi do emisije vidljive svjetlosti, odnosno luminiscencije.



Slika 2.4: Osnovni principi TL, OSL i RPL procesa [6]. Ionizirajuće zračenje stvara parove elektrona i šupljina koji budu uhvaćeni u klopkama T i H i na taj način nastaju tzv. luminiscentni centri. T_s predstavlja nestabilnu klopku, iz koje je vjerojatnost bijega velika, dok je T_t klopka za elektrone za koju je vjerojatnost oslobođenja bez vanjske stimulacije zanemariva. Stimulacijom uzorka toplinom (TL), vidljivom svjetlošću (OSL) ili ultraljubičastim zračenjem (RPL), elektroni dobivaju dovoljno energije da napuste klopku i rekombiniraju se sa šupljinama u rekombinacijskim centrima (R). E_f je Fermijev nivo.

U ovom radu proučavat ćemo RPL dozimetre. Njihova glavna prednost u odnosu na druge luminiscentne dozimetre je mogućnost višekratnog očitavanja [5]. Kako bismo razumjeli zbog čega je opetovano očitavanje moguće promotrit ćemo što se događa u fosfatnom staklu dopiranom srebrom (Ag^+) (RPL staklo) nakon što ga izložimo ionizirajućem zračenju. Kao što je prikazano na slici 2.5, ionizirajuće

zračenje pobuđuje elektron u vodljivu vrpcu, dok u valentnoj vrpci ostaje šupljina. Taj elektron i šupljina difundiraju kroz staklo dok ne naiđu na ione srebra Ag^{+}, pri čemu nastaju RPL centri Ag^{0} i Ag^{2+}. Nakon nekog vremena imamo stabilni broj RPL centara.

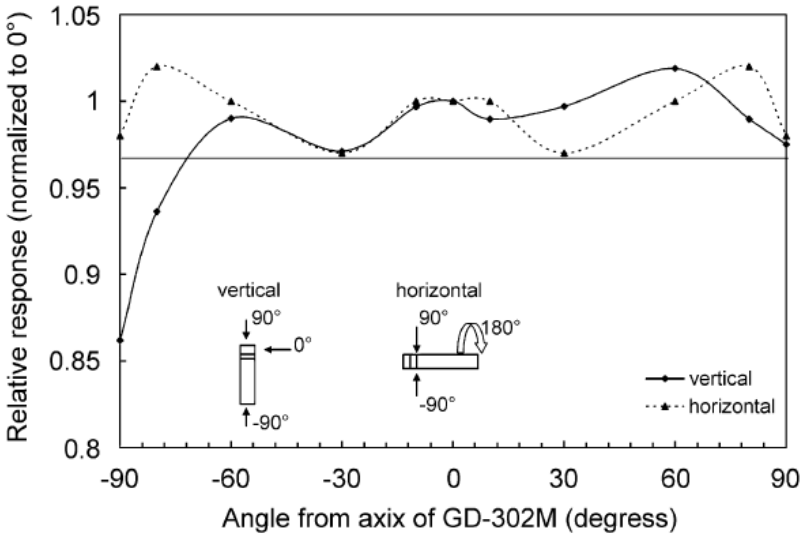


Slika 2.5: Model RPL emisije za fosfatno staklo dopirano srebrom (Ag^{+}) [7].

Ponovno očitavanje je moguće jer se elektron RPL centra prilikom stimulacije ne pobuđuje u energijsko stanje vodljive vrpce i potom relaksira u valentnu vrpcu, kao što je to slučaj kod TL i OSL dozimetara, nego se pobuđuje u više stanje RPL klopke te se prilikom relaksacije vraća u osnovno stanje RPL centra, kao što je prikazano na slici 2.5.

Na temelju brojnih istraživanja u fotonskim i elektronskim poljima zaključeno je da su RPL dozimetri pouzdani za fotonsku i elektronsku dozimetriju. Stavimo li dozimetar više puta u iste uvjete, on će svaki puta izmjeriti vrlo slične vrijednosti mjerene dozimetrijske veličine. Nadalje, RPL dozimetre krasi ujednačenost, to jest izložimo li više njih istim uvjetima, svi će davati približno iste vrijednosti mjerene veličine. Isto tako, slabljenje signala RPL dozimetra je zanemarivo ($<$5%/god). Daljnje važno svojstvo im je što je njihov odziv u ovisnosti o apsorbiranoj dozi linearna funkcija za širok raspon doza od $\mu\mathrm{Gy}$ do kGy [8].

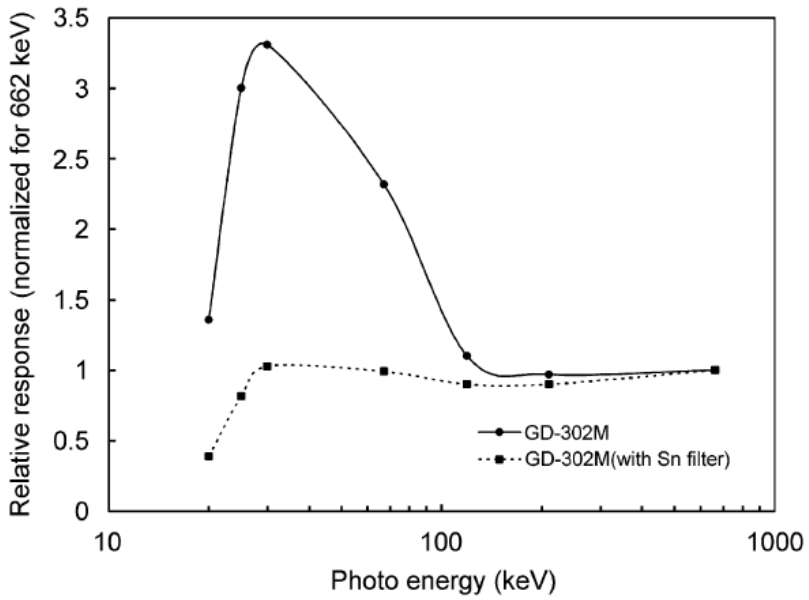
Naravno, RPL dozimetri imaju i mana. Primjerice, u radu [9] za fotone energije $662\ \mathrm{keV}$ dobivenih pomoću izvora ^{137}Cs, je opaženo da odziv nije potpuno neovisan o kutu pod kojim zračenje upada na njih (slika 2.6).



Slika 2.6: Kutna ovisnost RPL dozimetara [9].

U diplomskom radu Amelie Vidov [8] rađena su zračenja RPL dozimetara u zraku u poljima gama zračenja ^{137}Cs i ^{60}Co. Kutna ovisnost je opažena za izvor zračenja niže energije (^{137}Cs) za kuteve veće od 60°. Također, u radu autora Silva et al [10] napravljena su zračenja RPL dozimetara u fantomu za ^{137}Cs i nekoliko spektara X-zračenja najveće energije ispod $250\ \mathrm{keV}$ i utvrđena je kutna ovisnost za kuteve veće od 60°.

Nadalje, odziv dozimetra ovisi o energiji fotona kao što je punom linijom prikazano na slici 2.7. Na dovoljno niskim energijama odziv RPL dozimetra je povećan. Energijska ovisnost se odstranjuje filtrima, koji su u ovom slučaju napravljeni od kositra. Relativni odziv RPL dozimetra kada mu dodamo spomenuti filtar prikazan je na slici 2.7 crtkanom linijom.



Slika 2.7: Odziv RPL dozimetara s filtrom (GD-352M) i bez filtra (GD-302). u ovisnosti o energiji fotona [9].

Na kraju spomenimo da bismo u medicinskoj dozimetriji željeli da je korišteni dozimetar što sličniji tkivu. Tada bi apsorbirana doza u dozimetru bila jednaka dozi apsorbiranoj u tkivu, no to nije slučaj. Razlog tome je što se efektivni atomski broj Z_{eff} standardnih RPL dozimetara (12.04) dosta razlikuje od vrijednosti istog za vodu (7.1), koja u prvoj aproksimaciji simulira tkivo. To je problem zbog toga što je na niskim energijama najznačajniji proces fotoelektrični učinak, a njegov atomski udarni presjek proporcionalan je Z^4.

Činjenica da su RPL dozimetri slabo istraženi u poljima protona i težih iona bio je povod za temu ovog diplomskog rada.

3 Eksperimentalni postav i mjerenja

3.1 RPL dozimetrijski sustav

U eksperimentima napravljenim u sklopu diplomskog rada koristili smo dozimetrijski sustav koji se sastoji od radiofotoluminiscentnog (RPL) stakla (tip FD-7; dimenzija $16 \times 16 \times 1.5\ \mathrm{mm}^3$) izvađenog iz plastičnog držača RPL dozimetara koji se koriste za dozimetriju zračenja u okolišu (model SC-1; AGC Techno Glass Co, Japan) [11]. Model RPL dozimetra SC-1 i njegovi dijelovi prikazani su na slici 3.1, a čitač je prikazan na slici 3.2.

Staklo je fosfatno i dopirano srebrom. Sastav FD-7 RPL stakla prikazan je u tablici 3.1. RPL staklo ima gustoću $\rho = 2.61\ \frac{\mathrm{g}}{\mathrm{cm}^3}$ i efektivni atomski broj $Z_{eff} = 12.04$, a držač ima filtre za korekciju energijske ovisnosti kod fotonskog zračenja niskih energija ($< 10^{-1}\ \mathrm{MeV}$).

Očitavanje dozimetara pomoću čitača daje signal odnosno odziv dozimetra I. Čitač ima nekoliko osnovnih dijelova. Prvi je UV laser koji služi pobuđivanju RPL centara nastalih ozračivanjem ionizirajućim zračenjem, koji poslije stimulacije emitiraju svjetlost. Emitiranim fotonima potrebno je je odrediti intenzitet jer ga možemo povezati s apsorbiranom dozom. Tome služi fotomultiplikator. Treći dio čini sustav za mjerenje signala, koji čini niz pojačala i drugih elektroničkih elemenata. Posljednji dio čini računalo uz čitač koje služi registraciji podataka. Čitač je kalibriran tako da prikazuje rezultate izražene kao apsorbirana doza u zraku i to za slučaj kada je cijeli dozimetar homogeno ozračen. Kalibracija je napravljena u polju γ-zračenja izvora ^{137}Cs. Primjereno područje apsorbiranih doza za fotonsko zračenje je između $1\ \mu\mathrm{Gy}$ i $10\ \mathrm{Gy}$. Budući da su u eksperimentima s protonskim snopovima bili ozračeni samo mali dijelovi volumena RPL stakla, očitani brojevi su tretirani kao signali (odzivi) bez mjernih jedinica.

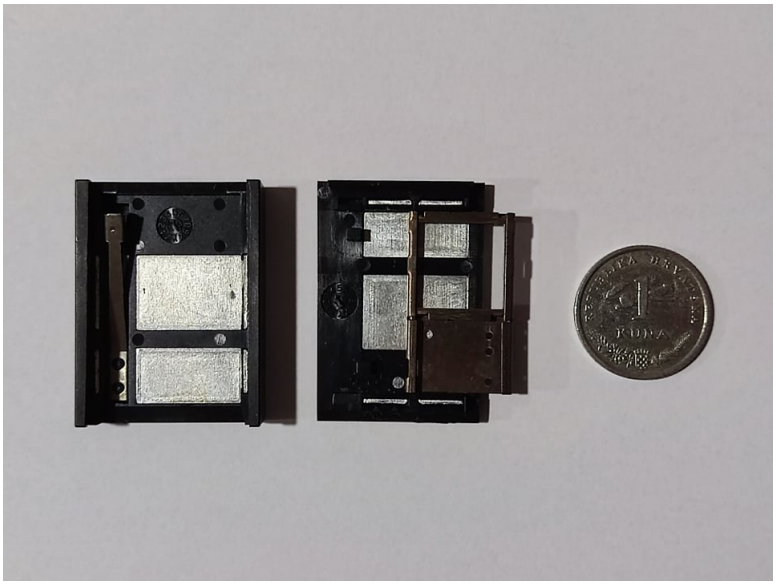
Čitač u jednom ciklusu može očitati 20 dozimetara. Broj očitavanja može se podesiti, a očitavanje jednog dozimetra traje do $10\ \mathrm{s}$. Mi smo čitač podesili tako da svaki dozimetar očita $n = 10$ puta i u nastavku se koristi izračunata srednja vrijednost ($\bar{I}$) signala i nepouzdanost (M) te relativna nepouzdanost (R). Nepouzdanost i relativna

nepouzdanosta odziva dozimetra dane su izrazima (3.1) i (3.2).

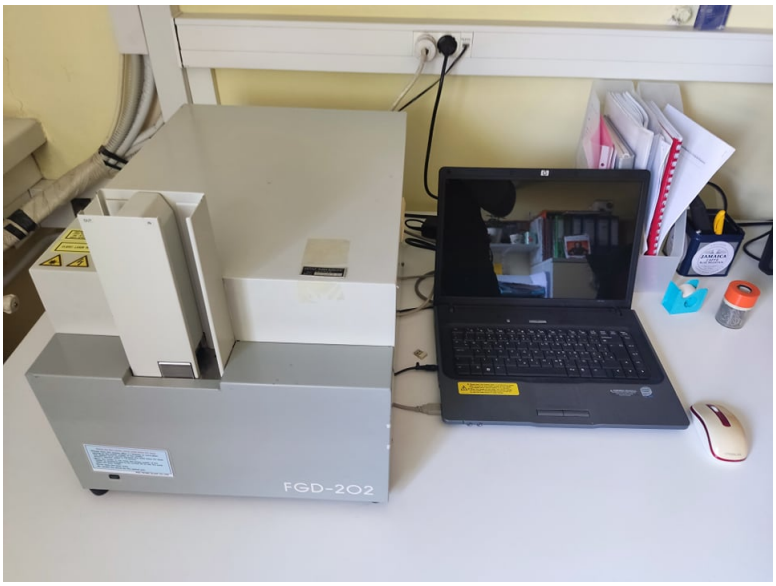
$$M = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{n} \left(I_i - \bar{I}\right)^2}{n(n-1)}} \tag{3.1}$$

$$R = \frac{M}{\bar{I}} \tag{3.2}$$

U ovom radu za očitavanja dozimetara ozračenim protonima relativne nepouzdanosti iznosile su najviše 8%. Iste su za ozračivanja γ-fotonima ($1.25\ \mathrm{MeV}$) dobivenih raspadom radionuklida ^{60}Co imale vrijednosti ispod 1%.



Slika 3.1: Dijelovi RPL dozimetra (model SC-1) koji je korišten u radu: Plastični držač s filterima i RPL staklo u metalnom okviru.



Slika 3.2: Čitač FGD-202 i prijenosno računalo.

Element	Na	P	O	Al	Ag
mol%	11.0	31.5	51.2	6.1	0.2

Tablica 3.1: Sastav FD-7 stakla u molarnim postocima.

3.2 Mjerni ciklus

Postupak mjerenja se sastoji od 5 koraka:

1. Aniliranje (poništavanje) dozimetara
2. Očitavanje početne doze dozimetara
3. Ozračivanje dozimetara
4. Predgrijavanje i očitavanje ozračenih dozimetara
5. Obrada izmjerenih podataka

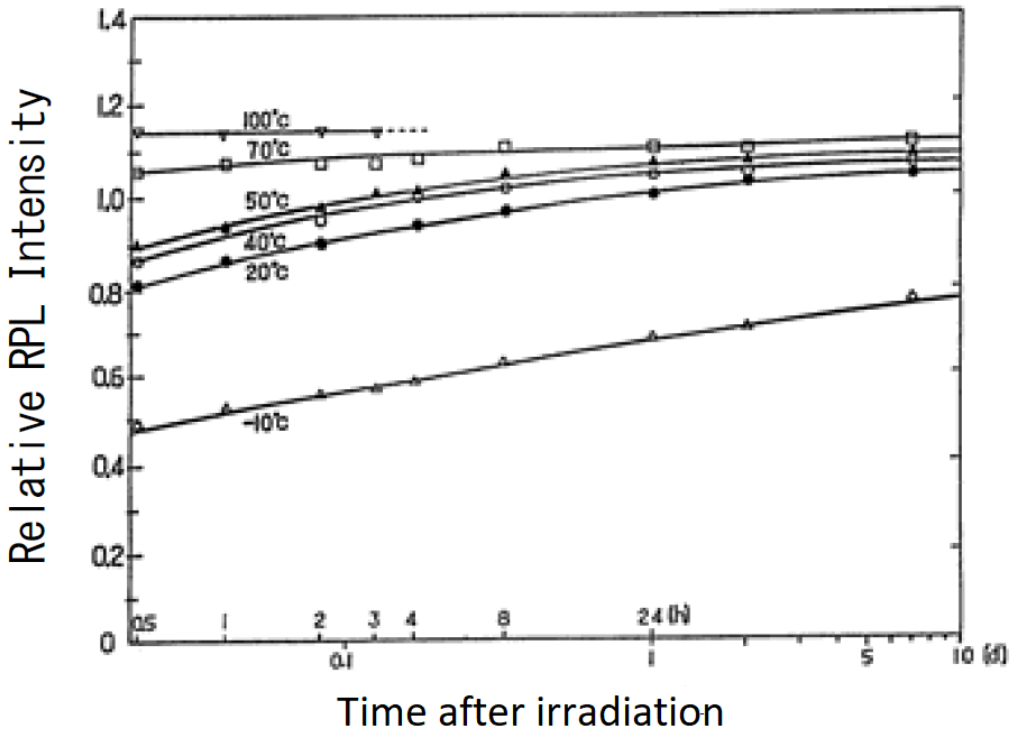
Aniliranje dozimetara podrazumijeva stavljanje svih dozimetara bez plastičnih držača u peć u kojoj se postepeno griju do temperature 400°C. Na toj temperaturi ostaju sat vremena, poslije čega ih puštamo da se ohlade do sobne temperature i nakon toga ih vraćamo u plastične držače.

Poslije aniliranja, a prije ozračivanja ionizirajućim zračenjem, dozimetar pri očitavanju daje RPL signal različit od nule. Početno očitavanje dozimetra služi tome da saznamo

koliku vrijednost RPL signala moramo oduzeti od odziva dozimetra očitanog poslije ozračivanja. Na taj način konačni odziv sadrži samo informaciju o ozračivanju ionizirajućim zračenjem.

Dozimetri su zračeni protonima i fotonima. Zračenje protonima opisano je u poglavlju u 3.3, a zračenje fotonima u poglavlju 3.4.

Predgrijavanje, to jest grijanje ozračenih dozimetara određeno vrijeme pomaže bržem stvaranju stabilnih RPL centara, čiji je broj proporcionalan odzivu dozimetra. To je vidljivo na slici 3.3, na kojoj je prikazano kako relativni intenzitet signala ovisi o vremenu nakon završenog zračenja za različite temperature predgrijavanja. Naravno, podvrgnemo li dozimetre previsokoj temperaturi, doći će do aniliranja. Zagrijavanje se odvijalo postepeno, a na maksimalnoj temperaturi od 70°C držani su pola sata, poslije čega su pušteni da se ohlade na sobnu temepraturu i nakon toga su očitani u čitaču.



Slika 3.3: Ovisnost relativnog intenziteta RPL signala o vremenu proteklom poslije ozračivanja za različite temperature predgrijavanja [12].

Za svaki dozimetar, od srednjih vrijednosti odziva nakon zračenja oduzeli smo srednju vrijednost početne doze i rezultate koristili za računanje veličina od interesa što je opisano u poglavlju 3.5. Nepouzdanost M i relativna neopuzdanost R izračunate su već navedenim formulama (3.1) i (3.2).

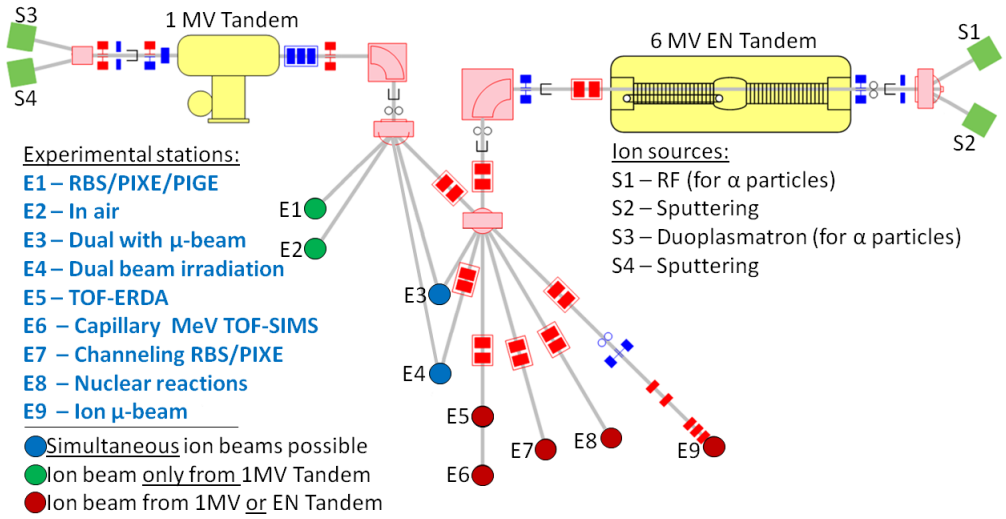
3.3 Eksperimentalni postav za zračenja protonima

Detektori su ozračeni u protonskim snopovima energija 1, 2, 3 i 5 MeV dobivenim pomoću dva elektrostatska ubrzivača (6.0 MV EN Tandem Van de Graaff i 1.0 MV Tandetron) Instituta RB. Oba ubrzivača prikazana su na slici 3.4. Ubrzavajući sustav se nalazi u Laboratoriju za međudjelovanja ionskih snopova u Zavodu za eksperimentalnu fiziku IRB-a. Shema ubrzivača i eksperimentalnih linija prikazana je na slici 3.5. Ubrzivači su opremljeni s negativnim izvorima iona: početno imamo negativne ione koji se ubrzavaju razlikom potencijala U, nakon toga prolaze kroz oguljivač (eng. stripper) i gube elektrone. Dobiveni pozitivni ioni se još jednom ubrzavaju istom razlikom potencijala. U slučaju vodika moguće je skinuti sve elektrone i dobiti H^+, no za teže elemente u praksi to nije moguće. Najveća energija snopa je

$$E = (Z + 1)eU,$$

gdje je Z protonski broj iona, e iznos jediničnog naboja, a U razlika potencijala na terminalu. U skladu s time, snopovi energija $1\ \mathrm{MeV}$ i $2\ \mathrm{MeV}$ dobiveni su 1.0 MV Tandetronom, a snopovi energija $3\ \mathrm{MeV}$ i $5\ \mathrm{MeV}$ 6.0 MV EN Tandem Van de Graaffom.

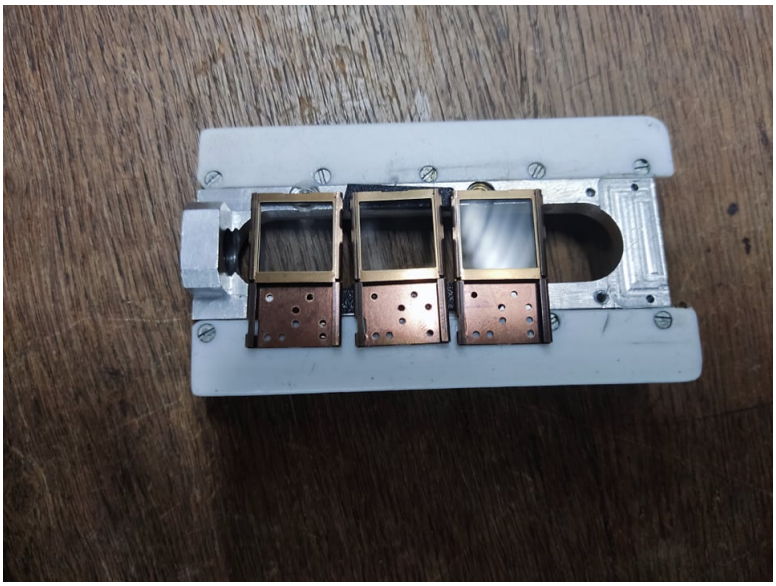
Slika 3.4: 6.0 MV EN Tandem Van de Graaff (lijevo) i 1.0 MV Tandetron (desno) [13].



Slika 3.5: Shema ubrzivača i eksperimentalnih linija u Laboratoriju za međudjelovanja ionskih snopova u Zavodu za eksperimentalnu fiziku IRB-a. Zelenim kvadratima označeni su izvori negativnih iona koji prolaze kroz žutom bojom označene ubrzivače (6.0 MV EN Tandem Van de Graaff i 1.0 MV Tandetron). Potom sustav za vođenje i fokusiranje snopa isti vodi do neke od eksperimentalnih linija na kraju kojih se nalazi eksperimentalna komora. Mi smo koristili novu mikroprobu (E3) i staru mikroprobu (E9) [14].

Na izlazu iz ubrzivača ubrzani snopovi pozitivnih iona usmjeravaju se i vode u neku od 9 eksperimentalnih linija. U ovom radu su korištene linije s ionskim mikroprobama (oznake E3 i E9 na slici 3.5). Na kraju tih linija se pomoću kvadrupolnih magneta dobivaju, i za ekperimente koriste, fokusirani snopovi. Poprečni presjek protonskih snopova korištenih u ovom radu je iznosio 1 x 1 mm^2.

RPL stakla su prije ozračivanja stavljena na prikladna postolja i pomoću držača smještena u komoru povezanu s pripadnim ubrzivačem. U držaču komore nove mikroprobe bilo je mjesta za jedan dozimetar i prazno mjesto za mjerenje toka snopa, a u držaču stare mikroprobe (Slika 3.6) bilo je mjesta za 3 dozimetra i jedno prazno mjesto.



Slika 3.6: Držač u staroj mikroprobi. Prikazano je postavljanje dozimetara i prazno mjesto pored njih koje je služilo mjerenju toka snopa.

U samim komorama se pomoću dvije vakuumske pumpe postigao visoki vakuum ($\sim 10^{-5} - 10^{-3}$ Pa) kako bi se izbjegli sudari snopa sa česticama zraka prije dolaska do mete. To je bilo posebno važno jer su energije naših protonskih snopova ($E = 1$ MeV, 2 MeV, 3 MeV i 5 MeV) niske. Zbog tako niskih energija dosezi protona u RPL staklu su puno manji od debljine (1.5 mm) korištenog RPL stakla. Stoga su se svi protoni koju su upali na dozimetar u njemu i zaustavili. Prije i poslije ozračivanja svakog dozimetra snop je usmjeren na prazno mjesto držača iza kojeg se nalazila silicijska fotodioda [15] kojom je mjeren broj protona kojima je u jedinici vremena gađana meta. Te frekvencije bile su u rasponu $31 - 66$ kHz za sva mjerenja, osim za dva kratkotrajna (2 i 10 s) s protonskim snopom energije 1 MeV. Za te slučajeve, zbog visoke struje protona, korištena je Faradayava čaša umjesto silicijske fotodiode. Mjerenjem broja protona kojima je gađana meta (tj. dozimetar) u jedinici vremena, kao i mjerenjem vremena ozračivanja (2 s $- 17$ min), dobiven je broj protona N koji se zaustavio u dozimetru. U ovom radu on je bio u rasponu $10^6 - 10^8$.

Frekvencija broja protona kojima se gađala meta se mjerila prije i poslije ozračivanja svakog dozimetra te se izračunala, i dalje u računu koristila, srednja vrijednost i nepouzdanost. Za većinu mjerenja relativna promjena frekvencija bila je ispod 10%. Relativna promjena je izračunata kao

$$\frac{f_1 - f_2}{f_1} \tag{3.3}$$

gdje su f_1 i f_2 izmjerene frekvencije prije i nakon ozračivanja dozimetra. Postojao je jedan izuzetak za 2 najveće energije gdje je relativna promjena iznosila 13%. Za protonske snopove energija 1 i 2 MeV relative promjene bile su ispod 15%, izuzev dvije koje su bile malo veće od 30%.

Dubina zaustavljanja, to jest doseg R, kao i LET protona za RPL staklo i vodu izračunati su pomoću programskog paketa Stopping and range of ions in matter (SRIM) [16]. Projicirani doseg i neograničeni LET za korištene energije snopova dan je u tablicama 3.2 i 3.3.

$E[\mathrm{MeV}]$	1	2	3	5
$R[\mu\mathrm{m}]$	25.10	74.64	146.17	352.05
$L_\infty \left[\frac{\mathrm{keV}}{\mu\mathrm{m}}\right]$	25.13	16.49	12.11	8.12

Tablica 3.2: Projicirani doseg (R) i neograničeni LET (L_∞) protonskih snopova različitih energija (E) u vodi.

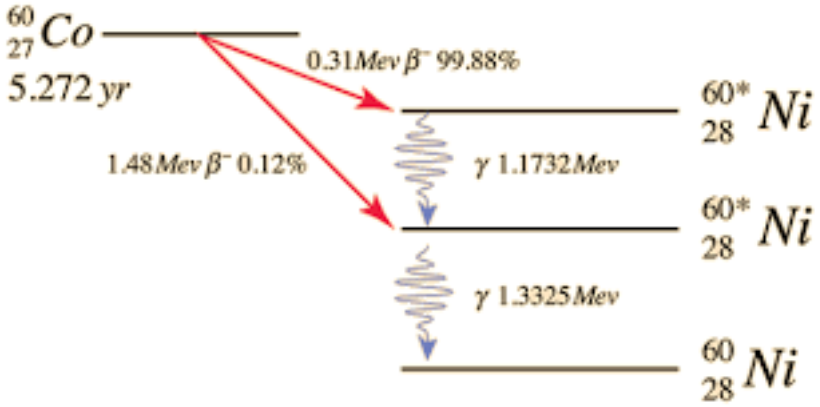
$E[\mathrm{MeV}]$	1	2	3	5
$R[\mu\mathrm{m}]$	13.67	40.07	77.54	183.05
$L_\infty \left[\frac{\mathrm{keV}}{\mu\mathrm{m}}\right]$	47.95	31.05	23.28	15.96

Tablica 3.3: Doseg (R) i neograničeni LET (L_∞) protonskih snopova različitih energija (E) u RPL staklu.

3.4 Zračenja u polju γ-zračenja ^{60}Co

Kao izvor γ-zračenja ^{60}Co korišten je teleterapijski uređaj prikazan na slici 3.7. Nalazi se u Sekundarnom Standardnom Dozimetrijskom Laboratoriju (SSDL) na IRB-u i služi za kalibraciju dozimetrijskih uređaja i za zračenja u znanstvenim istraživanjima [17]. Nama je poslužio kao izvor referentnog zračenja. γ-zračenje se dobiva raspadom ^{60}Co, čiji dijagram je prikazan na slici 3.8.

Slika 3.7: Izvor γ-zračenja korišten u radu je nekadašnji teleterapijski uređaj (ALCYON II, tip izvora COT 20, serijski broj 3507, proizvođača ORIS /CGR MeV/). Desno od izvora se vide dozimetri pričvršćeni na kocku od stiropora.



Slika 3.8: Dijagram raspada koji prikazuje kako se ^{60}Co β^- raspadom raspada u ^{60}Ni te raspad pobuđenih stanja ^{60}Ni. Prikazani su samo prijelazi i energije važne za dobivanje γ-zračenja. [18]

Ovaj β^- raspad jednadžbom možemo napisati kao

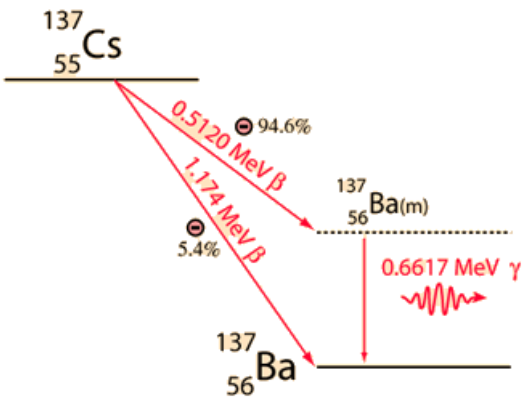
$$^{60}Co \rightarrow \ ^{60}Ni + e^- + \bar{\nu}_e \tag{3.4}$$

gdje je ^{60}Co radionuklid kobalta, ^{60}Ni radionuklid nikla, e^- elektron, a $\bar{\nu}_e$ elektronski antineutrino. Uzimajući u obzir vjerojatnost raspada putem kanala koji ishodi γ-zračenje energije $1.1732\ \mathrm{MeV}$ i $1.3325\ \mathrm{MeV}$ dobivamo poznatu vrijednost energije zračenja od $1.25\ \mathrm{MeV}$.

Dozimetre smo zračili u zraku (zalijepili smo ih na kocku od stiropora kao što je prikazano na slici 3.7). Otvor kolimatora na izvoru je podešen tako da veličina polja na udaljenosti od $1\ \mathrm{m}$ bude $10\mathrm{x}10\ \mathrm{cm}^2$ i udaljenost dozimetara od izvora je iznosila jedan metar. Polje je homogeno za 6 x $6\ \mathrm{cm}^2$ i pazili smo da dozimetri budu unutar tog područja. Na dan zračenja brzina kerme u zraku iznosila je $1.1\ \frac{\mathrm{mGy}}{\mathrm{s}}$ i vrijeme zračenja podešeno je tako da se dobije doza $D_{ref} = 1\ \mathrm{Gy}$.

U SSDL-u se nalazi i izvor γ-zračenja ^{137}Cs koji je korišten za provjeru individualne osjetljivosti korištenih dozimetara φ. Izvor je prikazan na slici 3.9, dok je na slici 3.10 prikazan energijski dijagram raspada ^{137}Cs.

Slika 3.9: Izvor γ-zračenja ^{137}Cs korišten u radu. Lijevo od izvora se vide dozimetri pričvršćeni na kocku od stiropora.



Slika 3.10: Dijagram raspada koji prikazuje kako se ^{137}Cs β^- raspadom raspada u ^{137}Ba te raspad pobuđenog stanja ^{137}Ba. [19]

Kako ovaj izvor ima puno veće homogeno polje (kružnica polumjera $30\ \mathrm{cm}$) možemo istovremeno, u istim uvjetima, zračiti velik broj dozimetara, što ubrzava cijeli proces.

Individualna osjetljivost svakog dozimetra računa se kao omjer srednje vrijednosti odziva svih dozimetara ozračenih određenom dozom I_{avg} i odziva pojedinog dozimetra I

$$\varphi = \frac{I_{avg}}{I}.$$

Radi provjere individualne osjetljivosti, prije i nakon zračenja na protonima, korišteni dozimetri ozračeni su dozom koja je iznosila $5\ \mathrm{mGy}$ u polju γ-zračenja ^{137}Cs. U oba slučaja izračunate individualne osjetljivosti dozimetara su bile u rasponu od 0.97 do 1.04 i srednja vrijednost $\pm$ nepouzdanost je iznosila 1.00 ± 0.02.

3.5 Određivanje apsorbirane doze, koeficijenta linearnosti i relativne učinkovitosti dozimetra

Apsorbirana doza D, definirana izrazom (2.6), zbog toga što se svi protoni zaustave u RPL staklu, svodi se na

$$D = \frac{NE}{m}, \tag{3.5}$$

gdje je E energija jednog protona, N je broj protona zaustavljenih u dozimetru, m je masa ozračenog volumena i vrijedi

$$m = \rho A R, \tag{3.6}$$

gdje su gustoća ρ i projicirani doseg R specifični za dani materijal te je A površina poprečnog presjeka upadnog snopa. U ovom radu površina poprečnog presjeka snopa iznosila je $1\ \mathrm{mm}^2$. Projicirani doseg izračunat je pomoću programskog paketa SRIM i dan je u tablicama 3.2 i 3.3. Prije i poslije ozračivanja dozimetra snop je usmjeren na prazno mjesto držača iza kojeg se nalazila silicijska fotodioda [15] kojom je mjeren broj protona kojima je u jedinici vremena gađana meta. Kao vrijednost broja protona koji su svake sekunde upali na dozimetar uzeta je srednja vrijednost tih dvaju mjerenja. Umnoškom tog broja s vremenom ozračivanja pojedinog dozimetra dozimetra dobiven je broj upadnih protona N.

Nadalje, kako želimo povezati odziv dozimetra I i apsorbiranu dozu D (N), provjeravamo je li njihov odnos linearna funkcija. To činimo računanjem koeficijenta linearnosti f, koji je definiran kao omjer odziva dozimetra po broju upadnih protona I/N i neke referentne vrijednosti I_0/N_0 te veličine iz linearnog područja:

$$f = \frac{\frac{I}{N}}{\frac{I_0}{N_0}} \tag{3.7}$$

Sljedeća važna veličina je učinkovitost dozimetra η, koja se definira kao omjer energije koju RPL dozimetar izrači prilikom očitavanja E_{RPL} i energije upadnog ionizirajućeg zračenja apsorbirane u detektoru E_{aps} [20]. E_{RPL} je obično teško mjerljiva, ali to nije slučaj za intenzitet RPL signala I. Standardno se pretpostavlja da postoji koeficijent proporcionalnosti c između te dvije veličine pa za područje doza u kojem odziv ovisi linearno o dozi, možemo pisati

$$\eta = \frac{E_{RPL}}{E_{aps}} = \frac{cI}{E_{aps}}$$

gdje za c pretpostavljamo da ne ovisi o vrsti zračenja, a energiju apsorbiranu u dozimetru E_{aps} možemo povezati s dozom D na način

$$E_{aps} = Dm,$$

gdje je m masa ozračenog dijela dozimetra. Budući da se svih N protona energije E zaustave u materijalu, energiju apsorbiranu u dozimetru možemo zapisati kao

$$E_{aps} = NE.$$

Konstantu c je teško odrediti eksperimentalno, stoga se uvodi relativna učinkovitost $\eta_{i,ref}$ [20], koja je definirana kao omjer učinkovitosti za zračenje od interesa η_i i učinkovitosti za referentno zračenje η_{ref}:

$$\eta_{i,ref} = \frac{\eta_i}{\eta_{ref}} = \frac{\frac{\cancel{c}I_i}{NE}}{\frac{\cancel{c}I_{ref}}{D_{ref}m_{ref}}} = \frac{\frac{I_i}{NE}}{\frac{I_{ref}}{D_{ref}m_{ref}}}$$

U našem slučaju zračenje od interesa su protoni, dok referentno zračenje čine γ-zrake dobivene izvorom ^{60}Co ($1.25\ \mathrm{MeV}$) opisanom u prošlom potpoglavlju. U tim mjerenjima cijeli dozimetar ozračen je dozom od $D_{ref} = 1\ \mathrm{Gy}$.

U radu je relativna učinkovitost RPL dozimetra izračunata pomoću formule

$$\eta_{p,ref} = \frac{\dfrac{a}{E}}{\dfrac{I_{ref}}{D_{ref} m_{ref}}}, \tag{3.8}$$

gdje je a nagib pravca linearne prilagodbe na grafu ovisnosti odziva RPL signala I i broja upadnih protona N. Indeks p se odnosi na protone, a ref na γ-zračenje ^{60}Co.

Nepouzdanosti M_F za svaku zavisnu veličinu F (koeficijent linearnosti, relativna učinkovitost...) izračunate su pomoću formule [21]

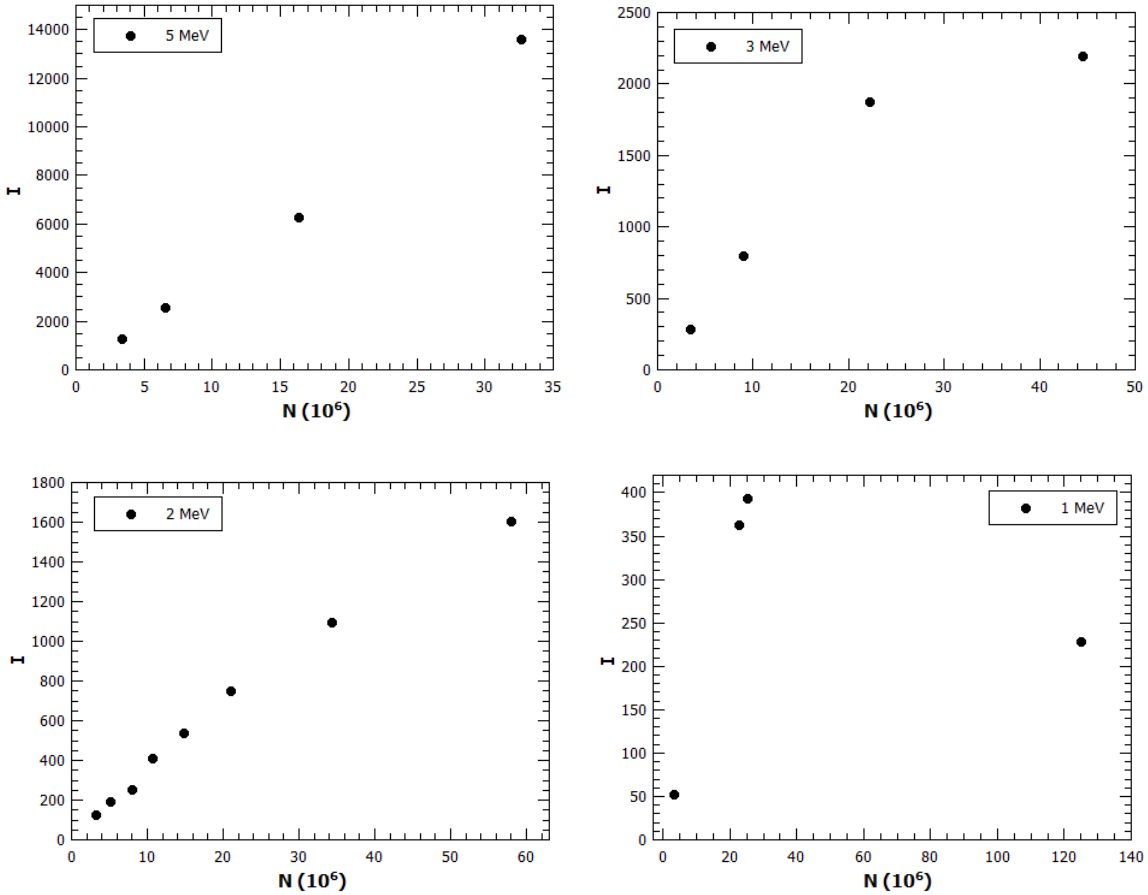
$$M_F^2 = \sum_x \left(\frac{\partial F}{\partial x} M_x \right)^2 \tag{3.9}$$

gdje suma ide po svim veličinama x o kojima F zavisi, a M_x je nepouzdanost veličine x.

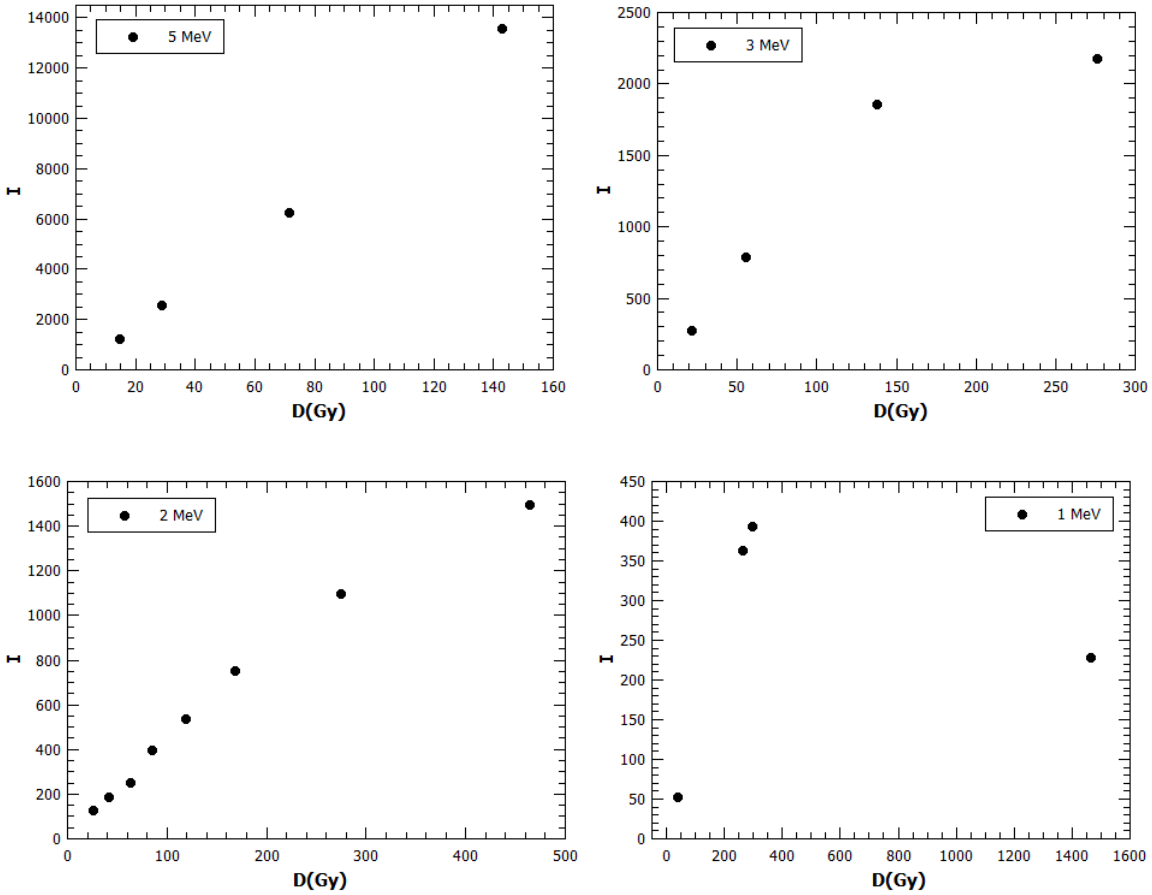
4 Rezultati i rasprava

4.1 Ovisnost odziva o broju upadnih protona odnosno dozi

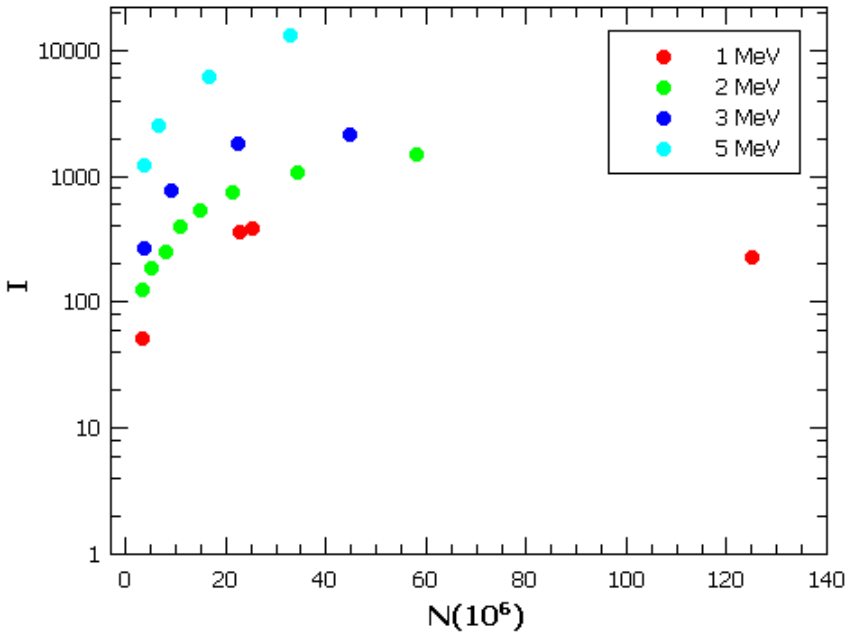
Grafovi na slikama 4.1 i 4.2 prikazuju ovisnost odziva dozimetra I o broju upadnih protona N i apsorbiranoj dozi D za snopove energije 5, 3, 2 i $1\ \mathrm{MeV}$. Na slici 4.3 prikazani su rezultati za sve energije u logaritamskoj skali.



Slika 4.1: Ovisnost odziva dozimetra (I) o broju upadnih protona (N) za snop energije 5, 3, 2 i 1 MeV.



Slika 4.2: Ovisnost odziva dozimetra (I) o apsorbiranoj dozi (D) izraženoj kao "doza u RPL staklu" za snop energije 5, 3, 2 i 1 MeV.



Slika 4.3: Ovisnost odziva dozimetra I o broju upadnih protona N za snopove energija 5, 3, 2 i 1 MeV. Odziv je prikazan u logaritamskoj skali.

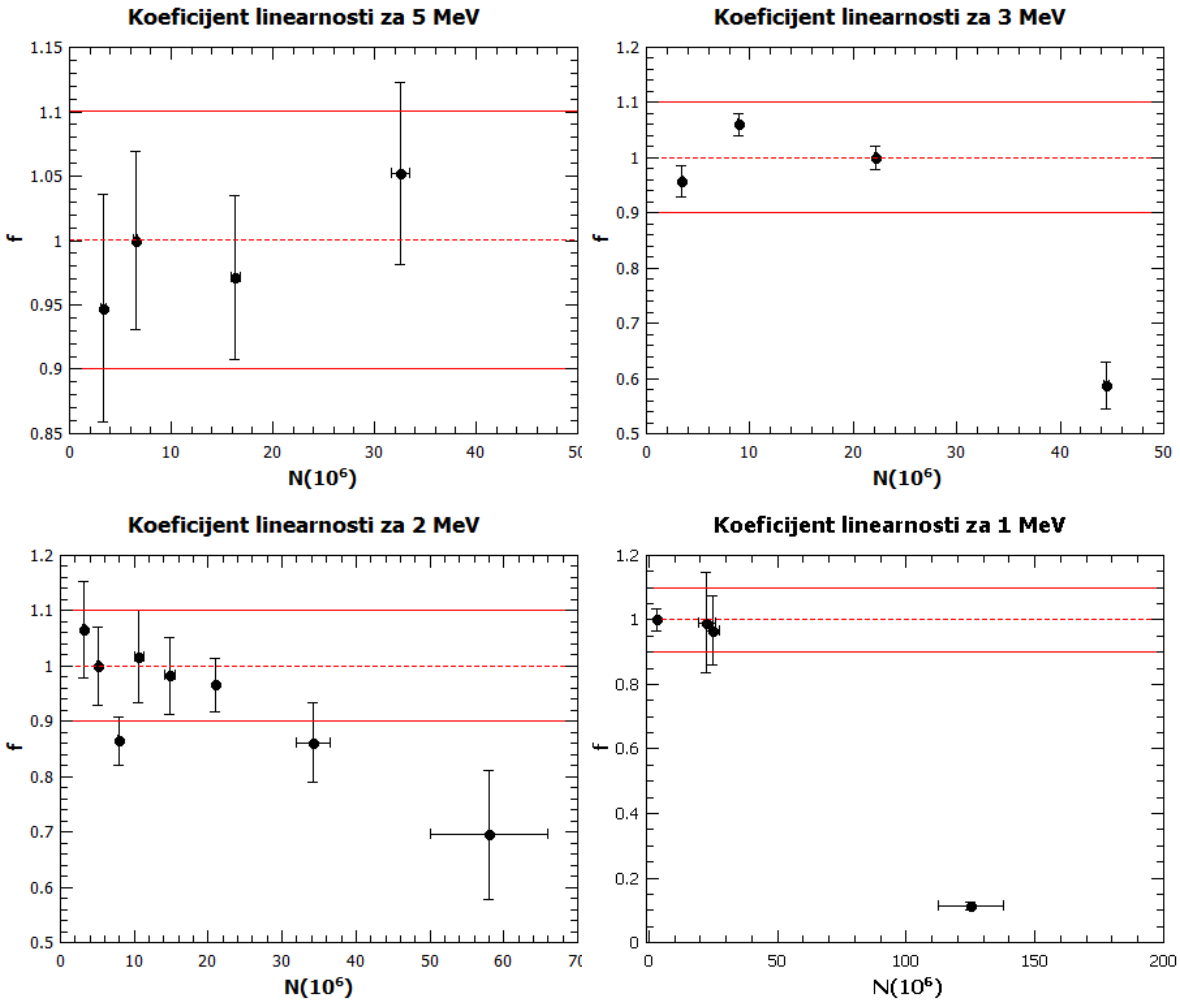
Apsorbirane doze se odnose na dozu u RPL staklu i izračunate su kombinacijom izraza (3.5) i (3.6). Raspon istih za korištene energije prikazan je u tablici 4.1. U istoj tablici dane su i vrijednosti najmanjeg i najvećeg broja upadnih protona N te izračunate najmanje i najveće vrijednosti apsorbiranih doza.

E[MeV]	D_{min} [Gy]	D_{max}[Gy]	N_{min}	N_{max}
1	38.2	1464.9	3.3×10^6	1.3×10^8
2	25.9	463.8	3.2×10^6	5.8×10^7
3	21.4	275.5	3.5×10^6	4.5×10^7
5	14.6	142.7	3.3×10^6	3.3×10^7

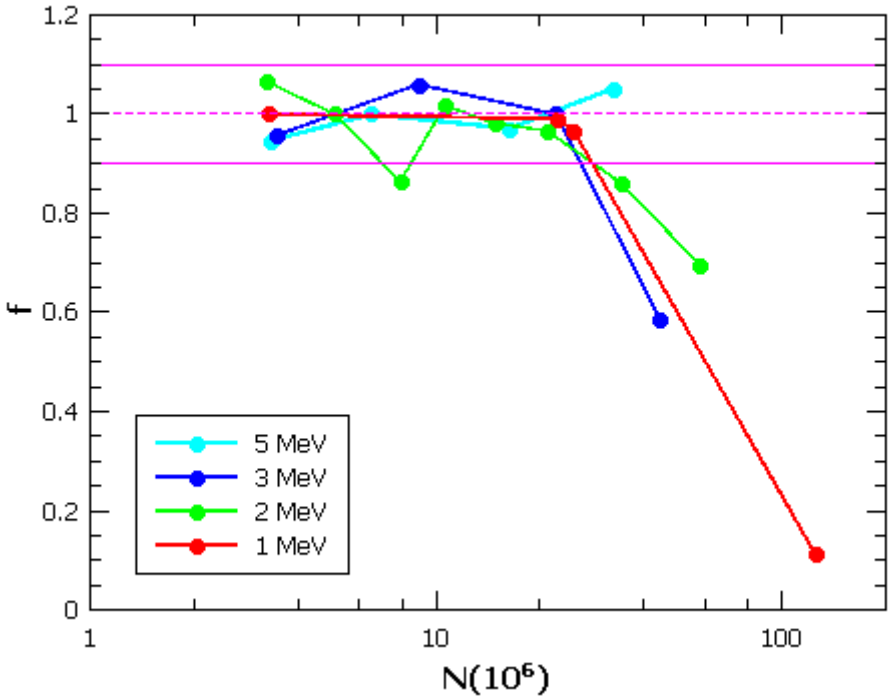
Tablica 4.1: Minimalna i maksimalna vrijednost apsorbirane doze D i broja upadnih protona N za energije snopa 1, 2, 3 i 5 MeV.

4.2 Koeficijent linearnosti

Rezultati prikazani u poglavlju 4.1 sugeriraju linearnost do određene doze i nakon toga sublinearnost, odnosno odziv s dozom raste sporije nego linearno. Da bismo provjerili pretpostavku, izračunali smo koeficijent linearnosti pomoću relacije (3.7). Grafovi na slici 4.4 prikazuju ovisnost koeficijenta linearnosti f o broju protona N. Za većinu točaka vrijednost f je u intervalu 0.9 i 1.1 što ćemo smatrati linearnim područjem, odnosno područjem za koje je odziv linearan s dozom (brojem upadnih protona). Vrijednosti manje od 0.9 ukazuju na moguću sublinearnost. Za snopove energije $5\ \mathrm{MeV}$ linearna ovisnost odziva o broju zaustavljenih protona, tj. apsorbiranoj dozi, potvrđena je za cijelo ispitano područje tj. za raspon broja protona $3.3\times10^6 - 3.3\times10^7$ za $5\ \mathrm{MeV}$. Za snopove energije $3\ \mathrm{MeV}$ linearnost je vidljiva za raspon broja protona $3.5\times10^6 - 2.2\times10^7$, dok f za najveću dozu, odnosno najveći broj protona, ukazuje na sublinearnost, tj. smanjeni odziv ($f = 0.6$). Za snopove energije $1\ \mathrm{MeV}$ linearnost je vidljiva za tri najmanje doze tj. najmanji broj protona, dok rezultat za najveću ispitanu dozu sugerira sublinearnost ($f = 0.1$). U slučaju energije $2\ \mathrm{MeV}$, 3 (od 8) vrijednosti za f je manje od 0.9. Na slici 4.4 prikazane su i nepouzdanosti izračunate preko relacije (3.9). Relativne nepouzdanosti koeficijenta linearnosti bile su reda veličine 10%. Zajednički prikaz svih grafova je na slici 4.5.



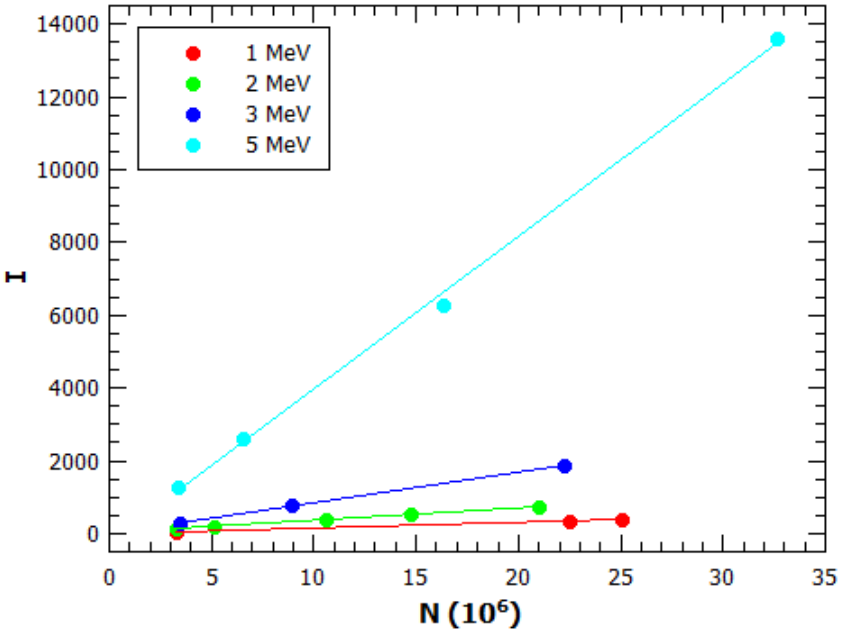
Slika 4.4: Ovisnost koeficijenta linearnosti (f) o broju upadnih protona (N) za snopove energija 5, 3, 2 i 1 MeV. Prikazane su i pripadne nepouzdanosti, izračunate pomoću relacije (3.9).



Slika 4.5: Ovisnost koeficijenta linearnosti (f) o upadnom broju protona N za snopove energija 5, 3, 2 i $1\ \mathrm{MeV}$. Za N je korištena logaritamska skala.

4.3 Ovisnost odziva o energiji i relativna učinkovitost

Relacija za relativnu učinkovitost (3.8) primjenjiva je samo u području doza u kojem vrijedi linearna ovisnost odziva dozimetra o dozi (toku, N). Na slici 4.6 prikazani su rezultati iz područja za koje smo u poglavlju 4.2 utvrdili linearnost. Vidimo da odziv raste s brojem upadnih protona i raste brže za veće energije. Na istoj slici za dobivene rezultate napravljena je prilagodba na pravac. Nagib pravca a i odsječak na osi apscisi b, njihove nepouzdanosti M_a i M_b te R^2 vrijednost dobivena spomenutom linearnom prilagodbom mjerenih podataka na pravac za energije snopa 1, 2, 3 i 5 MeV prikazani su u tablici 4.2. R^2 je statistička mjera odstupanja eksperimentalnih podataka od pravca i nalazi se u intervalu 0-1. $R = 1$ značio bi da sve točke leže na pravcu. Budući da su dobivene R^2 vrijednosti jako bliske jedinici zaključujemo da je dobivena prilagodba izvrsna.

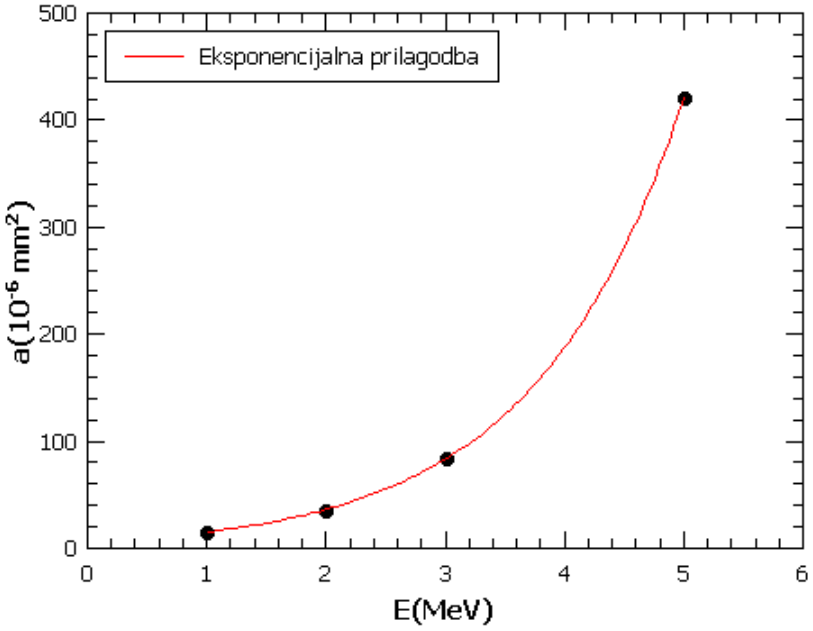


Slika 4.6: Ovisnost odziva dozimetra (I) o broju upadnih protona N za energije snopa 1, 2, 3 i 5 MeV u linearnom području ($f = 0.9 - 1.1$). Koeficijenti pravaca su u tablici 4.2

E[MeV]	a [10^{-6}]	M_a [10^{-6}]	b	M_b	R^2
1	15.9	0.4	2	7	0.999
2	35.3	0.8	2	1	0.999
3	84	3	3	4	0.999
5	420	12	-2	2	0.995

Tablica 4.2: Nagib pravca a i odsječak na osi apscisi b, njihove nepouzdanosti M_a i M_b teR^2 vrijednost dobivena linearnom prilagodbom na pravac na slici 4.6 za energije snopa 1, 2, 3 i 5 MeV.

Grafički prikaz ovisnosti nagiba pravca a o energiji protona E dan je na slici 4.7. Crvena linija predstavlja ekponencijalnu prilagodbu oblika $Ae^{E/\tau}$, s amplitudom $A = (7.8 \pm 0.3) \times 10^{-6}$, parametrom $\tau = (1.26 \pm 0.01)$ MeV i $R^2 = 1.000$. R^2 vrijednost je opet blizu vrijednosti 1, što ukazuje na ispravnost prilagodbe.



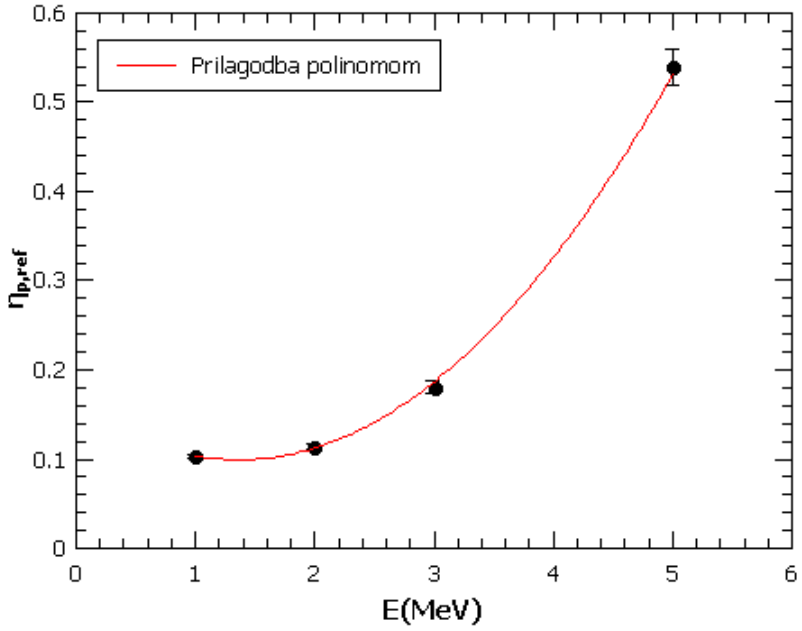
Slika 4.7: Ovisnost nagiba pravca a o energiji protona E. Crvena linija predstavlja eksponencijalnu prilagodbu oblika $Ae^{E/\tau}$ s amplitudom $A = (7.8 \pm 0.3) \times 10^{-6}$ mm^2, parametrom $\tau = (1.26 \pm 0.01)$ MeV i $R^2 = 1.000$.

Koristeći koeficijent a (odziv normiran po broju protona), pomoću relacije (3.8) izračunali smo relativnu učinkovitost dozimetra (tablica 4.3). Dobiveni rezultati pokazuju da se smanjivanjem energije učinkovitost ispitivanih dozimetara smanjuje.

E[MeV]	$\eta_{p,ref}$	$M_{\eta_{p,ref}}$	$R[\%]$
1	0.103	0.003	2.9
2	0.114	0.003	2.6
3	0.180	0.007	3.9
5	0.54	0.02	3.7

Tablica 4.3: Energija protona (E), relativna učinkovitost ($\eta_{p,ref}$) i njezina nepouzdanost $M_{\eta_{p,ref}}$ te relativna nepouzdanost R za energije snopa 1, 2, 3 i 5 MeV.

Grafički prikaz ovisnosti dobivenih rezultata za relativnu učinkovitost o energiji protonskog snopa prikazani su na slici 4.8. Prilagodba polinomom drugog reda oblika $AE^2 + BE + C$ najbolje podudaranje s podacima dava za koeficijente $A = (2 \pm 9) \times 10^{-1}$ MeV^{-2}, $B = (-8.9 \pm 0.9) \times 10^{-2}$ MeV^{-1}, $C = (3.3 \pm 0.2) \times 10^{-2}$, a R^2 vrijednost je $R^2 = 1.000$. R^2 vrijednost je blizu 1, što znači da je prilagodba dobra.



Slika 4.8: Ovisnost relativne učinkovitosti RPL dozimetara $\eta_{p,ref}$ o energiji protona E. Referentno zračenje je γ-zračenje ^{60}Co.

4.4 Usporedba s do sada objavljenim rezultatima

U literaturi nema mnogo radova koji se bave karakterizacijom RPL dozimetara u poljima teško nabijenih čestica (protona i težih iona). Oni koje smo pronašli su rad autora Rah et al. [22], rad autora Yasude i Fujitake [23] i rad autora Kodaire et al. [24].

Linearnost u protonskim snopovima je proučavana u radu autora Rah et al. [22]. Rah et al. su koristili radioterapijski protonski snop energije $200\ \mathrm{MeV}$ i u ispitanom području $0.5-10\ \mathrm{Gy}$ potvrdili linearnost odziva. Kako se navedena vrijednost energije odnosi na onu na izlazu iz uređaja, energija protonskog snopa na položaju dozimetra bila je manja.

Rezultate za relativnu učinkovitost RPL dozimetara imamo u dva rada: [23] i [24]. U oba rada eksperimentalno je određena relativna učinkovitost RPL dozimetara za različite ionske snopove. U radu [23], u kojem je izračunata relativna učinkovitost za ionske snopove od najlakšeg vodika do najtežeg željeza, neograničeni LET u vodi bio je u rasponu $1 - 148\ \frac{\mathrm{keV}}{\mu\mathrm{m}}$, dok je u radu Kodaire et al, za ione od protona do ksenona, neograničeni LET u vodi bio od 0.4 do $2262\ \frac{\mathrm{keV}}{\mu\mathrm{m}}$. U oba rada protonski snopovi su imali puno veću energiju od naših snopova, ali su korišteni teži ioni čiji je LET

usporediv s LET-om snopova u diplomskom radu. U oba rada nađena u literaturi, kao i u ovom radu, rezultati pokazuju smanjivanje relativne učinkovitosti s povećanjem neograničenog LET-a. Razlika je što su vrijednosti objavljene u radu [23] i [24], kada se pogleda za područje LET-a ispitivanog u ovom radu, nešto veće nego vrijednosti dobivene u diplomskom radu. Kodaira et al. su svoje podatke podijelili u tri područja i svako opisali analitičkom funkcijom. Prema tablici 3.2, naši podaci pripadaju drugom području, za koju su Kodaira et al najbolje slaganje dobili za ovisnost oblika

$$\eta_{i,ref} = 1.100 - 0.394(\log L_\infty) + 0.055(\log L_\infty)^2. \tag{4.1}$$

Koristeći izraz (4.1) izračunali smo relativnu učinkovitost za neograničeni LET u vodi za energije protonskih snopova $1\ \mathrm{MeV}$ i $5\ \mathrm{MeV}$. Za $1\ \mathrm{MeV}$ dobiva se vrijednost relativne učinkovitosti $\eta_{p,ref} = 0.656$, dok ona za protonski snop energije $5\ \mathrm{MeV}$ iznosi $\eta_{p,ref} = 0.787$. što je više od vrijednosti koje su dobivene u ovom diplomskom radu.

5 Zaključak

Za ispitano područje doza, rezultati sugeriraju da odziv RPL dozimetra u protonskim snopovima energija $1 - 5\ \mathrm{MeV}$, do određene vrijednosti, ovisi linearno o dozi. Vidljivo je i da odziv ovisi o energiji: za jednake apsorbirane doze veće energije dovode do većeg odziva dozimetra. Nadalje, dobiveni rezultati pokazuju da se relativna učinkovitost RPL dozimetra povećava s energijom protona i iznosi 0.103 za protonske snopove energije 1 MeV te 0.54 za protonski snop energije 5 MeV. Polinom drugog stupnja, prilagođen dobivenim podacima, dobro opisuje ovisnost relativne učinkovitosti dozimetra o energiji za ispitano područje energija protona od 1 - 5 MeV.

Bibliography

[1] Stopping-Power & Range Tables for Electrons, Protons, and Helium Ions, https://www.nist.gov/pml/stopping-power-range-tables-electrons-protons-and-helium-ions

[2] Malouff, T.D. et al. Carbon Ion Therapy: A Modern Review of an Emerging Technology.// Front. Oncol., Vol. 10, (2020) 82. doi: 10.3389/fonc.2020.00082

[3] Attix, F.H. : Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry. Winheim : WILEY-VCH VerlagGmbH & Co. KGaA, 2004.

[4] Researchgate, https://www.researchgate.net/figure/Illustration-of-the-difference-between-CSDA-and-projected-range_fig4_327645167

[5] Podgorsak, E.B. : Radiation Oncology Physics : A Handbook for Teachers and Students. Vienna : International Atomic Energy Agency, 2005.

[6] Knežević, Ž. et al. Photon dosimetry methods outside the target volume in radiation therapy : Optically stimulated luminescence (OSL), thermoluminescence (TL) and radiophotoluminescence (RPL) dosimetry.// Radiation Measurements. Vol. 57, (2013) 9-18

[7] Yamamoto, T. RPL Dosimetry: Principles and Applications.// AIP Conference Proceedings. Vol. 217, (2011) 1345; https://doi.org/10.1063/1.3576169(21.1.2022.)

[8] Vidov, A. Kutna ovisnost radiofotoluminescentnih dozimetara u polju fotonskog zračenja. Diplomski rad. Zagreb : Prirodoslovno-matematički fakultet, 2019.

[9] Hsu, S.-M. Synthesis and physical characteristics of radiophotoluminiscent glass dosimeters.// Radiation measurements. Vol 42 (2007) 621-624

[10] Silva, E. H. et al. Energy and angular dependence of radiophotoluminescent glass dosemeters for eye lens dosimetry.// Radiation Protection Dosimetry. (2016) 1-5.

[11] RPL environmental dosimetry system, c-technol, https://www.c-technol.co.jp/eng/e-env_monitoring

[12] Asahi Techno Glass Corporation. RPL Glass Dosemeter Environmental Monitoring System. // (2000)

[13] Internetska stranica IRB-a, (2019.), irb (NE ZNAM JE LI OVO DOBRO), https://www.irb.hr/Zavodi/Zavod-za-eksperimentalnu-fiziku/Laboratorij-za-interakcije-ionskih-snopova/Clanci/Akceleratori

[14] Internetska stranica IRB-a, https://www.irb.hr/Zavodi/Zavod-za-eksperimentalnu-fiziku/Laboratorij-za-interakcije-ionskih-snopova/Clanci/Eksperimentalne-linije

[15] Si PIN photodiode S3590-09, Hamamatsu, https://www.hamamatsu.com/eu/en/product/optical-sensors/photodiodes/si-photodiodes/S3590-09.html?fbclid=IwAR3FXDtKjENVuICA9Jgt2pPtf-b_Uqw646ilzkcQoMXGU1xd0uLMhXxxAY4

[16] INTERACTIONS OF IONS WITH MATTER,SRIM (Stopping and Range of Ions in Matter), http://www.srim.org/index.htm#SRIM

[17] Vekić, B., Ban, R., Miljanić, S. Sekundarni standardni dozimetrijski laboratorij u Institutu Ruđer Bošković, Zagreb, Arh. Hig. Rada Toksikol. Vol 57, (2006) 189-194.

[18] Cobalt-60 Decay, Hyperphysics http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbase/Nuclear/betaex.html

[19] Cesium-137, Wikipedia https://en.wikipedia.org/wiki/Caesium-137

[20] Bilski, P.; Olko, P. Thermoluminescence Efficiency of LiF:Mg,Cu,P (MCP-N) Detectors to Photons, Beta-Electrons, Alpha Particles and Thermal Neutrons.// Radiation Protection Dosimetry. Vol. 55, (1994) 31-38

[21] Požek, M.: Osnova teorije vjerojatnosti i matematičke statistike, skripta, 2004.

[22] Rah, J.-E. et al. Dosimetric evaluation of a glass dosimeter for proton beam measurements.// Applied Radiation and Isotopes. Vol. 70, (2012) 1616-1623; http:/dx.doi.org/10.1016/j.apradiso.2012.04.007 (21.1.2022.)

[23] Yasuda, H.; Fujitaka, K. Responses of TLD Mg_2SiO_4: Tb and Radiophotoluminescene Glass to Heavy Charged Particles and Space Radiation.// Radiation Protection Dosimetry. Vol. 87, (2000) 115–119

[24] Kodaira, S. et al Note: Complementary approach for radiation dosimetry with Ag^+-activated phosphate glass.// Review of Scientific Instruments. Vol 89, (2018) 116106; doi: 10.1063/1.5058697 (1.3.2022.)