

Sveučilište u Zagrebu
Prirodoslovno-matematički fakultet
Fizički odsjek

Luka Pasariček

Relativna učinkovitost radiofotoluminiscentnih staklenih dozimetara u ionskim snopovima

DOKTORSKI RAD

Zagreb, 2026



Sveučilište u Zagrebu
Prirodoslovno-matematički fakultet
Fizički odsjek

Luka Pasariček

Relativna učinkovitost radiofotoluminiscentnih staklenih dozimetara u ionskim snopovima

DOKTORSKI RAD

Mentor:
dr. sc. Marija Majer

Zagreb, 2026



University of Zagreb
Faculty of Science
Department of Physics

Luka Pasariček

Relative efficiency of radiophotoluminescence glass dosimeters in ion beams

DOCTORAL THESIS

Supervisor:
dr. sc. Marija Majer

Zagreb, 2026

Informacije o mentoru

Dr. sc. Marija Majer je znanstvena savjetnica na Institutu Ruđer Bošković.

Rođena je 1972. godine u Dubrovniku. Na Prirodoslovno-matematičkom fakultetu u Zagrebu diplomirala je 1996., magistrirala 2000., te doktorirala 2008. godine u području eksperimentalne nuklearne fizike.

Do 2011. godine radila je na PMF-u u Zagrebu, a nakon toga se zapošljava na Institutu Ruđer Bošković. Prelaskom na IRB, područje njenog znanstvenog interesa postaje dozimetrija, zaštita od zračenja i medicinska fizika, s naglaskom na karakterizaciju i primjenu termoluminiscentne i radiofotoluminiscentne dozimetrijske metode, posebice u medicini i dozimetriji u okolini.

Do sada je sudjelovala u radu brojnih međunarodnih znanstvenih i stručnih projekata te je kao glavna istraživačica vodila dva. Od 2012. godine posebno je aktivna u sklopu EURADOS-a (European Radiation Dosimetry Group), gdje je trenutno punopravna članica radnih grupa 9 (Dozimetrija u radioterapiji) i 12 (Dozimetrija u medicinskom oslikavanju).

Objavila je šesdesetak znanstvenih radova u međunarodno recenziranim časopisima. Rezultate istraživanja predstavila je na brojnim međunarodnim konferencijama i radionicama, od čega je šest puta bila pozvana predavačica.

Predavala je na prediplomskom i diplomskom studiju, a trenutno sudjeluje u nastavi doktorskog studija fizike (smjer medicinska fizika) na PMF-u kojeg je i vodila od 2015. do 2020. Do sada je bila mentorica devetoro diplomskih studenata, dvaju doktoranada te jedne poslijedoktorandice.

Zahvale

Veliko hvala mojoj mentorici dr. sc. Mariji Majer, koja je tijekom mojeg doktorskog puta uložila ogroman trud u prenošenje znanja i vještina potrebnih za znanstveni rad te pokazala iznimno strpljenje i razumijevanje u zahtjevnijim razdobljima. Hvala joj što me uključila u različite radne grupe i omogućila mi da upoznam nevjerojatne ljude s različitih instituta i iz različitih zemalja.

Zahvaljujem članovima povjerenstva koji su svojim vrijednim komentarima, savjetima i uputama pridonijeli konačnom oblikovanju ovog doktorskog rada.

Hvala svim članovima Laboratorija za radijacijsku kemiju i dozimetriju Instituta Ruđer Bošković koji su me prihvatili i bili spremni pomoći kad god je to bilo potrebno.

Zahvaljujem i svojoj obitelji i prijateljima s kojima sam tijekom svih ovih godina dijelio uspjehe, brige i priče vezane uz doktorski studij.

Na kraju, najviše zahvaljujem svojoj ženi Lori, koja je bila nepresušan izvor podrške i ljubavi u najtežim trenucima, preuzela velik dio naših svakodnevnih briga i time mi omogućila da se posvetim doktorskom studiju.

Rad je izrađen u Laboratoriju za radijacijsku kemiju i dozimetriju Instituta Ruđer Bošković u sklopu projekta *Karakterizacija radiofotoluminiscentnih dozimetara za mjerenja u poljima teških nabijenih čestica* (IP-2020-02-3593), koji je financirala Hrvatska zaklada za znanost.

Sažetak

U ovom radu istražena je relativna učinkovitost radiofotoluminiscentnih (RPL) staklenih dozimetara u snopovima iona H-1, He-4, C-12 i O-16. Za sve ione dobiveni su novi eksperimentalni rezultati u širokim, i po prvi put djelomično preklapajućim, rasponima linearnog prijenosa energije (*engl. Linear Energy Transfer*, LET) što je, po prvi put, omogućilo eksperimentalno razmatranje utjecaja vrste iona na odziv dozimetra.

Dozimetri (tip GD-302M) su zračeni u Centru za ionsku radioterapiju u Heidelbergu, HIT (*njem. Heidelberg Ionenstrahl-Therapiezentrum*). Na temelju mjerenog odziva određena je relativna učinkovitost dozimetra u odnosu na gama-zračenje iz izvora Co-60. Vrijednosti LET-a dobivene su Monte Carlo (MC) simulacijama korištenjem programskog paketa PHITS (*engl. Particle and Heavy Ion Transport code System*).

Za sve ione dobiveni rezultati potvrđuju da se relativna učinkovitost smanjuje s povećanjem LET-a. Također, eksperimentalni podaci za različite ione su jasno odvojeni sugerirajući da relativna učinkovitost nije samo funkcija LET-a nego i vrste iona. Dodatnu potvrdu daju rezultati u preklapajućim područjima LET-a: relativna učinkovitost dozimetra je veća za teže nego za lakše ione. Nadalje, s obzirom na različite načine računanja LET-a u literaturi, rezultati su prikazani za nekoliko najčešće korištenih metoda izračuna. Ispitan je utjecaj različitih metoda kao i ključnih parametara u MC simulacijama te način modeliranja eksperimentalnog postava. Svi rezultati za relativnu učinkovitost dobiveni su u uvjetima linearnog odziva dozimetra. Pri tome je, za ione teže od H-1, linearnost po prvi put ispitana i potvrđena u području doza ispod 10 Gy.

Ključne riječi: radiofotoluminiscentni dozimetri, ionski snopovi, relativna učinkovitost, linearni prijenos energije, LET, simulacije Monte Carlo

Abstract

In this work the relative efficiency of radiophotluminescence (RPL) glass dosimeters was investigated in H-1, He-4, C-12 and O-16 ion beams. For all ions types, new experimental data was obtained for a wide range of Linear Energy Transfer (LET) values. Overlapping LET regions allowed for the first time experimental comparison of ion type effect on dosimeter response.

Dosimeters (type GD-302M) were irradiated at the Heidelberg Ion Beam Therapy Center (HIT). Dose-response measurements were used to evaluate dosimeter relative efficiency with respect to the reference γ-radiation from a ^{60}Co source. LET values were estimated by means of Monte Carlo (MC) simulations, using the Particle and Heavy Ion Transport code System (PHITS).

Results confirmed a decrease in relative efficiency with increase of LET for all investigated ions types. Moreover, experimental data shows a clear distinction between different ion types, suggesting relative efficiency depends not only on LET, but also on ion type. Additional confirmation is found for overlapping LET regions, where the dosimeter's relative efficiency is larger for heavier ions. Furthermore, due to different LET calculation methods found in the literature, results are shown for some of the most common calculation methods. The effects of different calculation methods, MC parameters and experimental setup models were investigated. All relative efficiency results were obtained for the dosimeter's linear dose-response range. For the first time, linearity was investigated and confirmed for ions heavier then H-1 in the dose range up to 10 Gy.

Keywords: radiophotoluminescence dosimeters, ion beams, relative efficiency, linear energy transfer, LET, Monte Carlo simulations

Ključne riječi: radiofotoluminiscentni dozimetri, ionski snopovi, relativna učinkovitost, linearni prijenos energije, LET, simulacije Monte Carlo

Sadržaj

1 Uvod **1**

1.1 Gubitak energije nabijenih čestica 1
1.1.1 Zaustavna snaga 1
1.1.2 Ovisnost gubitka energije o naboju i brzini čestice 2
1.2 Posebnosti nabijenih čestica u odnosu na fotonsko zračenje 4
1.3 Linearni prijenos energije (LET) 7
1.3.1 Procjena LET-a 9
1.3.2 Ograničenja LET-a kao veličine za opis kvalitete zračenja 9
1.4 LET i biološki učinak u terapiji ionskim snopovima 10
1.5 Luminiscentni dozimetri 12
1.6 Radiofotoluminiscentni (RPL) dozimetri 16
1.6.1 Princip rada 18
1.6.2 Dozimetrijske karakteristike RPL dozimetara - istraživanja u fotonskim i elektronskim poljima 22
1.7 Pregled dosadašnjih istraživanja RPL dozimetara u ionskim snopovima 25

2 Opis mjerenja i obrade eksperimentalnih podataka **36**

2.1 RPL dozimetrijski sustav i obrada podataka 36
2.1.1 RPL dozimetar GD-302M 36
2.1.2 Čitač FGD-1000 37
2.1.3 Ciklus mjerenja 39
2.1.4 Kalibracija dozimetara 42
2.1.5 Provjera individualne osjetljivosti 43
2.1.6 Obrada signala očitavanja 43
2.1.7 Izračun apsorbirane doze u vodi 44
2.1.8 Koeficijent linearnosti 45
2.1.9 Relativna učinkovitost RPL dozimetra 45
2.1.10 Mjerna nesigurnost relativne učinkovitosti 46
2.2 Ozračivanja ionskim snopovima 48
2.2.1 Centar za ionsku radioterapiju u Heidelbergu 48

2.2.2 Eksperimentalni postav za ozračivanje dozimetara 51
2.2.3 Sustav za planiranje terapije zračenjem, krivulje postotne dubinske doze i određivanje apsolutne doze na položajima dozimetara 58

3 Simulacije Monte Carlo i procjena LET-a ionskih snopova 60
3.1 Programski paket PHITS i postavke parametara simulacija 60
3.2 Modeliranje eksperimentalnog postava 61
3.2.1 Sredstva 61
3.2.2 Modeliranje izvora zračenja i krivulje postotne dubinske doze 62
3.2.3 Modeliranje fantoma i dozimetra 63
3.3 Veličine od interesa 63
3.3.1 Energija iona 63
3.3.2 LET 64

4 Rezultati 69
4.1 Apsorbirana doza i krivulje PDD 69
4.2 Linearnost odziva 72
4.3 Energija i LET ionskih snopova na položajima dozimetara 76
4.3.1 Energija ionskog snopa 76
4.3.2 Utjecaj različitih metoda računanja LET-a na vrijednost LET-a 77
4.3.3 Utjecaj različitih načina modeliranja dozimetra na vrijednost LET-a 83
4.4 Ovisnosti relativne učinkovitosti RPL staklenih dozimetara o LET-u 88

5 Rasprava 95
5.1 Valjanost pojednostavljenog modela polja zračenja 95
5.2 Procjena i utjecaj različitih metoda računa LET-a 96
5.3 Relativna učinkovitost RPL staklenih dozimetara u ovisnosti o LET-u 97
5.4 Smjernice za buduća istraživanja 104

6 Zaključci 106

Reference 108

7 Dodatak 113
7.1 Krivulje PDD-a 113
7.2 Utjecaj metode računanja LET-a na vrijednosti LET-a 118
7.3 Utjecaj načina modeliranja dozimetara 130
7.4 Relativna učinkovitost dozimetra i pripadne mjerne nesigurnosti u ovisnosti o vrijednosti LET-a dobivenih različitim metodama 134

Popis slika

1.1 Elektronska zaustavna snaga u vodi u ovisnosti o energiji za ione H-1, He-4, C-12 i O-16. 3
1.2 Krivulje postotne dubinske doze (PDD) u vodi za snopove fotona, protona i iona ugljika. 5
1.3 Razlike u gustoći ionizacije. Staza je mikroskopska raspodjela ionizacija i pobuđenja koje nabijena čestica stvara iza sebe dok prolazi kroz sredstvo. Izvorna slika preuzeta iz rada Pouget (Pouget, 2022). 6
1.4 RBE i OER kao funkcije LET-a. Označeni su rasponi vrijednosti LET-a standardno prisutni u kliničkim snopovima iona H-1, He-4, C-12 i O-16. Izvorna slika preuzeta je iz rada Changa i suradnika (Chang et al., 2014). 12
1.5 Shema principa rada termoluminiscentnih (TL), optički-stimuliranih luminiscentnih (OSL) i radiofotoluminiscentnih (RPL) dozimetara. Prikaz ozračivanja i očitavanja na makroskopskoj razini dan je na slikama a i b, dok je mikroskopski prikaz istih procesa na razini defekata u izolatoru dan na slikama c i d. Elektronski prijelazi prikazani su u dijagramu energijskih vrpci na slikama e i f. U fazi očitanja (slika b), detektor se može osvijetliti ili zagrijati. Posljedična luminiscencija se detektira fotomultiplikacijskom cijevi. Dijagrami elektronskih vrpci prikazuju TL i OSL očitanje koje uzrokuje rekombinaciju (slika f). S druge strane, pri RPL očitanju dolazi do intracentarskih optičkih prijelaza (slika g). Valovite strelice predstavljaju fotone, dok ravne linije predstavljaju elektronske prijelaze. Izvornu sliku su izradili Yukihara i suradnici (Yukihara et al., 2022) 14
1.6 Signali TL, OSL i RPL dozimetara. Izvornu sliku su izradili Yukihara i suradnici (Yukihara et al., 2022) 15
1.7 Odziv RPL dozimetara s filtrom (GD-352M) i bez filtra (GD-302M) u ovisnosti o energiji fotona. Izvorna slika preuzeta je iz rada Hsu i suradnika (Hsu et al., 2007). 18
1.8 Model emisije RPL-a u fosfatnom staklu dopiranom ionima srebra ozračenom X-zrakama (Yamamoto et al., 2011). PL je fotoluminiscencija. 19
1.9 Ekscitacijski i emisijski RPL spektar fosfatnog stakla dopiranog srebrom ozračenog X-zračenjem (Miyamoto et al., 2010). Isprekidane linije predstavljaju komponente pojedinog spektra dobivene programom za prilagodbu na podatke. 20

1.10 Intenzitet signala dvaju emisijskih RPL vrhova fosfatnog stakla dopiranog srebrom u ovisnosti o vremenu (Yamamoto et al., 2011). 21
1.11 Izgradnja signala fosfatnog stakla dopiranog srebrom u ovisnosti o vremenu za različite temperature predgrijavanja (Kawamoto et al., 2023) 21
1.12 Relativna učinkovitost RPL dozimetra u ovisnosti o LET-u u vodi za različite ione Podaci preuzeti iz rada Kodaira i suradnici (Kodaira et al., 2018). 30
1.13 Relativna učinkovitost RPL dozimetra u ovisnosti o LET-u u vodi, LET_∞, za različite ione (Yasuda & Fujitaka, 2000). 31
1.14 Relativne TL učinkovitosti LiF:Mg,Cu,P dozimetara za različite ione u ovisnosti o LET-u u vodi. Pune linije označavaju prilagodbu funkcija na eksperimentalne podatke (Olko & Bilski, 2020). 32
1.15 Relativni odziv OSL-a, r_{OSL}, u ovisnosti o LET-u u vodi usrednjenom po dozi,$D-$ LET_2 za različite ione. TR-OSL i Risoe označavaju očitanja različitim čitačima. Crvena isprekidana linija predstavlja Birksov zakon, dan recipročnom kvadratnom funkcijom LET-a. Druga prilagodba na podatke oblika je izraza (2) u radu Yukihara i suradnici (Yukihara et al., 2015) te prikazana punom crnom linijom. 33
1.16 Ovisnost relativne učinkovitost dozimetra o LET-u u vodi, LET_w, za ione H-1, Li-7 i C-12 preuzeta iz rada Majer i suradnika (Majer et al., 2023). Ispunjeni simboli i crna krivulja su rezultati iz rada Majer i suradnici (Majer et al., 2023). Ostale točke i krivulje rezultati su preuzeti iz drugih radova (Yasuda & Fujitaka, 2000; Chang et al., 2017; Kodaira et al., 2018). Slovima A i B označene su grupe točaka različitih iona (C-12 i H-1) s bliskim vrijednostima LET-a u vodi ($LET_w \approx$ (10–25) keV/µm). 35

2.1 Stakleni valjak (a) i pripadni plastični držač (b) RPL dozimetra tipa GD-302M. . . 37
2.2 Čitač RPL dozimetara serije GD-300 (a) i pripadni držač za očitavanje (b). 38
2.3 Shematski prikaz očitavanja dozimetara GD-302M čitačem FGD-1000. 39
2.4 Peć (a) i pripadni držač (b) za aniliranje dozimetara. U držaču za aniliranje na slici se nalaze 3 dozimetra. 41
2.5 Peć (a) i pripadni držač (b) za predgrijavanje dozimetara. 42
2.6 Postrojenje akceleratora u HIT-u. Sastoji se od: izvora iona (1), linearnog akceleratora (2), sinkrotrona (3) i sustava za dopremanje iona (4) u terapijske sobe. Na slici su prikazani i soba za terapiju (5), sustav za kontrolu položaja pacijenta (6), terapijska soba (8) s rotirajućim postoljem (7). Soba za eksperimente (9) nalazi se u nastavku linije koja ne skreće prema terapijskim sobama. 50

2.7 Eksperimentalni postav RPL dozimetara u PMMA fantomu i njihov položaj duž Braggove krivulje: (a) tri dozimetra u PMMA držaču; isprekidane linije odvajaju 9 polja unutar kojih su postavljani dozimetri radi izbjegavanja zasjenjenja, odnosno preklapanja više skupina dozimetara unutar polja zračenja; (b) dozimetri GD-302M u PMMA fantomu; na svakoj dubini od interesa, odnosno za svaku istraženu vrijednost LET-a, postavljena su po 3 dozimetra; (c) shematski prikaz položaja RPL dozimetara duž Braggove krivulje. 52
2.8 Primjer krivulje PDD-a za ionski snop C-12 početne energije 264.95 MeV/u dobivene sustavom za planiranje terapije zračenjem (TPS). 58
2.9 Točkasta ionizacijska komora PTW-TM31015 u ploči RW3 korištena za određivanje apsolutne doze na ulazu u fantom. 59

3.1 Konverzijski faktor za preračun elektronske zaustavne snage u RPL staklu u elektronsku zaustavnu snagu u vodi u ovisnosti o energiji iona za ionske snopove H-1, He-4, C-12 i O-16. 65

4.1 Krivulje PDD-a dobivene MC simulacijama i sustavom za planiranje terapije zračenjem za po jednu početnu energiju ionskog snopa H-1 (a), He-4 (b), C-12 (c) i O-16 (d). 70
4.2 Ovisnost doze izračunate iz signala dozimetra, $D_{\mathrm{w,RPL}}$, i doze na položaju dozimetra izračunate pomoću sustava za planiranje terapije zračenjem i mjerenja ionizacijskom komorom, $D_{\mathrm{w,TPS}}$, za ione H-1 (a), He-4 (b), C-12 (c) i O-16 (d). Grafovi su nacrtani u OriginPro, koji pri prilagodbi na podatke mjerne nesigurnosti veličina, u_{i}, uzima u obzir težinskim faktorom $1/u_{\mathrm{i}}$. 73
4.3 Prosječna energija ionskog snopa na položajima dozimetara za po jednu početnu energiju za ionske snopove H-1 (a), He-4 (b), C-12 (c) i O-16 (d). 76
4.4 Vrijednosti LET-a dobivene različitim metodama na položajima dozimetara za ionski snop C-12 početne energije 430 MeV/u. $\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})$ - LET izračunat iz srednje energije spektra iona (tirkizna boja) $\mathrm{LET}_{\mathrm{t,H_2O}}$ - LET usrednjen po stazi izračunat u vodi (crvena boja) $\mathrm{LET}_{\mathrm{d,H_2O}}$ - LET usrednjen po dozi izračunat u vodi (plava boja) $\mathrm{LET}_{\mathrm{t,H_2O}}(\mathrm{LET}_{\mathrm{t,FD-7}})$ - LET usrednjen po stazi izračunat u RPL staklu FD-7 (zelena boja) $\mathrm{LET}_{\mathrm{d,H_2O}}(\mathrm{LET}_{\mathrm{d,FD-7}})$ - LET usrednjen po dozi izračunat u RPL staklu FD-7 (ljubičasta boja). . Metode računanja LET-a opisane su u tablici 3.2. (a) usporedba tri najčešće metode izračuna LET-a: $\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})$, $\mathrm{LET}_{\mathrm{t,H_2O}}$, $\mathrm{LET}_{\mathrm{d,H_2O}}$ (b) usporedba izračuna u vodi: $\mathrm{LET}_{\mathrm{t,H_2O}}$ i $\mathrm{LET}_{\mathrm{t,H_2O}}(\mathrm{LET}_{\mathrm{t,FD-7}})$ te $\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})$ (c) usporedba izračuna u vodi : $\mathrm{LET}_{\mathrm{d,H_2O}}$ i $\mathrm{LET}_{\mathrm{d,H_2O}}(\mathrm{LET}_{\mathrm{d,FD-7}})$ te $\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})$ . . . 78
4.5 Ispitani načini modeliranja dozimetra. 83
4.6 Podaci ovisnosti dosega o energiji iona He-4 u plastici (ABS), RPL staklu (FD-7), PMMA i vodi izračunate programskim paketom SRIM (Ziegler et al., 2010). Prikazane su i krivulje prilagodbe na podatke. 84

4.7 Vrijednosti LET-a izračunate na položajima dozimetara za različite načine modeliranja dozimetra za ionski snop C-12 početne energije 430 MeV/u. 87
4.8 Relativna učinkovitost dozimetra u ovisnosti o $\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})$ za ione H-1, He-4, C-12 i O-16. 93
4.9 Relativna učinkovitost dozimetra u ovisnosti o $\mathrm{LET}_{\mathrm{t,H_2O}}$ za ione H-1, He-4, C-12 i O-16. 93
4.10 Relativna učinkovitost dozimetra u ovisnosti o $\mathrm{LET}_{\mathrm{d,H_2O}}$ za ione H-1, He-4, C-12 i O-16. 94

5.1 Objavljeni rezultati za relativnu učinkovitost RPL dozimetara. Krivulje povezuju rezultate iz istih eksperimenata (Yasuda & Fujitaka, 2000; Chang et al., 2017; Kodaira et al., 2018; Majer et al., 2023; Pasariček et al., 2024). 99
5.2 Relativna učinkovitost RPL dozimetra za ione H-1 u ovisnosti o (a) $\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})$ i (b) $\mathrm{LET}_{\mathrm{d,H_2O}}$ (Yasuda & Fujitaka, 2000; Chang et al., 2017; Kodaira et al., 2018; Majer et al., 2023; Pasariček et al., 2024). 101
5.3 Relativna učinkovitost RPL dozimetra u ovisnosti o $\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})$ za ionske snop He-4 i C-12. 102

7.1 Krivulje PDD-a dobivene TPS-om i MC simulacijama za snopove iona H-1 početnih energija 48.12 MeV (a), 70.03 MeV (b), 149.86 MeV (c), 174,83 MeV (d) i 221.06 MeV (e). 114
7.2 Krivulje PDD-a dobivene TPS-om i MC simulacijama za snopove iona He-4 početnih energija 50.07 MeV/u (a), 70.79 MeV/u (b), 130.25 MeV/u (c), 147.93 MeV/u (d) i 220.51 MeV/u (e). 115
7.3 Krivulje PDD-a dobivene TPS-om i MC simulacijama za snopove iona C-12 početnih energija 88.83 MeV/u (a), 124.25 MeV/u (b), 176.56 MeV/u (c), 264.95 MeV/u (d) i 430.10 MeV/u (e). 116
7.4 Krivulje PDD-a dobivene TPS-om i MC simulacijama za snopove iona O-16 početnih energija 103.77 MeV/u (a), 139.09 MeV/u (b), 190.11 MeV/u (c), 271.59 MeV/u (d) i 421.47 MeV/u (e). 117
7.5 Relativna učinkovitost dozimetra u ovisnosti o $\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})$ za ione H-1, He-4, C-12 i O-16. Prikazane su pripadne standardne mjerne nesigurnosti relativne učinkovitosti. 135
7.6 Relativna učinkovitost dozimetra u ovisnosti o $\mathrm{LET}_{\mathrm{t,H_2O}}$ za ione H-1, He-4, C-12 i O-16. Prikazane su pripadne standardne mjerne nesigurnosti relativne učinkovitosti. 135
7.7 Relativna učinkovitost dozimetra u ovisnosti o $\mathrm{LET}_{\mathrm{d,H_2O}}$ za ione H-1, He-4, C-12 i O-16. Prikazane su pripadne standardne mjerne nesigurnosti relativne učinkovitosti. 136

Popis tablica

1.1 Približne vrijednosti LET-a za različite vrste zračenja (Hall & Giaccia, 2012). . . . 8
1.2 Primjeri najčešće korištenih TL, OSL i RPL dozimetrijskih materijala. 16
1.3 Sastav RPL stakla FD-7 po težinskim udjelima elemenata. 17
1.4 Dozimetrijska svojstva RPL dozimetara u fotonskim i elektronskim poljima prema dostupnoj literaturi. 23
1.5 Dozimetrijska svojstva RPL dozimetara u ionskim poljima prema dostupnoj literaturi. 25

2.1 Ioni, pripadne početne energije s vrijednostima LET-a korištene za ozračivanje dozimetara. 51
2.2 Početne energije snopa iona H-1 na izlazu iz akceleratora, debljine PMMA ploča ispred dozimetara te pripadni WET i prosječne energije iona H-1 u dozimetru za danu debljinu PMMA ploča. 54
2.3 Početne energije snopa iona He-4 na izlazu iz akceleratora, debljine PMMA ploča ispred dozimetara te pripadni WET i prosječne energije iona He-4 u dozimetru za danu debljinu PMMA ploča. 55
2.4 Početne energije snopa iona C-12 na izlazu iz akceleratora, debljine PMMA ploča ispred dozimetara te pripadni WET i prosječne energije iona C-12 u dozimetru za danu debljinu PMMA ploča. 56
2.5 Početne energije snopa iona O-16 na izlazu iz akceleratora, debljine PMMA ploča ispred dozimetara te pripadni WET i prosječne energije iona O-16 u dozimetru za danu debljinu PMMA ploča. 57

3.1 Gustoća, sastav i maseni udio elemenata sredstava korištenih u simulacijama. C označava element ugljik, a C-12 izotop ugljika. 62
3.2 Definicije i metode izračuna različitih vrsta LET-a korištenih u ovom radu. Indeksi t i d označavaju način usrednjivanja: po stazi čestice i po dozi. Indeks H_2O označava da je LET izražen u vodi. Metode 1–3 odmah sve računaju u vodi, dok se metodama 4 i 5 najprije izračuna LET u RPL staklu (FD-7) pa se onda prebacuje u vodu. . . . 64

4.1 Vrijednosti parametara opisa krivulja PDD-a dobivene MC simulacijama i njihova relativna razlika, $\Delta[\%] = \frac{X_{\mathrm{MC}} - X_{\mathrm{TPS}}}{X_{\mathrm{TPS}}} \cdot 100$, u odnosu na sustav za planiranje terapije zračenjem. Za R_{90} i R_{90-10} računata je apsolutna razlika, Δ[mm]=$X_{\mathrm{MC}} - X_{\mathrm{TPS}}$. . . 72
4.2 Usporedba apsorbiranih doza određenih sustavom za planiranje (TPS) i RPL dozimetrima za različite vrste iona i vrijednosti $\mathrm{LET}_{\mathrm{t,H_2O}}$. Prikazane su pripadne mjerne nesigurnosti ($u_{D_{\mathrm{W,TPS}}}$ i $u_{D_{\mathrm{W,RPL}}}$) i indeks linearnosti $f(D)$. Za mjerene nesigurnosti je uzet faktor pokrivenosti k=2. 75
4.3 H-1: početna energija 221.06 MeV/u. Usporedba LET u vodi za različite metode izračuna i pripadne relativne razlike. Položaj Braggovog vrha bio je na dubini od 26.27 cm u PMMA. $\bar{E}$ je prosječna energija iona na položaju dozimetra. Δ^1označava relativnu razliku. 80
4.4 He-4: početna energija 220.51 MeV/u. Usporedba LET u vodi za različite metode izračuna i pripadne relativne razlike. Položaj Braggovog vrha bio je na dubini od 25.94 cm u PMMA. $\bar{E}$ je prosječna energija iona na položaju dozimetra. Δ označava relativnu razliku. 81
4.5 C-12: početna energija 430.10 MeV/u. Usporedba LET u vodi za različite metode izračuna i pripadne relativne razlike. Položaj Braggovog vrha bio je na dubini od 25.94 cm u PMMA. $\bar{E}$ je prosječna energija iona na položaju dozimetra. Δ označava relativnu razliku. 81
4.6 O-16: početna energija 421.47 MeV/u. Usporedba LET u vodi za različite metode izračuna i pripadne relativne razlike. Položaj Braggovog vrha bio je na dubini od 18.79 cm u PMMA. $\bar{E}$ je prosječna energija iona na položaju dozimetra. Δ označava relativnu razliku. 82
4.7 Parametri prilagodbe α i p te izračunate vrijednosti omjera vodenog ekvivalenta (WER) za ionske snopove H-1, He-4, C-12 i O-16 za različita sredstva. 85
4.8 $\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})$, $\mathrm{LET}_{\mathrm{t,H_2O}}$, $\mathrm{LET}_{\mathrm{d,H_2O}}$, relativna učinkovitost, $\eta_{\mathrm{i,ref}}$, i pripadna mjerna nesigurnost, $u_{\eta\mathrm{i,ref}}$, na položajima dozimetara za ione H-1. 89
4.9 $\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})$, $\mathrm{LET}_{\mathrm{t,H_2O}}$, $\mathrm{LET}_{\mathrm{d,H_2O}}$, relativna učinkovitost, $\eta_{\mathrm{i,ref}}$, i pripadna mjerna nesigurnost, $u_{\eta\mathrm{i,ref}}$, na položajima dozimetara za ione He-4. 90
4.10 $\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})$, $\mathrm{LET}_{\mathrm{t,H_2O}}$, $\mathrm{LET}_{\mathrm{d,H_2O}}$, relativna učinkovitost, $\eta_{\mathrm{i,ref}}$, i pripadna mjerna nesigurnost, $u_{\eta\mathrm{i,ref}}$, na položajima dozimetara za ione C-12. 91
4.11 $\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})$, $\mathrm{LET}_{\mathrm{t,H_2O}}$, $\mathrm{LET}_{\mathrm{d,H_2O}}$, relativna učinkovitost, $\eta_{\mathrm{i,ref}}$, i pripadna mjerna nesigurnost, $u_{\eta\mathrm{i,ref}}$, na položajima dozimetara za ione O-16. 92

5.1 Pregled literature povezane s ispitivanjem relativne učinkovitosti RPL dozimetara u poljima protona i težih iona. 98

7.1 H-1: početna energija 48.12 MeV/u. Usporedba LET u vodi za različite metode izračuna i pripadne relativne razlike. Položaj Braggovog vrha bio je na dubini od 1.78 cm u PMMA. $\bar{E}$ je prosječna energija iona na položaju dozimetra. Δ označava relativnu razliku. 118

7.2 H-1: početna energija 70.03 MeV/u. Usporedba LET u vodi za različite metode izračuna i pripadne relativne razlike. Položaj Braggovog vrha bio je na dubini od 3.48 cm u PMMA. $\bar{E}$ je prosječna energija iona na položaju dozimetra. Δ označava relativnu razliku. 118
7.3 H-1: početna energija 149.86 MeV/u. Usporedba LET u vodi za različite metode izračuna i pripadne relativne razlike. Položaj Braggovog vrha bio je na dubini od 13.44 cm u PMMA. $\bar{E}$ je prosječna energija iona na položaju dozimetra. Δ označava relativnu razliku. 120
7.4 H-1: početna energija 174.83 MeV/u. Usporedba LET u vodi za različite metode izračuna i pripadne relativne razlike. Položaj Braggovog vrha bio je na dubini od 17.55 cm u PMMA. $\bar{E}$ je prosječna energija iona na položaju dozimetra. Δ označava relativnu razliku. 120
7.5 He-4: početna energija 50.07 MeV/u. Usporedba LET u vodi za različite metode izračuna i pripadne relativne razlike. Položaj Braggovog vrha bio je na dubini od 1.72 cm u PMMA. $\bar{E}$ je prosječna energija iona na položaju dozimetra. Δ označava relativnu razliku. 121
7.6 He-4: početna energija 70.79 MeV/u. Usporedba LET u vodi za različite metode izračuna i pripadne relativne razlike. Položaj Braggovog vrha bio je na dubini od 3.34 cm u PMMA. $\bar{E}$ je prosječna energija iona na položaju dozimetra. Δ označava relativnu razliku. 122
7.7 He-4: početna energija 130.25 MeV/u. Usporedba LET u vodi za različite metode izračuna i pripadne relativne razlike. Položaj Braggovog vrha bio je na dubini od 10.30 cm u PMMA. $\bar{E}$ je prosječna energija iona na položaju dozimetra. Δ označava relativnu razliku. 122
7.8 He-4: početna energija 147.93 MeV/u. Usporedba LET u vodi za različite metode izračuna i pripadne relativne razlike. Položaj Braggovog vrha bio je na dubini od 12.92 cm u PMMA. $\bar{E}$ je prosječna energija iona na položaju dozimetra. Δ označava relativnu razliku. 123
7.9 C-12: početna energija 88.83 MeV/u. Usporedba LET u vodi za različite metode izračuna i pripadne relativne razlike. Položaj Braggovog vrha bio je na dubini od 1.56 cm u PMMA. $\bar{E}$ je prosječna energija iona na položaju dozimetra. Δ označava relativnu razliku. 124
7.10 C-12: početna energija 124.25 MeV/u. Usporedba LET u vodi za različite metode izračuna i pripadne relativne razlike. Položaj Braggovog vrha bio je na dubini od 2.99 cm u PMMA. $\bar{E}$ je prosječna energija iona na položaju dozimetra. Δ označava relativnu razliku. 125
7.11 C-12: početna energija 176.56 MeV/u. Usporedba LET u vodi za različite metode izračuna i pripadne relativne razlike. Položaj Braggovog vrha bio je na dubini od 5.71 cm u PMMA. $\bar{E}$ je prosječna energija iona na položaju dozimetra. Δ označava relativnu razliku. 125

7.12 C-12: početna energija 264.95 MeV/u. Usporedba LET u vodi za različite metode izračuna i pripadne relativne razlike. Položaj Braggovog vrha bio je na dubini od 11.61 cm u PMMA. $\bar{E}$ je prosječna energija iona na položaju dozimetra. Δ označava relativnu razliku. 127
7.13 O-16: početna energija 103.77 MeV/u. Usporedba LET u vodi za različite metode izračuna i pripadne relativne razlike. Položaj Braggovog vrha bio je na dubini od 1.54 cm u PMMA. $\bar{E}$ je prosječna energija iona na položaju dozimetra. Δ označava relativnu razliku. 127
7.14 O-16: početna energija 139.09 MeV/u. Usporedba LET u vodi za različite metode izračuna i pripadne relativne razlike. Položaj Braggovog vrha bio je na dubini od 2.74 cm u PMMA. $\bar{E}$ je prosječna energija iona na položaju dozimetra. Δ označava relativnu razliku. 128
7.15 O-16: početna energija 190.11 MeV/u. Usporedba LET u vodi za različite metode izračuna i pripadne relativne razlike. Položaj Braggovog vrha bio je na dubini od 4.86 cm u PMMA. $\bar{E}$ je prosječna energija iona na položaju dozimetra. Δ označava relativnu razliku. 129
7.16 O-16: početna energija 271.59 MeV/u. Usporedba LET u vodi za različite metode izračuna i pripadne relativne razlike. Položaj Braggovog vrha bio je na dubini od 9.07 cm u PMMA. $\bar{E}$ je prosječna energija iona na položaju dozimetra. Δ označava relativnu razliku. 129
7.17 Utjecaj modeliranja dozimetra na vrijednost LET-a na položajima dozimetara za ionske snopove H-1 najmanje i najveće početne energije. Δ označava relativne razlike između dvije veličine navedene u nastavku. 131
7.18 Utjecaj modeliranja dozimetra na vrijednost LET-a na položajima dozimetara za ionske snopove He-4 najmanje i najveće početne energije. Δ označava relativne razlike između dvije veličine navedene u nastavku. 132
7.19 Utjecaj modeliranja dozimetra na vrijednost LET-a na položajima dozimetara za ionske snopove C-12 najmanje i najveće početne energije. Δ označava relativne razlike između dvije veličine navedene u nastavku. 133
7.20 Utjecaj modeliranja dozimetra na vrijednost LET-a na položajima dozimetara za ionske snopove O-16 najmanje i najveće početne energije. Δ označava relativne razlike između dvije veličine navedene u nastavku. 134

Poglavlje 1

Uvod

1.1 Gubitak energije nabijenih čestica

Protoni i teži ioni pri prolasku kroz sredstvo doživljavaju velik broj uzastopnih međudjelovanja pri kojima postupno gube svoju kinetičku energiju. Najvažnija su kulonska međudjelovanja s elektronima atoma sredstva, pri kojima dolazi do pobuđenja i ionizacije te međudjelovanja s atomskim jezgrama. U ionskim snopovima dodatnu složenost uvode nuklearne reakcije sa sredstvom, pri kojima nastaju sekundarne čestice različitih energija i naboja.

Za kvantitativan opis usporavanja nabijenih čestica potrebno je razmotriti njihov gubitak energije pri prolasku kroz sredstvo. Osnovna veličina kojom se taj proces opisuje je zaustavna snaga.

1.1.1 Zaustavna snaga

Veličina koja opisuje koliko prosječno kinetičke energije, $\mathrm{d}E_k$, upadna nabijena čestica gubi po jedinici prijeđenog puta, $\mathrm{d}x$, naziva se (linearna) zaustavna snaga

$$S = -\frac{\mathrm{d}E_k}{\mathrm{d}x} \tag{1.1}$$

Predznak označava da će se povećanjem duljine puta kinetička energija čestice smanjivati. Zaustavna snaga ovisi o vrsti i kinetičkoj energiji čestice te o atomskom broju sredstva Z. Vrijednosti zaustavnih snaga iona, kao i njihovih dosega, mogu se pronaći u tablicama (Ziegler et al., 2010; Berger et al., 2017). Valja napomenuti da zaustavna snaga predstavlja srednju vrijednost gubitka energije čestica određene vrste i energije.

Zaustavna snaga podijeljena s masenom gustoćom sredstva naziva se masena zaustavna snaga, $\frac{S}{\rho}$, i sastoji se od tri komponente (Seltzer & Seltzer, 2011):

$$\frac{S}{\rho} = \frac{S_{\text{el}}}{\rho} + \frac{S_{\text{nuk}}}{\rho} + \frac{S_{\text{rad}}}{\rho} = -\frac{1}{\rho}\left(\frac{\mathrm{d}E_k}{\mathrm{d}x}\right)_{\text{el}} - \frac{1}{\rho}\left(\frac{\mathrm{d}E_k}{\mathrm{d}x}\right)_{\text{nuk}} - \frac{1}{\rho}\left(\frac{\mathrm{d}E_k}{\mathrm{d}x}\right)_{\text{rad}} \tag{1.2}$$

gdje su $\frac{S_{\text{el}}}{\rho}$, $\frac{S_{\text{nuk}}}{\rho}$ i $\frac{S_{\text{rad}}}{\rho}$ redom elektronska, nuklearna i radijativna komponenta masene zaustavne snage.

Elektronska (ili sudarna[2]) masena zaustavna snaga, $\frac{S_{\text{el}}}{\rho}$, uključuje gubitke zbog neelastičnih međudjelovanja s vezanim elektronima atoma sredstva, čije su posljedice polarizacija atoma, pobuđenje atoma na višu energijsku razinu ili čak ionizacija atoma. Elektronska komponenta odgovorna je za prijenos energije, budući da se energija u sredstvo pohranjuje međudjelovanjem nabijenih čestica s elektronima atoma sredstva. Faktor $\frac{1}{\rho}$ gotovo u potpunosti poništava ovisnost masene zaustavne snage o gustoći sredstva kroz koje nabijena čestica prolazi.

Radijativna masena zaustavna snaga, $\frac{S_{\text{rad}}}{\rho}$, obuhvaća doprinose zbog emisije fotona zakočnog zračenja (njem. *Bremsstrahlung*) prilikom međudjelovanja upadne nabijene čestice s električnim poljem atomske jezgre. Radijativna masena zaustavna snaga je obrnuto proporcionalna kvadratu mase nabijene čestice i u pravilu zanemariva za protone i teže nabijene čestice.

Nuklearna masena zaustavna snaga, $\frac{S_{\text{nuk}}}{\rho}$, nastaje zbog elastičnih[3] kulonskih međudjelovanja s atomskim jezgrama.

1.1.2 Ovisnost gubitka energije o naboju i brzini čestice

predstavlja dominantni način gubitka energije protona i težih iona u razmatranom energijskom području te dominantno doprinosi pohrani energije u sredstvu. Slika 1.1 prikazuje ovisnost elektronske zaustavne snage u vodi o energiji iona H-1, He-4, C-12 i O-16.

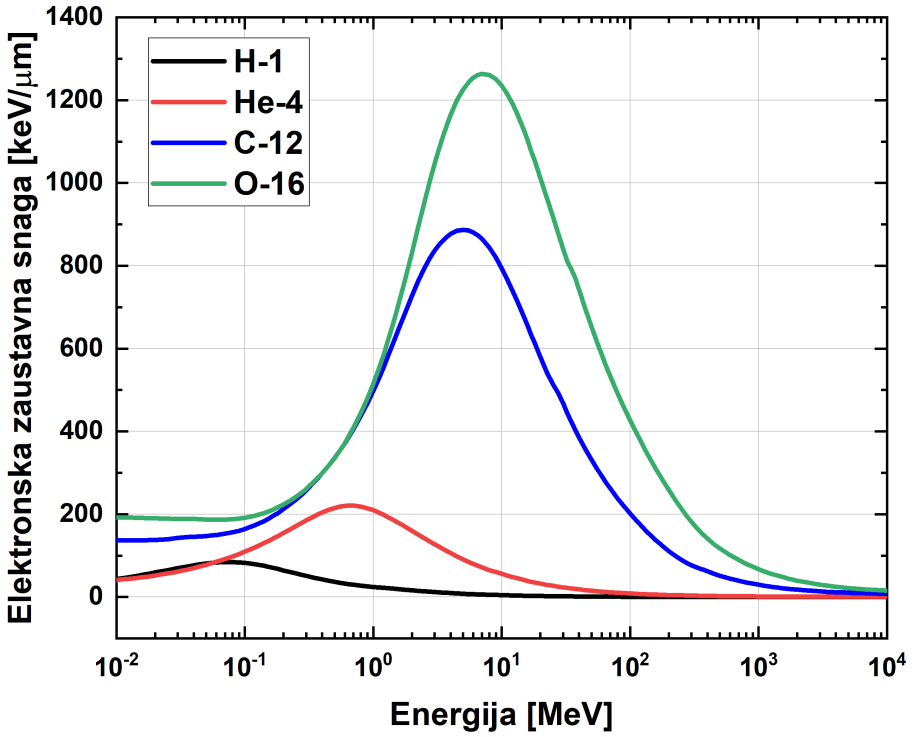
Za protone i teže nabijene čestice brzine $v = \beta c$ u sredstvu masenog broja A i atomskog broja Z, elektronska zaustavna snaga dana je Bethe-Blochovom formulom (Newhauser & Zhang, 2015)

$$\frac{S}{\rho} = 4\pi N_A r_e^2 m_e c^2 \frac{Z}{A}\frac{z^2}{\beta^2}\left[\ln\left(\frac{2m_e c^2\gamma^2\beta^2}{I}\right) - \beta^2 - \frac{\delta}{2} - \frac{C}{Z}\right]. \tag{1.3}$$

[2]ICRU Report 85 (Seltzer & Seltzer, 2011) daje prednost izrazu elektronska zaustavna snaga jer se bilo koje međudjelovanje može zvati sudarom i zbog toga što "elektronski" jasnije opisuje s čime nabijena čestica međudjeluje.

[3]Prilikom elastičnih međudjelovanja (sudara) nema gubitka ukupne kinetičke energije zbog međudjelovanja. Neelastična međudjelovanja i nuklearne reakcije obično ne opisuje zaustavna snaga (Seltzer & Seltzer, 2011)

gdje je N_A Avogadrova konstanta, r_e klasični polumjer elektrona, m_e masa elektrona, $\beta = v/c$, $\gamma = (1-\beta^2)^{-1/2}$, I je prosječni ionizacijski potencijal sredstva apsorbera, δ su korekcije gustoće zbog zasjenjenja dalekih elektrona od bližih elektrona i C je član za korekciju ljuske značajan samo za niske energije usporedive s onima atomskih elektrona.



Slika 1.1: Elektronska zaustavna snaga u vodi u ovisnosti o energiji za ione H-1, He-4, C-12 i O-16.

Izraz 1.3 pokazuje da elektronska komponenta, a time i ukupna masena zaustavna snaga težih nabijenih čestica, raste s kvadratom njezina naboja z^2, ali ne ovisi o masi čestice m. Odnosno, dvije čestice istog naboja i brzine, ali različite mase, imale bi slične vrijednosti masene zaustavne snage. Pri visokim energijama, odnosno visokim brzinama, gubitak energije je nizak zbog faktora β^2 u nazivniku ispred zagrade u izrazu 1.3.

Sredstva kroz koja nabijena čestica prolazi također snažno utječu na elektronsku zaustavnu snagu: ona raste s gustoćom sredstva (jer gušće sredstvo sadrži više elektrona na istom putu) te ovisi o efektivnom omjeru Z/A (atomski broj po atomskoj masi) i srednjem ionizacijskom potencijalu

I. Za većinu elemenata od interesa u tkivu omjer Z/A je u rasponu 0.42–0.50, pa su razlike u zaustavnoj snazi među tkivima uglavnom posljedica razlika u gustoći i vrijednosti ionizacijskog potencijala .

1.2 Posebnosti nabijenih čestica u odnosu na fotonsko zračenje

Protoni i teži ioni razlikuju se od fotonskog zračenja po načinu prijenosa energije sredstvu i prostornoj raspodjeli pohranjene energije. Te razlike određuju njihovu dubinsku raspodjelu doze, ali i mikroskopsku strukturu ionizacijskih događaja, koja je osobito važna za razumijevanje biološkog učinka zračenja i odziva dozimetara.

Jedna od osnovnih razlika vidljiva je u raspodjeli apsorbirane doze s dubinom. Apsorbirana doza, D, definirana je kao srednja energija $d\bar{E}$ pohranjena u promatranom volumenu sredstva po jedinici mase dm (Podgorsak, 2005):

$$D = \frac{d\bar{E}}{dm} \qquad [\mathrm{Gy} = \mathrm{J/kg}]. \tag{1.4}$$

Kerma (engl. *Kinetic Energy Released per unit Mass*), K, definirana je za neizravno ionizirajuće zračenje kao srednja kinetička energija prenesena s neizravno ionizirajućeg zračenja na sekundarne nabijene čestice po jedinici mase sredstva (Podgorsak, 2005). U slučaju ravnoteže nabijenih čestica (engl. *Charged Particle Equilibrium*, CPE), kada se mogu zanemariti gubici energije zračenjem, apsorbirana doza i kerma su jednake:

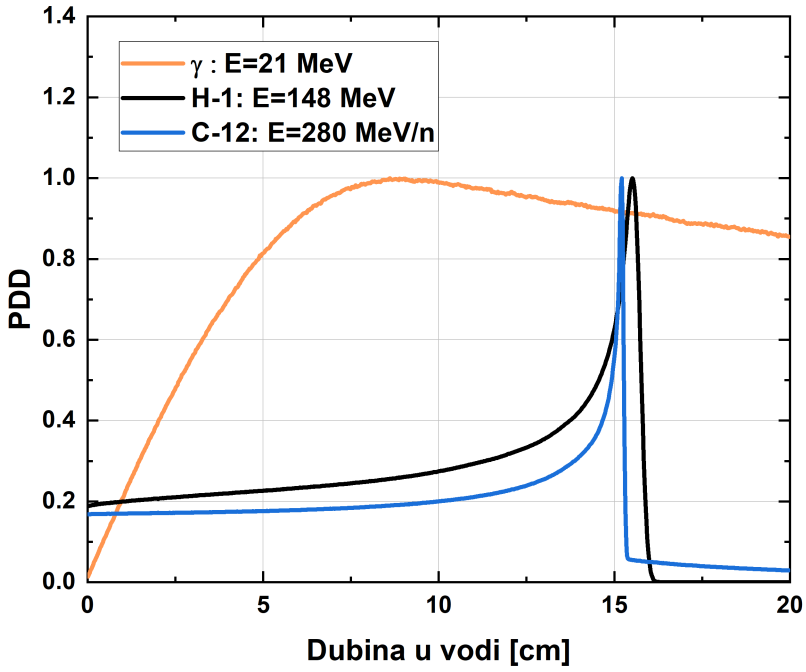
$$D = K. \tag{1.5}$$

Jedna od praktičnih posljedica ovisnosti zaustavne snage o brzini čestice je nagli porast specifičnog gubitka energije pri usporavanju teških nabijenih čestica. Kako se brzina čestice pred kraj njezina puta smanjuje, čestica predaje sve više energije po jedinici puta. Posljedica takvog ponašanja je karakteristična dubinska raspodjela apsorbirane doze s izraženim maksimumom pred kraj dosega čestice.

Slika 1.2 prikazuje usporedbu krivulja postotne dubinske doze (engl. *Percentage Depth-Dose*, PDD) u vodi za fotone energije 21 MeV, protone energije 148 MeV i ione ugljika energije 280 MeV/n[4]. Zbog stohastičke prirode međudjelovanja fotona sa sredstvom, fotonski snop nema jasno definiran konačan doseg, odnosno dubinu zaustavljanja. Intenzitet snopa smanjuje se približno eksponen-

[4]MeV/n je energija po nukleonu.

cijalno prolaskom kroz sredstvo, dok apsorbirana doza nakon početnog povećanja pri ulasku u sredstvo postupno opada s dubinom. S druge strane, teške nabijene čestice (protoni i teži ioni) pri ulasku u sredstvo obično gube maleni dio energije. Tek neposredno prije zaustavljanja gustoća ionizacije lokalno naglo naraste, stvarajući maksimum doze (Braggov[5] vrh u Braggovoj krivulji). Iza Braggovog vrha slijedi nagli pad doze.



Slika 1.2: Krivulje postotne dubinske doze (PDD) u vodi za snopove fotona, protona i iona ugljika.

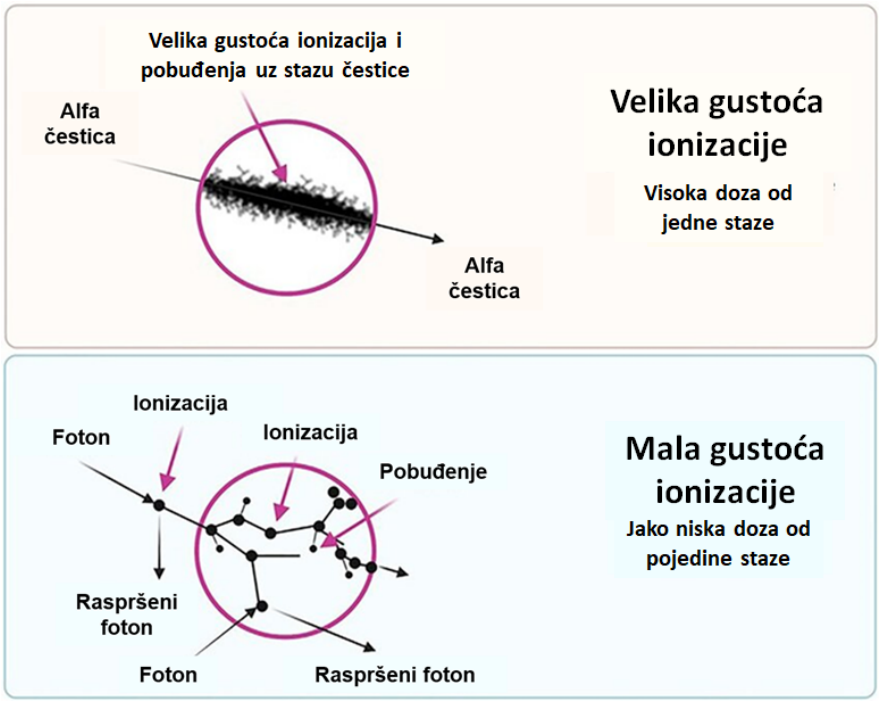
Zbog opisane raspodjele doze po dubini i mogućnosti namještanja dosega biranjem prikladne početne energije iona, protoni i teži ioni imaju važnu ulogu u modernoj radioterapiji. Modulacijom energije snopa moguće je proširiti Braggov vrh (*engl. Spread-Out Bragg Peak*, SOBP) te osigurati homogenu pokrivenost ciljnog volumena dok strmi gradijent doze omogućava smanjenje ozračenja okolnog zdravog tkiva i organa od rizika (engl. *Organ at Risk*, OAR). Braggova krivulja svojstvena je jedino teškim nabijenim česticama. Krivulja PDD-a lakih nabijenih čestica (poput elektrona) sličnija je fotonskoj krivulji. Ipak, razlikuje se po većoj ulaznoj dozi i bržem postizanju maksimuma

[5]Prema Williamu Henryju Braggu (Bragg & Kleeman, 1905), koji je proučavao usporavanje α čestica u zraku.

nakon čega slijedi strmi pad doze. Smanjenje doze nakon maksimuma doze za elektrone je puno naglije nego za fotone, ali ipak manje strmo nego za protone.

Odziv mnogih detektora i biološkog tkiva ne ovisi samo o ukupno apsorbiranoj dozi nego i o prostornoj raspodjeli pohrane energije duž staze čestice. Stoga je za opis polja zračenja nabijenih čestica, uz veličine koje opisuju srednji gubitak energije, potrebno uvesti i veličine koje opisuju lokalnu gustoću ionizacije.

Zbog velikog broja uzastopnih međudjelovanja nabijene čestice energiju predaju gotovo kontinuirano duž svoje putanje. Posljedica toga je stvaranje staze (engl. *track*) zračenja čestice, odnosno područja oko putanje nabijene čestice u kojem je gustoća ionizacije višestruko veća nego u okolnom području. Takva lokalizirana pohrana energije predstavlja važnu razliku između zračenja nabijenih čestica i fotonskog zračenja. Ista apsorbirana doza stoga može biti pohranjena na vrlo različite načine. Dok fotoni energiju raspodjeljuju relativno homogeno na mikroskopskoj skali, teške nabijene čestice stvaraju prostorno koncentrirane skupine ionizacija duž svoje putanje.



Slika 1.3: Razlike u gustoći ionizacije. Staza je mikroskopska raspodjela ionizacija i pobuđenja koje nabijena čestica stvara iza sebe dok prolazi kroz sredstvo. Izvorna slika preuzeta iz rada Pouget (Pouget, 2022).

Zaustavna snaga opisuje srednji gubitak energije čestice po jedinici prijeđenog puta i time pruža

makroskopski opis njezina usporavanja u sredstvu. Međutim, energija koju čestica izgubi ne mora biti lokalno predana u neposrednoj blizini njezine putanje jer sekundarni elektroni mogu dio energije prenijeti na veće udaljenosti. Posljedično, dvije čestice koje imaju jednaku zaustavnu snagu ne moraju uzrokovati jednaku lokalnu gustoću ionizacije. Za opis lokalnog prijenosa energije potrebno je stoga uvesti linearni prijenos energije.

1.3 Linearni prijenos energije (LET)

Veličina koja opisuje lokalno predanu energiju po jedinici duljine putanje naziva se linearni prijenos energije (*engl. Linear Energy Transfer*, LET). Linearni prijenos energije, L_Δ, za nabijene čestice određene vrste i energije, definira se kao (Seltzer & Seltzer, 2011)

$$\mathrm{L}_\Delta = \frac{dE_\Delta}{dl}$$

odnosno kao prosječna energija, dE_Δ, lokalno predana sredstvu pri prolasku nabijene čestice određene energije kroz element duljine njezinog puta, dl, podijeljen tom duljinom. Δ označava maksimalnu kinetičku energiju sekundarnih elektrona oslobođenih prilikom međudjelovanja početne nabijene čestice sa sredstvom i koji se uzimaju u obzir u izračunu dE_Δ. Motivacija za uvođenje Δ je ograničiti LET na lokalnu pohranu energije.

Za razliku od zaustavne snage, koja opisuje ukupni gubitak energije čestice, LET opisuje energiju lokalno predanu sredstvu duž putanje čestice, pri čemu opseg lokalnog prijenosa ovisi o odabranoj vrijednosti Δ. Zbog toga na njegovu vrijednost utječe i transport sekundarnih elektrona te odabrana prostorna skala promatranja. U slučaju da pri izračunu LET-a uključujemo elektrone svih energija, $\Delta = \infty$, govorimo o neograničenom LET-u, LET_∞, koji je u tom slučaju jednak elektronskoj zaustavnoj snagi S_e. U nastavku ćemo neograničeni LET skraćeno zvati LET.

Prema gustoći prijenosa energije zračenje se u radiobiološkom kontekstu uobičajeno dijeli na zračenje niskog (< 10 keV/μm) i visokog LET-a. X- i γ-zračenje pripadaju zračenju niskog LET-a, dok α-čestice i teži ioni mogu imati znatno veće vrijednosti LET-a. Približne vrijednosti za različite vrste zračenja prikazane su u tablici 1.1.

Tablica 1.1: Približne vrijednosti LET-a za različite vrste zračenja (Hall & Giaccia, 2012).

Vrsta zračenja	**LET [keV/µm]**
Co-60 γ-zračenje	0.2
250 kV X-zračenje	2.0
10 MeV protoni	4.7
150 MeV protoni	0.5
14 MeV neutroni	12 (usrednjeno po stazi) 100 (usrednjeno po energiji)
2.5 MeV α-čestice	166
2 GeV ioni Fe	1000

Prema izvještaju ICRU 85 (Seltzer & Seltzer, 2011), LET je definiran za točku u prostoru i za nabijenu česticu određene vrste i energije. Ipak, u praksi nailazimo na snopove i polja zračenja s mnoštvom različitih vrsta čestica različitih energija. Zbog statističkih fluktuacija u gubitku energije, čak i ako na ulazu u sredstvo imamo monoenergijski snop, na većim dubinama sredstva se dobije raspodjela energija. Također, zbog nuklearnih reakcija sa sredstvom, nastaju sekundarne čestice različite od početnog snopa. Za potpunu karakterizaciju snopa na nekom položaju potreban je stoga cijeli spektar energija čestica, a uobičajeno se izvještava samo jedna vrijednost - usrednjeni LET.

U literaturi se najčešće pojavljuju dvije vrste usrednjavanja spektra LET-a: LET usrednjen po dozi (*engl. dose-averaged* LET, $\mathrm{LET_d}$) i LET usrednjen po stazi, odnosno toku čestica (*engl. track/fluence-averaged* LET, $\mathrm{LET_t}$) (Kalholm et al., 2021).

LET usrednjen po stazi čestice definira se kao

$$\mathrm{LET_t} = \frac{\sum_i \mathrm{LET_i} \cdot \phi_i}{\sum_i \phi_i} \tag{1.6}$$

gdje je ϕ_i čestični tok čestice i s određenom energijom i pripadnom vrijednošću LET-a, $\mathrm{LET_i}$, u danom sredstvu.

LET usrednjen po dozi definira se kao

$$\mathrm{LET_d} = \frac{\sum_i d_i \cdot \phi_i}{\sum_i d_i} = \frac{\sum_i \mathrm{LET^2}_i \cdot \phi_i}{\sum_i \mathrm{LET_i} \cdot \phi_i} \tag{1.7}$$

gdje je d_i mikroskopska doza za koju je u infinitezimalnom volumenu odgovorna čestica *i*.

1.3.1 Procjena LET-a

Izravno mjerenje LET-a u biološkim tkivima vrlo je teško jer zahtijeva detektore s mikrometarskom prostornom rezolucijom. Stoga se u praksi za procjenu LET-a najčešće koriste simulacije Monte Carlo (MC).

MC simulacije predstavljaju numeričku metodu koja se temelji na nasumičnom uzorkovanju slučajnih događaja prema poznatim raspodjelama vjerojatnosti. U simulacijama transporta čestica koriste se za modeliranje međudjelovanja čestica zračenja sa sredstvom praćenjem velikog broja pojedinačnih čestica i njihovih međudjelovanja. Iako je odabir međudjelovanja do kojih će doći nasumičan, vjerojatnija međudjelovanja su češća. Prosjek dovoljno velikog broja simulacija teži stvarnom ponašanju čestica i omogućava procjenu veličina poput spektra LET-a unutar složenih geometrija i različitih energija čestica (Paganetti, 2012; Newhauser & Zhang, 2015).

Odabir usrednjenja za izračun LET-a, izbor kao i postavke MC programskog paketa mogu značajno utjecati na rezultate simulacija, (Saheli et al., 2026; Romero-Expósito et al., 2026).

LET je također moguće procijeniti mjerenjima pomoću različitih detektorskih sustava (Christensen et al., 2024). Na primjer, kod luminiscentnih dozimetara signal je povezan s dozom apsorbiranom u dozimetru, ali istovremeno ovisi i o lokalnoj gustoći ionizacije. Emisijski spektri nekih luminiscentnih dozimetara sadrže više emisijskih vrpci čiji intenziteti različito ovise o lokalnoj gustoći ionizacije. U tom slučaju moguće je kalibrirati odnos između omjera intenziteta pojedinih emisijskih vrpci i LET-a te iz izmjerenog spektra procijeniti LET zračenja. Drugi pristup temelji se na usporedbi odziva dvaju dozimetara različite LET ovisnosti, pri čemu omjer njihovih signala može poslužiti za procjenu srednje vrijednosti LET-a polja zračenja. Međutim, lokalna gustoća ionizacije ovisi ne samo o vrijednosti LET-a zračenja, nego i o vrsti iona, njegovoj energiji i sredstvu. Stoga kalibracijske krivulje ne mogu uvijek biti jednoznačno određene samo vrijednošću LET-a.

1.3.2 Ograničenja LET-a kao veličine za opis kvalitete zračenja

Iako je LET široko korištena veličina za opis gustoće pohrane energije, on predstavlja srednju vrijednost duž putanje čestice *i* ne sadrži informaciju o prostornoj raspodjeli ionizacijskih događaja. Posljedica toga je da različite vrste čestica mogu imati jednaku vrijednost LET-a, a ipak uzrokovati različitu mikroskopsku raspodjelu pohrane energije. Budući da odziv mnogih sredstava i detektora ovisi upravo o lokalnoj koncentraciji pobuđenja i ionizacija, LET sam po sebi ne mora biti dovoljan

za jednoznačan opis njihovog ponašanja.

Za razumijevanje takvih pojava potrebno je razmotriti prostornu strukturu pohrane energije oko putanje čestice, odnosno tzv. strukturu staze, koja opisuje raspodjelu ionizacijskih događaja na mikroskopskoj skali (Missiaggia, 2024).

Opis strukture staze pokazuje da je pohrana energije u sredstvu snažno nehomogena na mikroskopskoj skali. U vrlo malim volumenima uz putanju teških iona nastaju područja visoke gustoće ionizacije, dok su istodobno susjedni dijelovi sredstva izloženi znatno manjoj ionizaciji. Takve fluktuacije pohrane energije posebno su važne kada su dimenzije promatranog sustava usporedive s dimenzijama same staze čestice.

Budući da LET predstavlja srednju veličinu, a stvarna raspodjela energije ima složenu prostornu strukturu, dvije različite vrste iona mogu imati istu vrijednost LET-a, ali različitu raspodjelu ionizacijskih događaja i lokalnu gustoću pobuđenja. Zbog toga se za razumijevanje djelovanja zračenja u mnogim sustavima, osobito na mikroskopskoj razini, uz LET mora razmatrati i struktura staze.

Važan primjer takvih sustava predstavljaju biološka tkiva, kod kojih mikroskopska raspodjela energije izravno utječe na vrstu i težinu nastalih oštećenja te posljedični biološki učinak.

1.4 LET i biološki učinak u terapiji ionskim snopovima

Strukture poput DNA i staničnih jezgri imaju dimenzije reda veličine nanometara do mikrometara, pa raspodjela pojedinačnih ionizacijskih događaja postaje bitna za vrstu i težinu nastalih oštećenja (Baiocco et al., 2022). Zbog toga biološki učinak zračenja ne ovisi samo o apsorbiranoj dozi, nego i o načinu na koji je energija pohranjena u sredstvo. Veličina koja omogućava mjerenje i usporedbu bioloških učinaka različitih kvaliteta (vrsta) zračenja naziva se relativna biološka učinkovitost (*engl. Relative Biological Effectiveness*, RBE).

RBE se definira kao omjer apsorbirane doze referentnog zračenja, D_{ref}, i apsorbirane doze zračenja od interesa, D_{i}, koje imaju isti biološki učinak[6] (Baatout, 2023)

$$\mathrm{RBE} = \left.\frac{D_{\mathrm{ref}}}{D_{\mathrm{i}}}\right|_{isti\ \ učinak} \tag{1.8}$$

Referentno zračenje je obično fotonsko zračenje[7] niskog LET-a. Zračenje niskog LET-a uzrokuje

[6] Na primjer, doza koja uzrokuje smrt 90% ozračenih stanica.

[7] Prije je to najčešće bilo X-zračenje energije 250 keV. No, u današnje vrijeme se najčešće koristi γ-zračenje srednje

prostorno rjeđe ionizacijske događaje i pretežno jednostavnija oštećenja DNA, dok se s porastom LET-a povećava lokalna gustoća ionizacije i vjerojatnost nastanka kompleksnih oštećenja

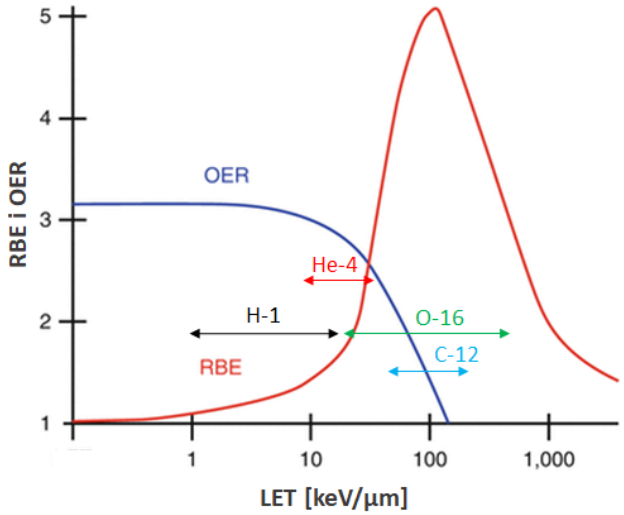
Rast LET-a općenito povećava RBE, no iznad određenog praga (oko 100–200 keV/µm), dodatna energija pohranjuje se u vrlo malom volumenu, ali ne dovodi do većeg biološkog učinka jer je već došlo do stanične smrti (Rong & Welsh, 2010; Paganetti, 2014). Zbog takve veze između LET-a i biološkog učinka, razumijevanje raspodjele LET-a posebno je važno u terapiji ionskim snopovima. U protonskoj terapiji LET je relativno nizak u ulaznom području (tipično 1–2 keV/µm), ali značajno raste pri kraju dosega, gdje doseže (10–20) keV/µm (Newhauser & Zhang, 2015). Kod ugljikovih iona LET je znatno veći, krećući se od približno 50 keV/µm u ulaznom području do oko 200 keV/µm u području Braggova vrha (Schardt et al., 2010). Visoki LET ugljikovih iona povezan je s većim vrijednostima RBE, što je posebno važno kod primjene za radio-rezistentne tumore[8] (Rossi, 2022). Općenito vrijedi da teži ioni u odnosu na lakše imaju veći LET i, posljedično, veći RBE. Međutim, primjena iona težih od ugljika i kisika ograničena je ne samo vrlo visokim LET-om, nego i izraženijom nuklearnom fragmentacijom pri prolasku kroz sredstvo. Fragmentacija dovodi do stvaranja sekundarnih čestica koje mogu povećati dozu iza Braggova vrha i smanjuje željenu lokalizaciju raspodjele doze. Istovremeno, razlike u LET-u između različitih vrsta iona (He, B, O) aktivno se istražuju kako bi se pronašao optimalan kompromis između fizikalnih i bioloških svojstava (Dosanjh et al., 2025).

Iako je poznato da RBE nije konstantan (ovisi o LET-u, ali i vrsti tkiva), u modernoj radioterapiji se najčešće uzima konstantna vrijednost i varijacije se uzimaju u obzir samo kada se koriste ioni teži od protona. U protonskoj radioterapiji većina kliničkih centara kod planiranja zračenja za raspodjelu fizičke doze protona uzima konstantnu vrijednost RBE = 1.1. U radioterapiji sa snopovima težih iona, primjena RBE je znatno složenija, jer je LET za teže ione kao i njegove promjene duž putanje puno veći nego za protone, pogotovo u području Braggovog vrha.. Stoga računalni sustavi za planiranje zračenja koriste biološke modele kojima se izračunava prostorna raspodjela RBE u ciljnom volumenu i koja se zatim koristi za dobivanje optimalnog plana zračenja.

Prisustvo kisika u stanicama također povećava učinkovitost zračenja. U radiobiologiji se stoga definira veličina OER (engl. *Oxygen Enhancement Ratio*). OER se računa kao omjer apsorbirane doze bez prisustva kisika i apsorbirane doze s istim biološkim učinkom, ali u prisustvu kisika. OER također ovisi o LET-u. Dok su za fotonska zračenja (niski LET) OER vrijednosti oko 3, za teško nabijene čestice (visoki LET) vrijednosti su bliže 1, što ih čini učinkovitima i u hipoksičnim

energije 1.25 MeV dobiveno iz izvora Co-60.

[8]Radio-rezistentnima nazivamo tumore otporne na konvencionalno korišteno zračenje niskog LET-a poput fotona.



Slika 1.4: RBE i OER kao funkcije LET-a. Označeni su rasponi vrijednosti LET-a standardno prisutni u kliničkim snopovima iona H-1, He-4, C-12 i O-16. Izvorna slika preuzeta je iz rada Changa i suradnika (Chang et al., 2014).

tumorima (Schardt et al., 2010). Ovisnost RBE-a i OER-a o LET-u prikazana je na slici 1.4.

Ovisnost RBE-a i OER-a o LET-u pokazuje da prostorna gustoća pohrane energije predstavlja važan čimbenik pri opisu učinka ionskog zračenja u biološkom tkivu. Zbog toga je poznavanje LET-a, uz apsorbiranu dozu, važno za razumijevanje i planiranje terapije ionskim snopovima.

1.5 Luminiscentni dozimetri

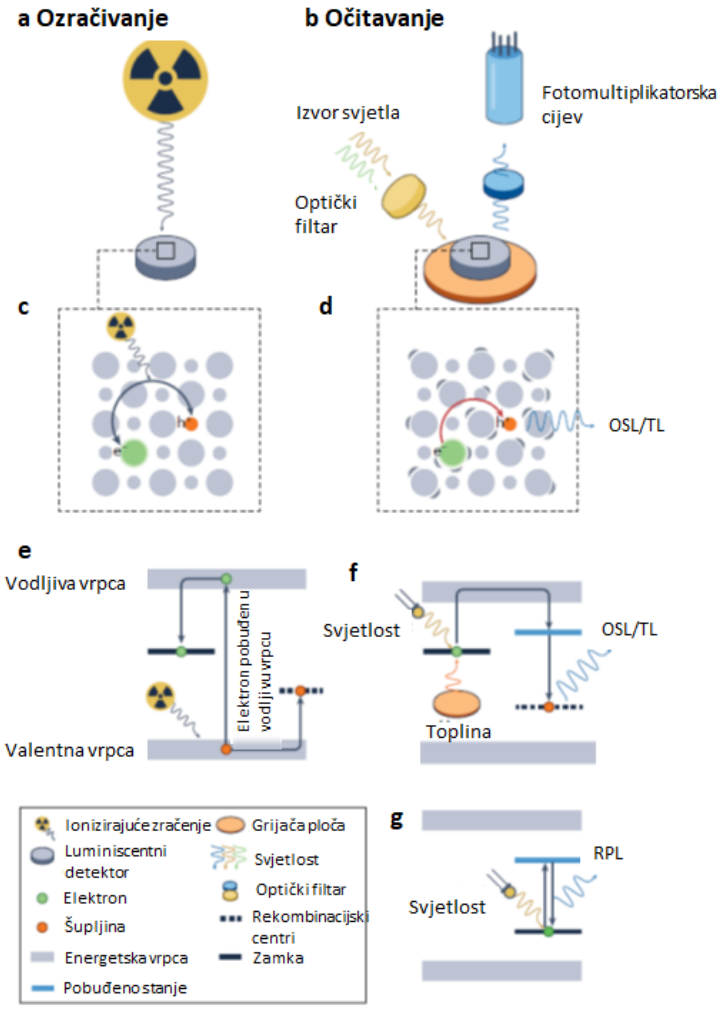
U izolatorima čvrstog stanja ionizirajuće zračenje uzrokuje stvaranje parova elektrona i šupljina koji mogu biti zarobljeni u nepravilnostima kristalne ili amorfne strukture sredstva (metastabilna elektronska stanja, zvana luminiscentni centri). Broj nastalih luminiscentnih centara ovisi o apsorbiranoj dozi ionizirajućeg zračenja. Odgovarajućom stimulacijom dolazi do pobude luminiscentnih centara ili oslobađanja zarobljenih elektrona nakon čega se emitira svjetlost (luminiscencija) čiji je intenzitet proporcionalan apsorbiranoj dozi (Yukihara et al., 2022).

Prema načinu stimulacije i mehanizmu nastanka luminescentnog signala razlikuju se termoluminiscentni (TL), optički stimulirani luminiscentni (OSL) i radiofotoluminiscentni (RPL) dozimetri. Osnovni principi stimulacije i nastanka luminiscentnog signala kod TL, OSL i RPL dozimetara prikazani su na slici 1.5. Kod TL dozimetara luminescencija se pobuđuje zagrijavanjem dozime-

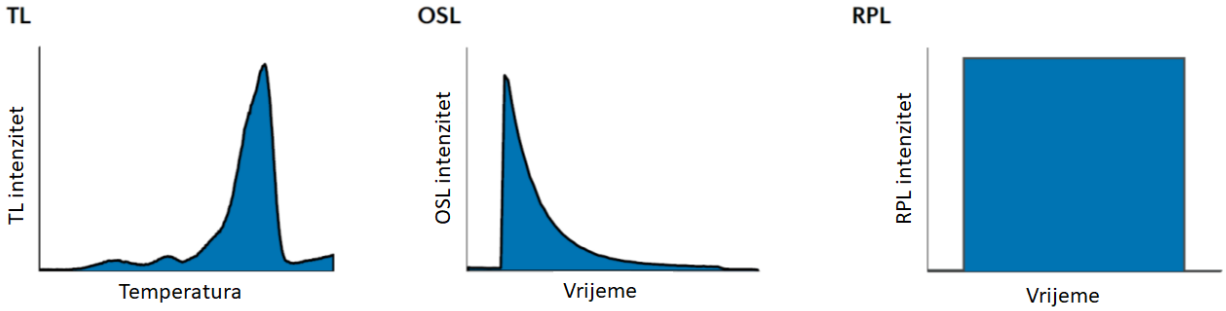
tra, dok se kod OSL dozimetara koristi optička stimulacija svjetlošću odgovarajuće valne duljine. Kod RPL dozimetara signal se također pobuđuje optički, ali se, za razliku od OSL-a, ne oslobađaju prethodno zarobljeni naboji, nego se pobuđuju stabilni luminiscentni centri nastali ozračivanjem (Yukihara et al., 2022).

Kod TL i OSL dozimetara ionizirajuće zračenje dovodi do zarobljavanja naboja u metastabilnim zamkama. Tijekom očitanja zarobljeni se naboji oslobađaju iz zamki te rekombiniraju na rekombinacijskim centrima uz emisiju svjetlosti. Pri standardnom TL očitanju zagrijavanje dovodi do pražnjenja relevantnih zamki, zbog čega se pohranjena informacija o dozi nakon očitanja gubi. Kod OSL dozimetara optička stimulacija može se kontrolirati tako da se tijekom pojedinog očitanja oslobodi samo dio zarobljenih naboja, pa su moguća ponovljena očitanja uz postupno smanjenje signala. Nasuprot tome, kod RPL dozimetara očitanjem se ne uklanjaju stabilni luminiscentni centri nastali ozračivanjem, zbog čega informacija o dozi ostaje očuvana i dozimetar se može višestruko očitavati bez značajnog gubitka signala (Yukihara et al., 2022).

Navedene tehnike razlikuju se i prema obliku signala (slika 1.6): TL signal tipično se prikazuje kao funkcija emitiranog svjetla u ovisnosti o temperaturi(ili vremenu) i naziva se krivulja isijavanja (*engl. glow curve*), OSL signal poprima oblik eksponencijalnog pada tijekom vremena stimulacije, dok je kod RPL dozimetara tijekom neprekidne pobude signal približno konstantan.



Slika 1.5: Shema principa rada termoluminiscentnih (TL), optički-stimuliranih luminiscentnih (OSL) i radiofotoluminiscentnih (RPL) dozimetara. Prikaz ozračivanja i očitavanja na makroskopskoj razini dan je na slikama a i b, dok je mikroskopski prikaz istih procesa na razini defekata u izolatoru dan na slikama c i d. Elektronski prijelazi prikazani su u dijagramu energijskih vrpci na slikama e i f. U fazi očitanja (slika b), detektor se može osvijetliti ili zagrijati. Posljedična luminiscencija se detektira fotomultiplikacijskom cijevi. Dijagrami elektronskih vrpci prikazuju TL i OSL očitanje koje uzrokuje rekombinaciju (slika f). S druge strane, pri RPL očitanju dolazi do intracentarskih optičkih prijelaza (slika g). Valovite strelice predstavljaju fotone, dok ravne linije predstavljaju elektronske prijelaze. Izvornu sliku su izradili Yukihara i suradnici (Yukihara et al., 2022)



Slika 1.6: Signali TL, OSL i RPL dozimetara. Izvornu sliku su izradili Yukihara i suradnici (Yukihara et al., 2022)

Za primjenu luminiscentnih materijala u dozimetriji važna su njihova dozimetrijska svojstva. Poželjan je što linearniji odziv u području doza od interesa, mala ovisnost odziva o energiji zračenja, dobra reproducibilnost i stabilnost pohranjenog signala te dovoljna osjetljivost. U medicinskoj dozimetriji prednost imaju i materijali čiji je efektivni atomski broj blizak efektivnom atomskom broju tkiva, jer takvi materijali općenito pokazuju manju energijsku ovisnost odziva u fotonskim poljima. Važnost pojedinih svojstava ovisi o namjeni dozimetra i vrsti zračenja.

Među najčešće korištenim TL materijalima su litijev fluorid dopiran magnezijem i titanijem (LiF:Mg,Ti) te magnezijem, bakrom i fosforom (LiF:Mg,Cu,P). U uporabi su i materijali na bazi CaF_2, $CaSO_4$ i litijeva tetraborata. Među OSL materijalima najzastupljeniji su Al_2O_3:C i BeO (Yukihara et al., 2022).

U komercijalno dostupnim RPL dozimetrijskim sustavima najvažniji materijal je fosfatno staklo dopirano srebrom (Chiyoda Technol Corporation, 2026). RPL svojstva opažena su i u drugim materijalima, uključujući Al_2O_3:C,Mg i LiF:Mg,Ti (Saint-Hubert et al., 2021; Piccinini et al., 2024), no oni imaju znatno manju primjenu u rutinskoj dozimetriji. Primjeri najčešće korištenih TL, OSL i RPL materijala prikazani su u tablici 1.2.

Tablica 1.2: Primjeri najčešće korištenih TL, OSL i RPL dozimetrijskih materijala.

Materijal	**Primjesa**	**Vrsta luminiscencije**	**Referenca**
LiF	Mg, Ti	TL	McKeever et al. (1995); Massillon-Jl et al. (2019)
LiF	Mg, Cu, P	TL	McKeever et al. (1995); Bos (2001)
CaF_2	Dy	TL	McKeever et al. (1995)
$CaSO_4$	Tm	TL	McKeever et al. (1995)
$Li_2B_4O_7$	Cu	TL	Kutomi & Tomita (1990)
Al_2O_3	C	TL/OSL	McKeever et al. (1995); Yukihara & McKeever (2006)
BeO	–	TL/OSL	McKeever et al. (1995); Yukihara (2011)
Fosfatno staklo (Na–Al–P–O)	Ag	RPL	McKeever et al. (2019); Yokota & Imagawa (1967); Miyamoto et al. (2010)

1.6 Radiofotoluminiscentni (RPL) dozimetri

Radiofotoluminescentni (*engl. radiophotoluminescent*, RPL) dozimetri temelje se na pojavi da određene vrste materijala, nakon izlaganja ionizirajućem zračenju, emitiraju vidljivu fluorescentnu[9] svjetlost kada se pobude ultraljubičastim (UV) zračenjem (Perry, 1987; Yamamoto et al., 2011). Za razliku od termoluminiscentnih (TL) dozimetara, kod RPL dozimetara luminiscentni centri ne uništavaju se očitanjem, što omogućuje višekratna mjerenja signala bez gubitka informacije o dozi.

Prvu primjenu RPL pojave u dozimetriji opisali su Schulman i suradnici 1951. godine, pri čemu je metoda korištena za određivanje akcidentalnih doza u području približno od 0,1 do 1 Gy (Schulman et al., 1951; Yamamoto et al., 2011). Tijekom 1960-ih Yokota i Imagawa poboljšali su sastav fosfatnog stakla, čime je znatno povećana osjetljivost i prošireno mjerno područje prema manjim dozama (Yamamoto et al., 2011). Širu primjenu tadašnjih RPL sustava ograničavao je pozadinski fotoluminiscentni signal samog stakla i onečišćenja na njegovoj površini. Važan napredak ostvaren je 1980-ih uvođenjem pulsne UV laserske pobude, kojom je omogućeno učinkovitije razdvajanje RPL signala od pozadinske fotoluminiscencije i time poboljšana osjetljivost i pouzdanost očitanja (Yamamoto et al., 2011). Daljnjim razvojem staklenih materijala, sustava za očitanje i pripadne elektronike RPL dozimetrija razvila se u praktičnu metodu za osobnu, okolišnu i medicinsku dozimetriju (Perry, 1987; Yamamoto et al., 2011).

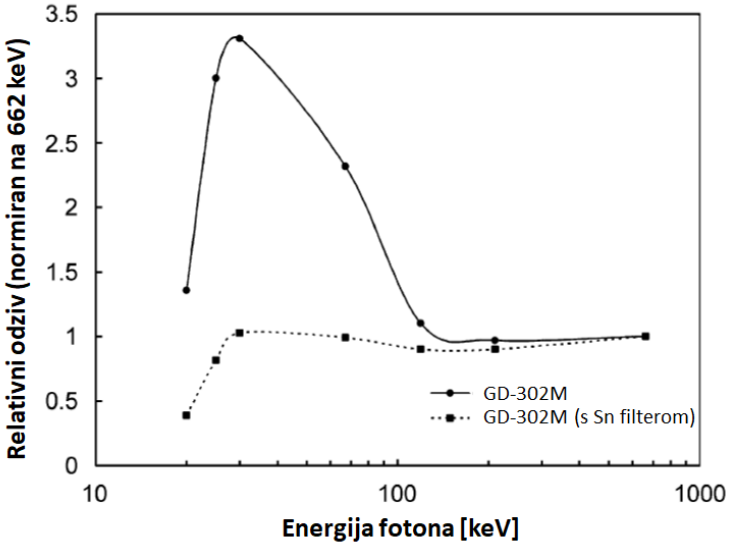
Materijali koji pokazuju radiofotoluminescentna svojstva najčešće se koriste su srebrom dopirano fosfatno staklo (FD-7). RPL staklo FD-7 ima gustoću ρ =2.61 g/cm^3, efektivni atomski broj Z_{eff} =12.039 i sastav dan u tablici 1.3 (Hsu et al., 2007).

[9]Fluorescencija je pojava emitiranja svjetlosti prilikom izlaganja sredstva vidljivom svjetlošću ili drugim elektromagnetskim zračenjem.

Tablica 1.3: Sastav RPL stakla FD-7 po težinskim udjelima elemenata.

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

RPL staklo FD-7 se koristi u sustavima za osobnu dozimetriju kao i za dozimetriju u okolišu i medicini. Izvedbe dozimetara za različite primjene razlikuju se po obliku stakla, plastičnom držaču i filtrima za korekciju niskoenergijske ovisnosti odziva za fotonsko zračenje (Slika 1.7). U okolišnoj i osobnoj dozimetriji koriste se pravokutna stakla koja se stavljaju u pravokutne plastične držače s odgovarajućim filtrima (Ranogajec-Komor et al., 2008; Assenmacher et al., 2017). Za primjene u medicini koriste se stakleni štapići u obliku valjka u odgovarajućim plastičnim držačima s ili bez filtra (serija GD-300). Filtri služe korekciji povećanog odziva RPL dozimetara na niskoenergijsko fotonsko zračenje (ispod približno 100 keV), pri kojem zbog fotoelektričnog učinka dolazi do povećane apsorpcije energije u staklu. Stoga se izvedbe dozimetara s filtrom (npr. GD-352M) koriste u dijagnostičkim ozračivanjima te za mjerenja u područjima izvan polja zračenja u radioterapiji, odnosno gdje prevladavaju fotoni nižih energija (Knežević et al., 2013, 2022). Nasuprot tome, za mjerenja u polju zračenja u radioterapiji koriste se izvedbe dozimetara bez filtra (npr. GD-302M) (Knežević et al., 2024; Majer et al., 2024).



Slika 1.7: Odziv RPL dozimetara s filtrom (GD-352M) i bez filtra (GD-302M) u ovisnosti o energiji fotona. Izvorna slika preuzeta je iz rada Hsu i suradnika (Hsu et al., 2007).

1.6.1 Princip rada

U neozračenom fosfatnom staklu srebro je većinski prisutno u obliku stabilnih iona Ag^+ (Yamamoto et al., 2011). Prolaskom ionizirajućeg zračenja kroz staklo dolazi do stvaranja parova elektrona i šupljina, koji difundiraju kroz staklo i mogu biti zarobljeni na ionima srebra ili drugim defektnim centrima. Na taj način nastaju RPL centri.

Elektroni zarobljeni na ionima Ag^+ stvaraju neutralne RPL centre srebra Ag^0:

$$Ag^+ + e^- \rightarrow Ag^0,$$

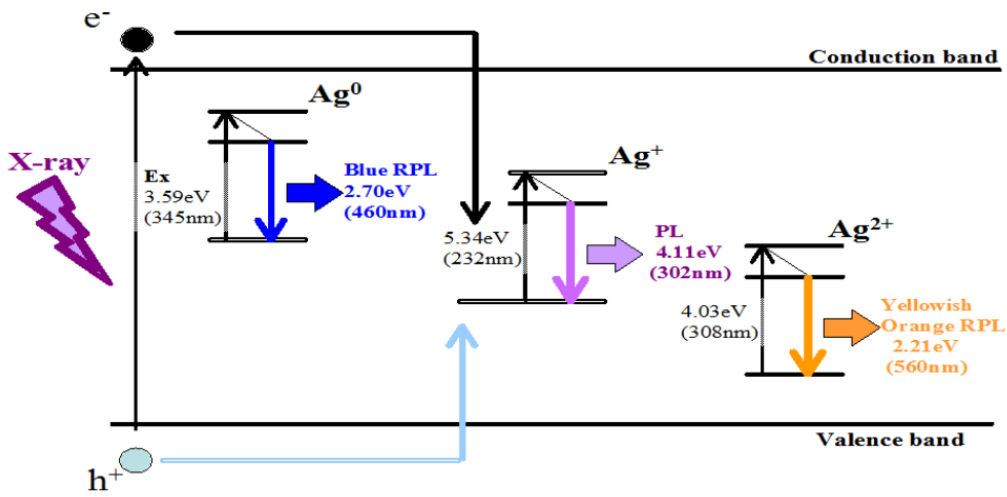
dok šupljine dovode do stvaranja centara Ag^{2+}:

$$Ag^+ + h^+ \rightarrow Ag^{2+}.$$

Nastali RPL centri stabilni su pri sobnoj temperaturi i ne nestaju spontano sve dok se dozimetar ne zagrije na visoku temperaturu (oko 400°C) pri kojoj se nastali RPL centri poništavaju (*engl. annealing*) (Yamamoto et al., 2011). Upravo stabilnost ovih centara omogućuje dugotrajnu pohranu informacije o apsorbiranoj dozi. Pored nabrojenih centara, moguće je i stvaranje klastera. Primjer

takvog RPL centra je dimer Ag_2^+ (par Ag^0 i Ag^+) (McKeever, 2022).

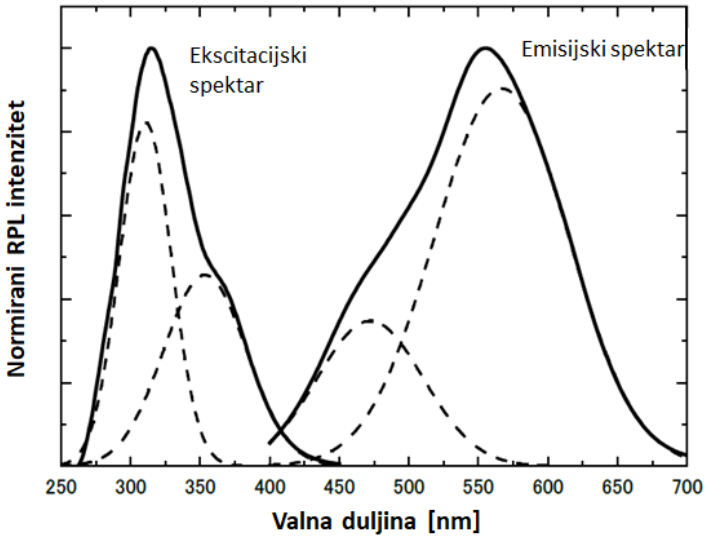
Pojednostavljeni model RPL emisije prikazan je na slici 1.8. Apsorpcijski spektar ozračenog fosfatnog stakla dopiranog srebrom nalazi se u UV području elektromagnetskog spektra i sastoji se od 3 glavna vrha. Dominantni vrh, odgovoran za naknadnu emisiju narančastog svjetla, nalazi se na valnoj duljini oko 308 nm, srednji vrh je na valnoj duljini oko 345 nm (emisija plavog svjetla) te malen vrh na valnoj duljini oko 232 nm. Prva dva vrha javljaju se samo u ozračenom staklu i stoga su korisni za dozimetriju, dok je treći prisutan i u neozračenom staklu.



Slika 1.8: Model emisije RPL-a u fosfatnom staklu dopiranom ionima srebra ozračenom X-zrakama (Yamamoto et al., 2011). PL je fotoluminiscencija.

Pri pobudi UV svjetlom dolazi do elektronskih prijelaza unutar formiranih centara srebra, pri čemu dolazi do radiofotoluminiscencije . Eksperimentalna istraživanja pokazala su da različiti centri srebra doprinose različitim emisijskim vrpcama. Neutralni centri srebra Ag^0 povezani su s emisijom plavog svjetla valne duljine oko 460 nm, dok su centri Ag^{2+} povezani s glavnom narančastom emisijom valne duljine oko 560–630 nm (Miyamoto et al., 2010; Yamamoto et al., 2011). Valja napomenuti da neki autori glavnu (narančastu) komponentu signala pripisuju parovima Ag_2^+, koji nastaju reakcijom između centara Ag^0 i Ag^+. U literaturi se spominju i dodatne emisijske komponente u ružičasto-ljubičastom području spektra (Miyamoto et al., 2010; McKeever, 2022). Fotoluminiscentna komponenta signala prisutna je bez izlaganja ionizirajućem zračenju i pripisuje se pobuđenjima iona srebra Ag^+. Dodatni izvor luminiscencije mogu biti i nečistoće na površini stakla (Yamamoto et al., 2011).

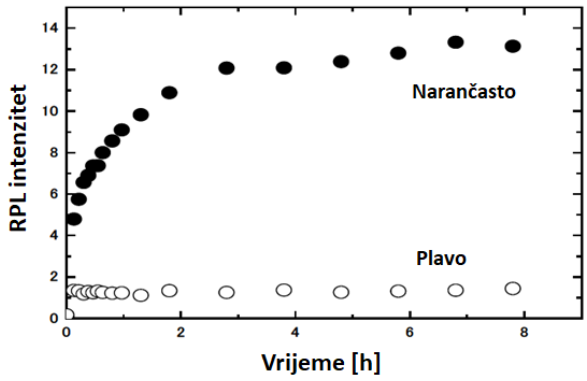
Primjer emisijskog i ekscitacijskog spektra prikazan je na slici 1.9 (Miyamoto et al., 2010). U oba spektra vidljive su dvije glavne komponente koje se povezuju s emisijom narančastog i plavog svjetla.



Slika 1.9: Ekscitacijski i emisijski RPL spektar fosfatnog stakla dopiranog srebrom ozračenog X-zračenjem (Miyamoto et al., 2010). Isprekidane linije predstavljaju komponente pojedinog spektra dobivene programom za prilagodbu na podatke.

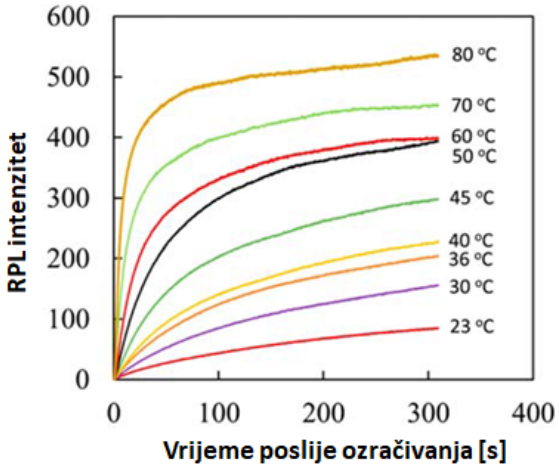
U sustavima za očitanje najčešće se koristi pulsna UV pobuda i vremenski razlučena detekcija[10] (*engl. time-resolved detection*), čime se omogućuje izdvajanje glavnog RPL signala od kratkoživuće fotoluminiscencije i sporih pozadinskih komponenti signala (Yamamoto et al., 2011; McKeever, 2022). Kao glavni signal se uzima narančasta komponenta emisije zbog toga što je stabilnija i zbog toga što veći intenzitet njezinog signala bolje zasjenjuje utjecaj pozadinske fotoluminscencije. Odnos intenziteta emisije narančastog i plavog svjetla u vremenu prikazan je na slici 1.10.

[10]Detekcija samo unutar željenog vremenskog raspona.



Slika 1.10: Intenzitet signala dvaju emisijskih RPL vrhova fosfatnog stakla dopiranog srebrom u ovisnosti o vremenu (Yamamoto et al., 2011).

Posebnost fosfatnog stakla dopiranog srebrom je i pojava postupnog porasta signala nakon završetka ozračivanja, poznata kao izgradnja signala (*engl. build-up*). Naime, elektroni difundiraju kroz staklo brže od šupljina pa se centri Ag^0 formiraju neposredno nakon ozračivanja, dok se centri Ag^{2+}, povezani s narančastom emisijom, stvaraju sporije tijekom vremena (Yamamoto et al., 2011). Zbog toga se dozimetri prije očitavanja predgrijavaju (obično na 70°C, 30 minuta) kako bi se ubrzala migracija šupljina i stabilizirala jačina signala (Yamamoto et al., 2011; McKeever, 2022) (slika 1.11).



Slika 1.11: Izgradnja signala fosfatnog stakla dopiranog srebrom u ovisnosti o vremenu za različite temperature predgrijavanja (Kawamoto et al., 2023)

Opisani mehanizam nastanka RPL signala ovisi o procesima stvaranja i stabilizacije luminiscentnih centara nakon ozračivanja. Stoga na odziv RPL dozimetra može utjecati ne samo ukupna apsorbirana doza nego i prostorna rapsodjela pohranjene energije u materijalu. Pri višim vrijednostima LET-a energija se predaje gušće duž staze čestice, zbog čega lokalno može doći do zasićenja ili kompeticije u procesima stvaranja RPL centara i time smanjiti relativni odziv dozimetra. Ovisnost odziva RPL dozimetara o LET-u i vrsti iona stoga predstavlja jednu od temeljnih motivacija ovog rada.

1.6.2 Dozimetrijske karakteristike RPL dozimetara - istraživanja u fotonskim i elektronskim poljima

Dozimetrijska svojstva RPL dozimetara detaljno su istražena u fotonskim i elektronskim poljima (Son et al., 2011; Knežević et al., 2011; Araki & Ohno, 2014; Assenmacher et al., 2017). Rezultati pokazuju dobru ujednačenost odziva između pojedinih dozimetara te dobru reproducibilnost mjerenja (Hsu et al., 2007; Rah et al., 2009; Knežević et al., 2011; Araki & Ohno, 2014; Assenmacher et al., 2017). Za sustav *Dose Ace*, koji uključuje dozimetre GD-302M i automatski čitač FGD-1000, Hsu i suradnici zabilježili su varijacije ponovljenih očitanja unutar $\pm 1.9\%$ (Hsu et al., 2007), dok su Rah i suradnici za reproducibilnost mjerenja i ovisnost odziva o brzini doze naveli odstupanja manja od 1.5% (Rah et al., 2012).

Odziv RPL dozimetara linearan je u širokom rasponu apsorbiranih doza, od nekoliko desetaka μGy do približno stotinjak Gy, ovisno o tipu dozimetra i uvjetima očitanja (Hsu et al., 2007; Rah et al., 2009; Son et al., 2011; Yamamoto et al., 2011; Knežević et al., 2011). Energijska ovisnost odziva izraženija je pri nižim energijama fotona. Za staklo FD-7 povećani odziv opažen je pri energijama fotona manjim od približno 120 keV, što se pripisuje većem doprinosu fotoelektričnog učinka u staklu. Taj se učinak može smanjiti primjenom odgovarajućih energijskih filtara u držaču dozimetra, kao što je prikazano na slici 1.7 (Hsu et al., 2007). Kutna ovisnost odziva relativno je mala za kutove upada manje od približno 70° (Hsu et al., 2007).

Važno svojstvo RPL dozimetara je i stabilnost pohranjenog signala. U radu Raha i suradnika promjena signala tijekom razdoblja od pet mjeseci bila je manja od 1.7%, što pokazuje da je slabljenje signala tijekom vremena (*fading*) malo (Rah et al., 2009). Najvažnija dozimetrijska svojstva RPL sustava u fotonskim i elektronskim poljima sažeta su u tablici 1.4.

Tablica 1.4: Dozimetrijska svojstva RPL dozimetara u fotonskim i elektronskim poljima prema dostupnoj literaturi.

Svojstvo	**Rezultat istraživanja**	**Referenca**	**RPL dozimetar**
Linearnost odziva	^{60}Co: • 1.5 mGy–100 Gy • 0.5–3 Gy • 1–500 Gy	Hsu et al. (2007); Rah et al. (2009); Son et al. (2011)	GD-301, GD-302M
	Elektroni, 6–20 MeV: a 1–10 Gy.	Son et al. (2011)	GD-302M
	Dijagnostičko rendgensko zračenje: 1–500 Gy.	Knežević et al. (2011)	GD-352M
	^{137}Cs: 1–100 mGy.	Ranogajec-Komor et al. (2008)	SC-1
Reproducibilnost	• ^{60}Co: SD[11] odziva $< 0.7\%$; • fotonski snop 6 MV: SD odziva $< 1.1\%$.	Rah et al. (2009)	GD-301
	Fotonski snopovi 4–18 MV: SD odziva $< 1\%$.	Araki & Ohno (2014)	GD-302M
Uniformnost	GD-352M: SD odziva između dozimetara 1.0–1.7%.	Knežević et al. (2011)	GD-352M
	^{60}Co i elektronski snopovi: varijacije odziva između dozimetara $< 1.2\%$.	Son et al. (2011)	GD-302M
	Fotonski snopovi 4–18 MV: SD odziva između dozimetara $< 1\%$.	Araki & Ohno (2014)	GD-302M

[11] SD – standardna devijacija.

Svojstvo	**Rezultat istraživanja**	**Referenca**	**RPL dozimetar**
Energijska ovisnost	Fotoni 30–662 keV, u odnosu na odziv pri 662 keV: • GD-302M: -3.1% do $+331\%$ • GD-352M: -3.1% do $+2.6\%$ Za GD-352M: • razlike $< 5\%$ za energije > 48 keV • povećan odziv za energije < 48 keV.	Hsu et al. (2007); Knežević et al. (2011)	GD-302M, GD-352M
	Terapijski snopovi: • fotoni 6 i 15 MV: razlike odziva $< 1.6\%$ • fotoni: razlike odziva $< 2\%$ • fotoni 4–18 MV: smanjenje odziva do 2.5% • elektroni 5–20 MeV: razlike približno 1.1–5.0% u odnosu na ^{60}Co	Rah et al. (2009); Son et al. (2011); Araki & Ohno (2014)	GD-301, GD-302M
Kutna ovisnost	Fotonski snop 6 MV: varijacije $< 1.4\%$ za kutove do $\pm 90^\circ$.	Rah et al. (2009)	GD-301
	GD-302M: • odstupanje $< 14\%$ pri -90° u odnosu na 0°; • kutovi 60–105°: razlike $< 1\%$ u fotonskom polju • kutovi 60–105°: razlike $< 2\%$ u elektronskom polju	Hsu et al. (2007); Son et al. (2011)	GD-302M
Slabljenje signala	$< 1.7\%$ tijekom 5 mjeseci nakon ozračivanja dozom 2 Gy u polju ^{60}Co.	Rah et al. (2009)	GD-301
Prag detekcije	dijagnostičko rendgensko zračenje: 5.89 μGy	Knežević et al. (2011)	GD-352M
	fotonsko polje: 2.22 μGy	Ranogajec-Komor et al. (2008)	SC-1

1.7 Pregled dosadašnjih istraživanja RPL dozimetara u ionskim snopovima

Broj objavljenih radova vezanih za istraživanja u ionskim snopovima i dalje je ograničen, osobito za snopove težih iona. Najbrojniji su rezultati za protone, no nalaze se samo za ograničeno područje LET-a ispod 10 keV/µm. Za teže ione u literaturi se nalazi ukupno tek nekoliko rezultata, za jedan, najviše dvije vrijednosti LET-a po ionu. Pregled istraživanja dozimetrijskih svojstava RPL dozimetara u ionskim snopovima dan je u tablici 1.5.

Tablica 1.5: Dozimetrijska svojstva RPL dozimetara u ionskim poljima prema dostupnoj literaturi.

Svojstvo	**Rezultat istraživanja**	**Referenca**	**RPL dozimetar**
Linearnost odziva	Klinički protonski snopovi: • 200 MeV: 1–10 Gy; • 160 MeV: 0.2–20 Gy; • 230 MeV: 0.5–10 Gy; • 60 MeV: 2–120 Gy; • 100 MeV: 0.5–9 Gy (GD-352M); • 100 MeV: 0.5–8.8 Gy (SC-1).	Rah et al. (2012); Oonsiri et al. (2023); Knežević et al. (2024); Majer et al. (2024); Pasariček et al. (2024)	GD-301, GD-302M, GD-352M, SC-1
	Niskoenergijski ionski snopovi: • H-1, 1–5 MeV: 5.8–115.3 Gy; • Li-7, 1.71 MeV/u: 128.9–619.9 Gy; • C-12, 1.25 MeV/u: 315.0–2459.7 Gy.	Majer et al. (2023)	SC-1

Svojstvo	**Rezultat istraživanja**	**Referenca**	**RPL dozimetar**
Relativna učinkovitost u ovisnosti o LET-u	Klinički protonski snopovi: • Chang i suradnici: $$\eta = 0.521 + 0.476\, e^{-0.301\, LET}$$ LET $\approx$ 1–10 keV/μm; • Nagata i suradnici: $$\eta = -0.035\, LET + 1.090$$ LET = 0.72–7.19 keV/μm. U oba istraživanja odziv se smanjuje s porastom LET-a	Chang et al. (2017); Nagata et al. (2021)	GD-302M
	Ostali rezultati u kliničkim protonskim snopovima: • LET_t = 0.85–1.55 keV/μm: η: 1.01 $\rightarrow$ 0.97 (GD-302M) i 0.83 $\rightarrow$ 0.78 (GD-352M) • LET $\lesssim$ 1.7 keV/μm: $\eta \approx 1$ pri LET $\approx$ 2.2–2.3 keV/μm: $\eta \approx 0.90$ • SC-1, 100 MeV: η: 0.93 $\rightarrow$ 0.77 za LET($\bar{E}$) = 0.74–1.86 keV/μm • SC-1, 200 MeV: η: 0.93 $\rightarrow$ 0.71 za LET($\bar{E}$) = 0.46–2.80 keV/μm.	Knežević et al. (2024); Majer et al. (2024); Pasariček et al. (2024); Yasui et al. (2021)	GD-302M, GD-352M, SC-1

Svojstvo	**Rezultat istraživanja**	**Referenca**	**RPL dozimetar**
	Protoni i teži ioni: • Yasuda i Fujitaka: η se smanjuje približno linearno s $\log(LET)$ iznad područja niskog LET-a • Kodaira i suradnici: $LET_{H_2O}(E) < 2$: $\eta = 1$ $2 \leq LET_{H_2O}(E) \leq 45$: $\eta = 1.100 - 0.394\log(LET) + 0.055[\log(LET)]^2$ $LET_{H_2O}(E) > 45$: $\eta = 1.005 + 0.102\log(LET)$; • Majer i suradnici, H-1: $\eta = \left(a_1 + a_2 LET_w + a_3 LET_w^2\right)^{-1}$ za LET_w = 8.12–25.13 keV/μm • Li-7: LET_w = 163.42 keV/μm, $\eta = 0.048$ • C-12: LET_w = 673.78 keV/μm, $\eta = 0.0114$.	Yasuda & Fujitaka (2000); Kodaira et al. (2018); Majer et al. (2023)	SC-1, RPL staklo
Ovisnost o brzini doze	Protonski snopovi: • promjene odziva $< 1.5\%$ • 50–500 MU/min: promjene odziva $< 1.5\%$ • 50000–3000000 MU/min: normirani odziv 0.95–1.04	Rah et al. (2012, 2013); Oonsiri et al. (2023)	GD-301, GD-302M
Reproducibilnost odziva	• protonski snop 200 MeV: $< 1.5\%$ • protonski snop 160 MeV, 2 Gy: $< 1.5\%$.	Rah et al. (2012); Oonsiri et al. (2023)	GD-301, GD-302M

Svojstvo	**Rezultat istraživanja**	**Referenca**	**RPL dozimetar**
Uniformnost dozimetara	Protonski snop 160 MeV, 2 Gy: • normirani odziv pojedinih dozimetara: 0.95–1.05; • CV[12] = 1.66%.	Oonsiri et al. (2023)	GD-302M
Slabljenje signala s vremenom	• $< 1.6\%$ tijekom 6 mjeseci (200 MeV) • $< 2.4\%$ tijekom 70 dana (160 MeV, 2 Gy) • $< 2\%$ tijekom približno jedne godine (terapijski protonski snop)	Rah et al. (2012); Oonsiri et al. (2023); Knežević et al. (2024)	GD-301, GD-302M
Kutna ovisnost	Promjena odziva $< 1.3\%$ za kutove $< 80^\circ$ u protonskom snopu.	Rah et al. (2012)	GD-301
Energijska ovisnost	Protonski snopovi: • odziv ovisi o energiji, odnosno rezidualnom dosegu • odziv se smanjuje prema području većeg LET-a • energije 70–220 MeV: promjena odziva $< 4\%$	Chang et al. (2017); Oonsiri et al. (2023)	GD-302M

Jedno od ranijih detaljnijih istraživanja RPL dozimetara u kliničkom protonskom snopu proveli su Rah i suradnici.. Usporedili su mjerenja i izračune MC simulacijama na različitim dubinama za klinički protonski snop. RPL dozimetri pokazali su do 3% manje vrijednosti u odnosu na vrijednosti dobivene mjerenjima ionizacijskom komorom i simulacijama MC (Rah et al., 2012).

Nakon prvih istraživanja, većina daljnjih istraživanja RPL dozimetara u ionskim snopovima provedena je u protonskim snopovima (Rah et al., 2012, 2013; Chang et al., 2017; Nagata et al., 2021; Yasui et al., 2021; Oonsiri et al., 2023) koristeći RPL dozimetre za kliničku dozimetriju (serija GD-300).

Pokazano je da RPL dozimetri u protonskim snopovima zadržavaju povoljna dozimetrijska

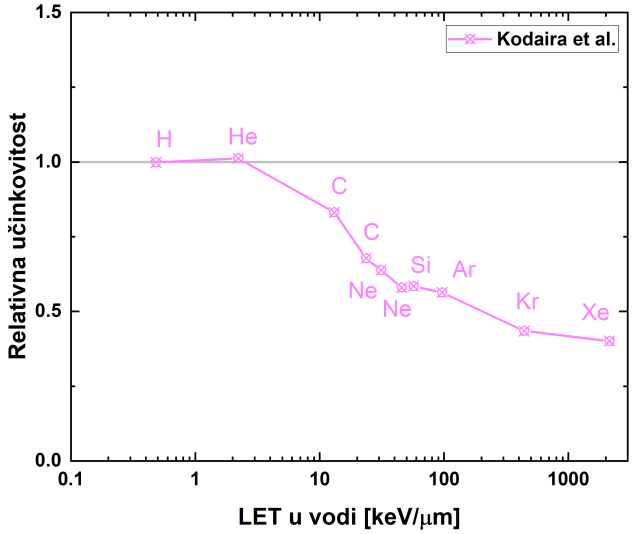
[12]CV – koeficijent varijacije.

svojstva koja su imala i u fotonskim snopovima. Uniformnost i reproducibilnost RPL dozimetara u prethodnim su istraživanjima pokazale odstupanja manja od 2 % (Rah et al., 2012, 2013; Oonsiri et al., 2023). Nadalje, zaključeno je da je ovisnost o brzini doze zanemariva (Rah et al., 2012; Oonsiri et al., 2023). Isti autori pokazali su i da je slabljenje signala malo: manje od 1.6% u pola godine (Rah et al., 2012) i 2.4% nakon 2 mjeseca (Oonsiri et al., 2023). U protonskim snopovima je ispitan i potvrđen linearni odziv dozimetra za raspon apsorbiranih doza od nekoliko cGy do 20 Gy (Rah et al., 2012; Oonsiri et al., 2023).

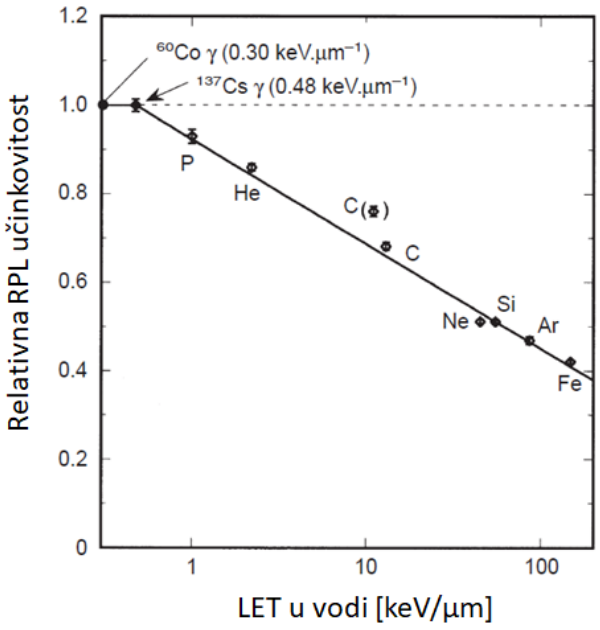
Nekoliko novijih istraživanja pokazalo je da se odziv RPL dozimetara značajno mijenja s energijom protona, odnosno s vrijednošću LET-a (Chang et al., 2017; Yasui et al., 2021; Nagata et al., 2021). Iako se predloženi funkcionalni oblici razlikuju, svi rezultati ukazuju na smanjenje relativne učinkovitosti s porastom LET-a, odnosno sa smanjenjem energije protona. U navedenim radovima relativna učinkovitost dozimetara GD-302M ispitana je u kliničkim protonskim snopovima za područje LET-a od 0.7 do 10.2 keV/µm. Smanjenje relativne učinkovitosti ispod 1 opaženo je pri LET-u od približno 1.2 keV/µm u radu Changa i suradnika (Chang et al., 2017), odnosno približno 2.1 keV/µm u radovima Nagate i Yasui i suradnika (Nagata et al., 2021; Yasui et al., 2021).

U još dva rada u literaturi s RPL staklima u protonskim snopovima nalazi se i nekoliko rezultata za relativnu učinkovitost u području LET < 1 keV/µm. Kodaira i suradnici za jednu energiju protona (LET=0.48 keV$/$m) ne opažaju smanjenje relativne učinkovitosti i objavljuju vrijednost 1 (Kodaira et al., 2018). U radu Yasuda i Fujitaka opažen je pad relativne učinkovitosti od oko 10% za LET = 1 keV/µm.

U radovima u kojima su korišteni snopovi nabijenih čestica težih od protona zračena su RPL stakla uzeta iz dozimetara koji se inače koriste u dozimetriji okoliša i osobnoj dozimetriji (Yasuda & Fujitaka, 2000; Kodaira et al., 2018). U radu Kodaira i suradnici uočeno je da je, za niske vrijednosti LET-a (0.48–2.2) keV/µm, relativna učinkovitost RPL stakla neovisna o LET-u i jednaka jedinici (Kodaira et al., 2018). Za veće vrijednosti LET-a Kodaira i suradnici (Kodaira et al., 2018) za opis ovisnosti koriste polinom 2. stupnja logaritma LET-a (slika 1.12), dok Yasuda i Fujitaka (Yasuda & Fujitaka, 2000) ovisnost za vrijednosti LET-a veće od 1 keV/µm opisuju linearno padajućom funkcijom logaritma LET-a (slika 1.13). U oba rada uočeno je smanjivanje relativne učinkovitosti RPL stakla s povećanjem LET-a. Međutim, nema podataka za relativnu učinkovitost različitih iona za isto područje LET-a.



Slika 1.12: Relativna učinkovitost RPL dozimetra u ovisnosti o LET-u u vodi za različite ione
Podaci preuzeti iz rada Kodaira i suradnici (Kodaira et al., 2018).



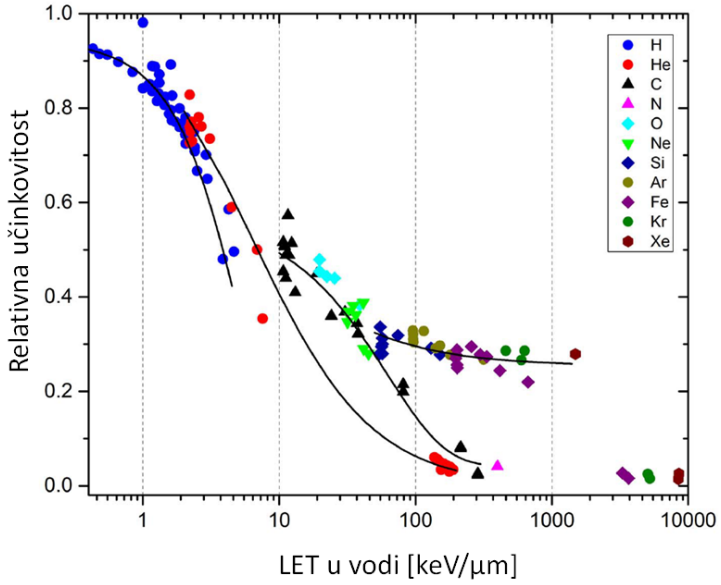
Slika 1.13: Relativna učinkovitost RPL dozimetra u ovisnosti o LET-u u vodi, LET_∞, za različite ione (Yasuda & Fujitaka, 2000).

U odnosu na RPL dozimetre, učinkovitost TL i OSL dozimetara bolje je ispitana u poljima protona i težih iona i uočeno je da ovisi ne samo o LET-u, nego i o vrsti iona (Yukihara et al., 2015; Olko & Bilski, 2020). Na slici 1.14 za bliske vrijednosti LET-a, na primjer na oko 3 keV/µm i na oko 200 keV/µm, za različite ione relativna učinkovitost TL dozimetara (LiF:Mg,Cu,P) se bitno razlikuje. Slično je opaženo i za relativnu učinkovitost OSL dozimetara (Al_2O_3 :C). Na slici 1.15 razlike su jasno vidljive za vrijednost LET-a oko 10 keV/µm. Za razliku od makroskopske dozimetrije, mikrodozimetrija razmatra stohastičku raspodjelu energije koju pojedinačne čestice i njihovi sekundarni elektroni predaju u mikroskopskim ili nanometarskim volumenima, čime se uzimaju u obzir lokalne razlike u strukturi staze zračenja. Eksperimentalni podaci učinkovitosti TL i OSL dozimetara već su upotrebljeni za provjeru mikrodozimetrijskih modela tih dozimetara (Parisi et al., 2019; Olko & Bilski, 2020; Parisi et al., 2021, 2022) koji potvrđuju ovisnost o vrsti iona. Za LiF:Mg,Cu;P model se temelji na doznoj raspodjeli specifične energije, $d(z)$, i funkciji odziva na specifičnu energiju, $r(z)$, pri čemu se u obzir uzima struktura staze iona i raspodjela lokalno pohranjene energije u osjetljivim nanometarskim volumenima (Olko & Bilski, 2020). Sličan pristup primijenjen je i na OSL dozimetre Al_2O_3:C. Yukihara i suradnici te kasnije Parisi i suradnici poka-

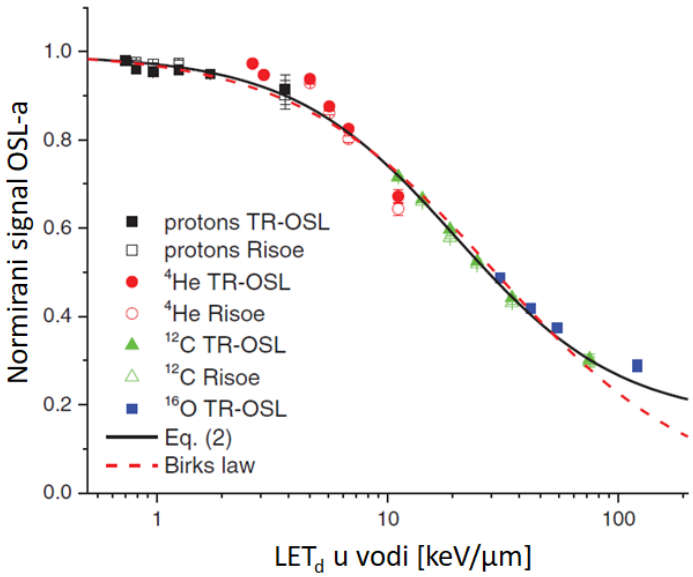
zali su da mikrodozimetrijski modeli uspješno opisuju ovisnost relativne učinkovitosti o vrsti iona za širok raspon ionskih vrsta, od protona do ksenona (Yukihara et al., 2015; Parisi et al., 2022). Ovi modeli također pokazuju da dvije čestice jednakog LET-a mogu proizvesti različite odzive dozimetra zbog razlika u strukturi staze i radijalnoj raspodjeli sekundarnih elektrona. Detaljniji pregled mikrodozimetrije i strukture staze može se pronaći drugdje (Olko, 2006).

Za radiofotoluminiscentne dozimetre do danas nije razvijen odgovarajući mikrodozimetrijski model. Jedan od razloga je ograničen broj dostupnih eksperimentalnih podataka za različite vrste iona i isto područje LET-a.

Pretpostavlja se da bi se ovisnost relativne učinkovitosti o vrsti iona mogla opaziti i za RPL dozimetre no još uvijek nedostaju eksperimentalni podaci koji bi to potvrdili. Dodatno, eksperimentalni podaci za relativnu učinkovitost RPL dozimetara motivirali bi razvoj mikrodozimetrijskih modela za RPL dozimetre te omogućili njihovu provjeru.



Slika 1.14: Relativne TL učinkovitosti LiF:Mg,Cu,P dozimetara za različite ione u ovisnosti o LET-u u vodi. Pune linije označavaju prilagodbu funkcija na eksperimentalne podatke (Olko & Bilski, 2020).



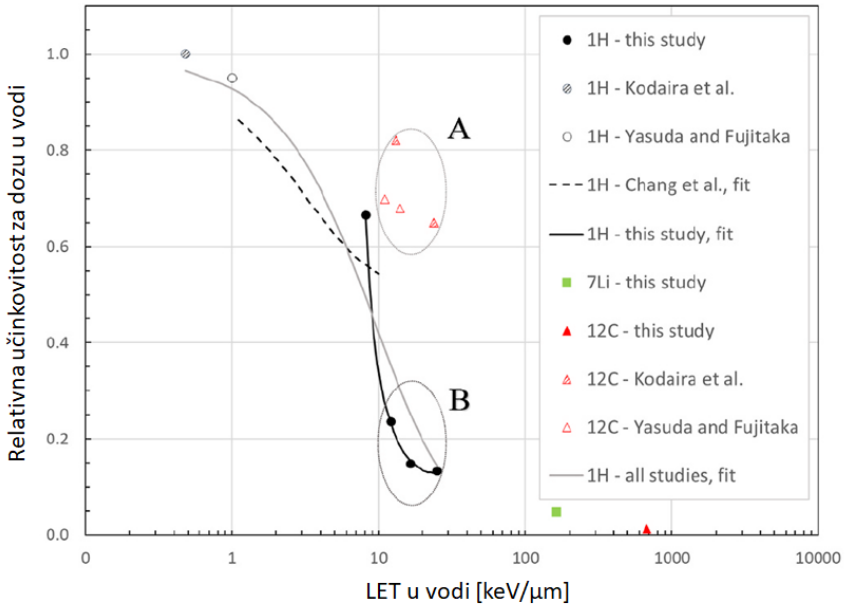
Slika 1.15: Relativni odziv OSL-a, r_{OSL}, u ovisnosti o LET-u u vodi usrednjenom po dozi,$D - \mathrm{LET}_2$ za različite ione.
TR-OSL i Risoe označavaju očitanja različitim čitačima. Crvena isprekidana linija predstavlja Birksov zakon, dan recipročnom kvadratnom funkcijom LET-a. Druga prilagodba na podatke oblika je izraza (2) u radu Yukihara i suradnici (Yukihara et al., 2015) te prikazana punom crnom linijom.

U dosadašnjim radovima (Majer et al., 2023, 2024; Pasariček et al., 2024; Knežević et al., 2024) dozimetrijska grupa IRB-a je započela karakterizaciju RPL dozimetara u poljima protona i težih iona, koja uključuje provjeru linearnosti doznog odziva RPL dozimetara te ispitivanje relativne učinkovitosti RPL dozimetara u ovisnosti o LET-u iona, kao i vrsti iona.

U tri rada ispitana je ovisnost odziva o dozi i relativne učinkovitosti o vrijednostima LET-a u protonskom kliničkom snopu (Majer et al., 2024; Pasariček et al., 2024; Knežević et al., 2024). Dozimetri koji se uobičajeno koriste u radioterapiji (GD-302M) (Majer et al., 2024) te RPL stakla preuzeta iz dozimetra koji se koristi u dozimetriji okoliša (SC-1) (Pasariček et al., 2024) zračeni su na različitim pozicijama duž Braggove krivulje kako bi se ispitala njihova ovisnost o položaju unutar protonskog snopa. Potvrđena je linearna ovisnost odziva o apsorbiranoj dozi u rasponu (0.5–9) Gy. Za ispitano usko područje LET-a (0.5–2.8) keV/µm uočen je pad relativne učinkovitosti iznad 1.7 keV/µm (za GD-302M) te već nakon 0.5 keV/µm (za SC-1). Nadalje, uočeno je zanemarivo slabljenje signala tijekom 1 godine (<2%), u skladu s prijašnjim radom Rah i suradnika (Rah et al., 2012). Također, u ispitanom području je potvrđena linearna ovisnost odziva o apsorbiranoj dozi

u rasponu (0.5–120) Gy za kliničke protonske snopove (početne energije 60 MeV i 230 MeV) u području proširenog Braggovog vrha (engl. *Spread-out Bragg peak*, SOBP) (Knežević et al., 2024). Za ispitano područje LET-a (0.85-1.58) keV/µm uočeno je blago smanjenje učinkovitosti RPL dozimetara (GD-302M i GD-352M).

U cilju istraživanja odziva u uvjetima vrlo visokog LET-a, još neistraženog s lakšim ionima, u radu Majer et al. (2023), RPL stakla uzeta iz SC-1 dozimetara su izlagana ionskim snopovima vrlo niskih energija. Osim protonskih snopova energija (1–5) MeV, korišten je snop iona litija energije 12 MeV i iona ugljika energije 15 MeV i u svim slučajevima zaustavni put iona bio je puno manji od debljine stakla. Potvrđena je linearnost odziva dozimetra na (apsorbiranu) dozu iznad 10 Gy. Korištenjem niskih energija (visokih LET-ova) iona dobiveni su za svaki ion rezultati za relativnu učinkovitost u do sada neistraženom području LET-a (slika 1.16). Za protonske snopove opažen je za ispitano područje LET-a strmi pad relativne učinkovitosti s povećanjem LET-a. Moguća usporedba s drugim rezultatima u literaturi pokazala je da je za isto usko područje LET-a (10–25) keV/µm, relativna učinkovitost dozimetra veća za protone (grupa točaka B na slici 1.16) (Majer et al., 2023) nego za ugljik (grupa točaka A na slici 1.16) (Kodaira et al., 2018; Yasuda and Fujitaka, 2000), što prvi put eksperimentalno ukazuje da bi relativna učinkovitost RPL dozimetra mogla biti ne samo funkcija LET-a, nego i vrste iona. U istom radu dobivena su dva nova rezultata, jedan za ion ugljika s do sada najvećim LET-om te po prvi put rezultat za ion litija.



Slika 1.16: Ovisnost relativne učinkovitost dozimetra o LET-u u vodi, LET_w, za ione H-1, Li-7 i C-12 preuzeta iz rada Majer i suradnika (Majer et al., 2023). Ispunjeni simboli i crna krivulja su rezultati iz rada Majer i suradnici (Majer et al., 2023). Ostale točke i krivulje rezultati su preuzeti iz drugih radova (Yasuda & Fujitaka, 2000; Chang et al., 2017; Kodaira et al., 2018). Slovima A i B označene su grupe točaka različitih iona (C-12 i H-1) s bliskim vrijednostima LET-a u vodi ($LET_w \approx$ (10–25) keV/µm).

Stoga je od posebnog interesa ispitati učinkovitost iona H-1 za raspon LET-a (0.4–10) keV/µm te učinkovitost iona C-12 za raspon LET-a iznad oko 10 keV/µm. To bi omogućilo usporedbu s rezultatima i krivuljama prilagodbe na podatke drugih autora (Yasuda & Fujitaka, 2000; Chang et al., 2017; Kodaira et al., 2018) te komplementirati niskoenergijske rezultate dobivene u radu Majer i sur. (Majer et al., 2023). Za ione He-4 postoje rezultati za samo 2 vrijednosti LET-a, dok za ione O-16 izostaju u potpunosti.

Zaključno, dosadašnja istraživanja, većinski u protonskim snopovima, ukazala su da je RPL dozimetar dobar kandidat za dozimetriju ionskih snopova, no postoji ovisnost odziva o LET-u koja još nije dovoljno istražena. Za snopove iona težih od protona dostupno je jako malo podataka, osobito za širi raspon LET-a i za izravnu usporedbu različitih vrsta iona pri istom LET-u. Stoga je cilj ovog rada ispitati linearnost odziva dozimetra na dozu i relativnu učinkovitost radiofotoluminiscentnih staklenih dozimetara u ionskim snopovima, s naglaskom na ovisnost o LET-u i vrsti iona.

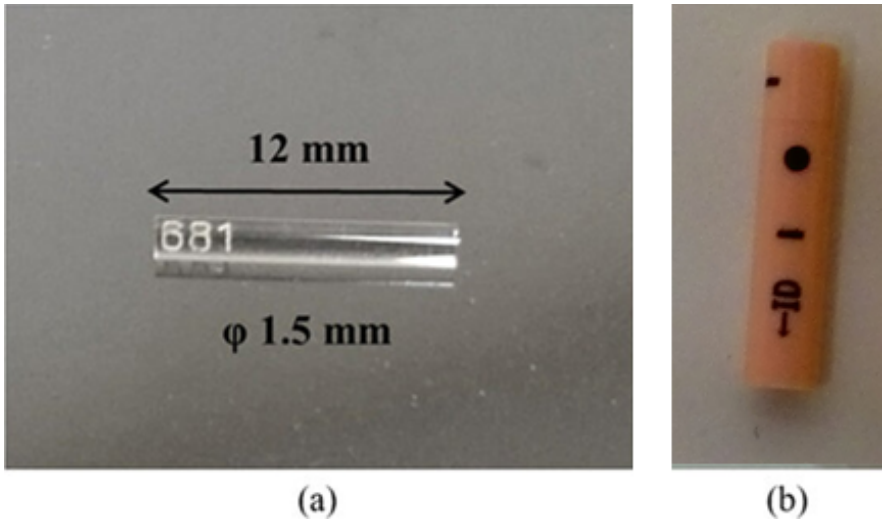
Poglavlje 2

Opis mjerenja i obrade eksperimentalnih podataka

2.1 RPL dozimetrijski sustav i obrada podataka

2.1.1 RPL dozimetar GD-302M

Dozimetri GD-302M su vrsta staklenih (tip FD-7) dozimetara oblika valjka duljine 12 mm i promjera 1.5 mm (slika 2.1a). Radi zaštite od vanjskih utjecaja staklo je spremljeno u plastične držače oblika šupljeg valjka duljine 13.0 mm i vanjskog promjera 2.8 mm (slika 2.1b) (Hsu et al., 2007). Svaki dozimetar ima identifikacijski broj na staklu i na kapici plastičnog držača.



Slika 2.1: Stakleni valjak (a) i pripadni plastični držač (b) RPL dozimetra tipa GD-302M.

2.1.2 Čitač FGD-1000

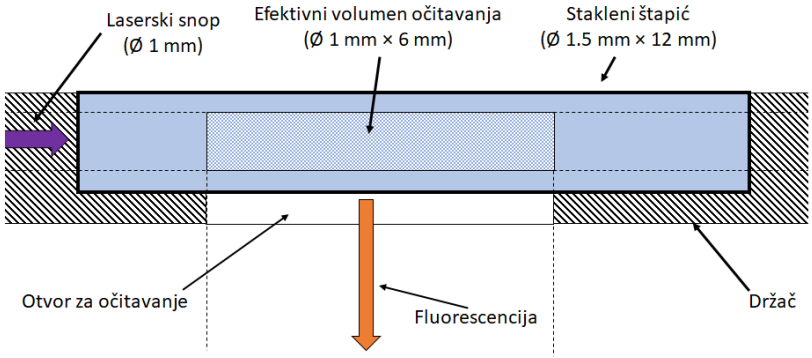
FGD-1000 je automatski čitač dozimetara serije GD-300 spojen na računalo s programom za očitavanje (slika 2.2a). Prije očitavanja, stakleni štapići se stavljaju u držač u koji stane 20 dozimetara (slika 2.2b).



(a) (b)

Slika 2.2: Čitač RPL dozimetara serije GD-300 (a) i pripadni držač za očitavanje (b). .

Princip očitavanja dozimetra prikazan je na slici 2.3. Uređaj radi na pricipu pobuđivanja RPL stakla s pomoću ultraljubičastog pulsnog lasera čvrstog stanja (itrij-litijev fluorid dopiran neodimijem (Nd:YLF), valne duljine 349 nm) snopom promjera 1 mm. Ozračeni dio dozimetra potom emitira svjetlost koja prolazi kroz otvor koji definira efektivni volumen očitavanja dozimetra - valjak duljine 6 mm i promjera 1 mm. Svjetlost nakon otvora držača upada na fotomultiplikator i izbija elektrone koji se nakon toga umnožavaju na nizu dinoda. Niz pojačala i drugih elektroničkih elemenata mjeri nastali signal koji registrira računalo uz čitač.



Slika 2.3: Shematski prikaz očitavanja dozimetara GD-302M čitačem FGD-1000.

Broj očitavanja dozimetara, n, moguće je podesiti. Za ozračene dozimetre uzeto je $n = 10$. Za mjerenja početnog signala neozračenih dozimetara uzeto je $n = 5$. Pri obradi podataka se koristi srednja vrijednost signala svih očitanja za i-ti dozimetar, $I_{\mathrm{avg,i}}$,

$$I_{\mathrm{avg,i}} = \frac{\sum_{j=1}^{n} I_{\mathrm{i,j}}}{n} \tag{2.1}$$

kao i pripadna mjerna nesigurnost, u,

$$u_{\mathrm{i}} = \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^{n} \left(I_{\mathrm{i,j}} - I_{\mathrm{avg,i}}\right)^2}{n(n-1)}} \tag{2.2}$$

te relativna standardna nesigurnost srednje vrijednosti očitanja, R,

$$R_{\mathrm{i}} = \frac{u_{\mathrm{i}}}{I_{\mathrm{avg,i}}} \tag{2.3}$$

2.1.3 Ciklus mjerenja

U svakom eksperimentu korištena skupina dozimetara sastoji se od radnih, kalibracijskih i kontrolnih dozimetara. Kontrolni dozimetri su dozimetri koji se drže uz radne dozimetre, ali se ne izlažu ozračivanju. Njihova je svrha procijeniti doprinos signala koji potječe od pozadinskog zračenja, odnosno od izvora koji nisu povezani s provedenim eksperimentom.

Ciklus mjerenja RPL dozimetara sastoji se od sljedećih koraka:

1. **Aniliranje**: Aniliranje RPL dozimetara postupak je termičke regeneracije kojim se poništa-

vaju stabilni luminiscentni centri u staklu nastali djelovanjem ionizirajućeg zračenja. Time se briše prethodno akumulirani RPL signal i dozimetar se vraća u stanje pogodno za ponovno korištenje. Aniliranje se provodi u peći NEW-1C (Hayashi Denko) korištenjem držača otpornog na visoke temperature (slika 2.4b). Stakleni štapići postupno se zagrijavaju do temperature od 400 °C, na kojoj se drže 20 minuta, nakon čega slijedi postupno hlađenje do sobne temperature. Ako je nakon aniliranja početni signal dozimetra veći od 30 jedinica, postupak se ponavlja, a prema potrebi vrijeme aniliranja produljuje se do jednog sata.

2. **Očitavanje početnog signala dozimetra**: Nakon aniliranja, a prije ozračivanja, očitava se početni signal svakog dozimetra. I nakon aniliranja prisutan je mali pozadinski signal povezan s vlastitom fotoluminiscencijom stakla, nečistoćama i onečišćenjima na njegovoj površini. Taj se signal označava s I_0 i pri obradi podataka oduzima od signala izmjerenog nakon ozračivanja. Svaki dozimetar očitava se deset puta, a čitač iz izmjerenih vrijednosti određuje srednju vrijednost signala i njegovu standardnu devijaciju.

3. **Ozračivanje radnih i kalibracijskih dozimetara**: Nakon očitavanja početnog signala dozimetri se ozračuju u odgovarajućem polju zračenja. Radni dozimetri koriste se za mjerenja u polju od interesa, dok se kalibracijski dozimetri ozračuju poznatom dozom referentnog zračenja i koriste za određivanje kalibracijskog faktora.

4. **Predgrijavanje**: Nakon ozračivanja dolazi do vremenski ovisne izgradnje RPL signala. Predgrijavanjem se taj proces ubrzava i omogućuje očitavanje stabiliziranog signala u reproducibilnim uvjetima. Dozimetri se u plastičnim držačima predgrijavaju 30 minuta pri temperaturi od 70 °C u peći DK 300T Constant Temperature (slika 2.5a).

5. **Očitavanje signala ozračenog dozimetra**: Postupak očitavanja nakon ozračivanja jednak je postupku očitavanja početnog signala opisanom u točki 2. Svaki dozimetar očitava se deset puta. Za izmjerene vrijednosti signala I_j srednja vrijednost očitanja izračunava se kao

$$I_{\text{avg}} = \frac{1}{n}\sum_{j=1}^{n} I_j, \qquad n = 10, \tag{2.4}$$

dok se standardna devijacija ponovljenih očitanja računa kao

$$s_I = \sqrt{\frac{1}{n-1}\sum_{j=1}^{n}\left(I_j - I_{\text{avg}}\right)^2}. \tag{2.5}$$

Pri daljnjoj obradi od srednje vrijednosti signala nakon ozračivanja oduzima se početni signal dozimetra izmjeren prije ozračivanja.



(a) (b)

Slika 2.4: Peć (a) i pripadni držač (b) za aniliranje dozimetara. U držaču za aniliranje na slici se nalaze 3 dozimetra.



(a) (b)

Slika 2.5: Peć (a) i pripadni držač (b) za predgrijavanje dozimetara.

2.1.4 Kalibracija dozimetara

Kalibracija dozimetara je napravljena u referentnom polju izvora γ-zračenja Co-60 u Sekundarnom standardnom dozimetrijskom laboratoriju (SSDL) na Institutu Ruđer Bošković (IRB) (Vekić et al., 2006).

Kalibracijski koeficijent, N_{kalib}, definiran je kao

$$N_{\text{kalib}} = \frac{K_{\text{air}}}{M_{\text{kalib}}} \tag{2.6}$$

gdje je $K_{\text{air}} = 0.5$ Gy kerma u zraku, izračunata na temelju mjerenja ionizacijskom komorom u SDDL-u, a M_{kalib} je prosjek signala n (3 ili 5) kalibracijskih dozimetara od kojih je oduzet signal početnog očitavanja i srednja vrijednost signala kontrolnih dozimetara:

$$M_{\text{kalib}} = \frac{\sum_i^5 M_i}{n} \tag{2.7}$$

Dozimetri su zračeni u zraku na udaljenosti 1 m od izvora, gdje je polje homogeno za područje dimenzija 6 × 6 cm^2. Na dan zračenja brzina kerme u zraku iznosila je 0.7 mGy/s pa je zračenje trajalo 11.9 minuta. Zračenja su napravljena u uvjetima ravnoteže nabijenih čestica [13] (engl. *Charged Particle Equilibrium*, CPE) apsorbirana doza i kerma su jednake kada se zanemare gubici energije zračenjem:

$$D = K\ [\mathrm{Gy}] \tag{2.8}$$

pa se kerma u zraku mogla izjednačiti s dozom u zraku.

2.1.5 Provjera individualne osjetljivosti

Individualna osjetljivost i-tog dozimetra, $f_{\mathrm{IO,i}}$, je omjer srednje vrijednosti signala grupe dozimetara, M_{avg}, ozračenih istom poznatom dozom i signala pojedinog dozimetra skupa, M_{i}, kojima je oduzet iznos signala početnog očitavanja:

$$f_{\mathrm{IO,i}} = \frac{M_{\mathrm{avg}}}{M_i} \tag{2.9}$$

Individualna osjetljivost dozimetara bi u idealnom slučaju bila jednaka 1 zbog toga što bi dozimetri ozračeni u jednakim uvjetima davali isti iznos signala pri očitavanju, time i isti rezultat mjerenja. Međutim, zbog razlika u dozimetrima, to nije slučaj. Individualna osjetljivost stoga daje mjeru odstupanja signala dozimetra od srednje vrijednosti skupa dozimetara.

Prije eksperimenata svim dozimetrima je provjerena individualna osjetljivost. Svi dozimetri korišteni u eksperimentima ozračeni su u SSDL-u na IRB-u γ-zračenjem izvora Cs-137 poznatom K_{air} =3 mGy. Dozimetri su zračeni u zraku na udaljenosti 1 m od izvora, u homogenom polju promjera 30 cm. Brzina kerme u zraku na dan zračenja iznosila je 35.9 mGy/h. Za eksperimente su odabrani dozimetri (njih 220) čija je individualna osjetljivost odstupala od 1 za manje od 5%.

2.1.6 Obrada signala očitavanja

Za izračun signala i-tog dozimetra potrebno je uz signal iz čitača $I_{\mathrm{avg,i}}$ uzeti u obzir korekcijski faktor za inidividualnu osjetljivost $f_{\mathrm{IO,i}}$ pojedinog dozimetra, početni signal dozimetra $I_{0,\mathrm{i}}$, kao i usrednjeni iznos signala kontrolnih dozimetara, korigiranih za njihovu individualnu osjetljivost,

[13] Energija koju nabijene čestice (npr. elektroni oslobođeni fotonima) unesu u određeni volumen sredstva jednak je energiji koju nabijene čestice iznesu iz tog volumena.

I_{kont}:

$$M_{\text{i}} = (I_{\text{avg,i}} - I_{0,\text{i}}) \cdot f_{\text{IO,i}} - I_{\text{kont}} \tag{2.10}$$

U daljnoj analizi korištena je srednja vrijednost signala triju radnih dozimetara zračena zajedno:

$$M = \frac{\sum_i^3 M_i}{3} \tag{2.11}$$

Pripadna mjerna nesigurnost izračunata je kao

$$u_{M_{\text{i}}} = \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^{3} \left(M_j - M_{\text{avg,i}}\right)^2}{3(3-1)}} \tag{2.12}$$

2.1.7 Izračun apsorbirane doze u vodi

Apsorbirana doza u vodi ($D_{\text{w,RPL}}$) određena je prema izrazu:

$$D_{\text{w}} = M \cdot N_{\text{kalib}} \cdot f_{\text{konv}} \tag{2.13}$$

gdje je:

- M srednja vrijednost signala tri dozimetra izračunata pomoću izraza 2.11 i 2.10
- N_{kalib} kalibracijski koeficijent (izraz 2.6)
- f_{konv} faktor konverzije iz kerme u zraku, K_{air}, u dozu u vodi, $D_{\text{w,RPL}}$.

Sva zračenja napravljena su u uvjetima CPE pa se doza u zraku može izjednačiti s kermom u zraku ($D_{\text{air}} = K_{\text{air}}$). Stoga je za konverziju rezultata, izraženih kao kerma u zraku u dozu u vodi, korišten faktor konverzije, f_{konv} (Podgorsak, 2005):

$$f_{\text{konv}} = \frac{D_{\text{w}}}{K_{\text{air}}} = \frac{(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{w}}}{(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{air}}} = 1.112 \tag{2.14}$$

gdje su $(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{w}}$ i $(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{air}}$ maseni apsorpcijski koeficijenti za vodu i zrak za srednju energiju izvora γ-zraka Co-60 (Hubbell & Seltzer, 1995).

2.1.8 Koeficijent linearnosti

Kako bi se signal dozimetra mogao pouzdano povezati s apsorbiranom dozom, potrebno je provjeriti linearnost njihove međusobne ovisnosti. Koeficijent linearnosti, $f(D)$, definira se kao omjer signala dozimetra po jedinici doze, $M(D)/D$, i referentne vrijednosti, $M(D_0)/D_0$, istog omjera u području doza gdje je ostvarena linearna ovisnost signala i doze:

$$f(D) = \frac{M(D)/D}{M(D_0)/D_0} \tag{2.15}$$

Vrijednost $f(D) = 1$ označava potpuno linearan odziv dozimetra, dok odstupanja od 1 ukazuju na nelinearnost.

2.1.9 Relativna učinkovitost RPL dozimetra

Učinkovitost luminiscentnog dozimetra opisuje koliko uspješno dozimetar pretvara energiju upadnog ionizirajučeg zračenja u mjerljivi svjetlosni signal pri očitavanju. Za danu vrstu zračenja može se definirati kao omjer energije svjetlosti emitirane prilikom očitavanja dozimetra zbog luminiscencije, E_{emit}, i energije koju upadno ionizirajuće zračenje pohrani u dozimetru, $E_{\text{zrač}}$:

$$\eta = \frac{E_{\text{emit}}}{E_{\text{zrač}}} \tag{2.16}$$

Obično je teško mjeriti E_{emit}, stoga se mjeri intenzitet luminiscentnog signala, M. Pretpostavlja se da postoji koeficijent linearnosti c, neovisan o vrsti zračenja, koji povezuje intenzitet luminiscentnog signala s E_{emit} (Olko et al., 1994):

$$\eta = \frac{E_{\text{emit}}}{E_{\text{zrač}}} = \frac{c \cdot M}{D \cdot m} \tag{2.17}$$

gdje je D apsorbirana doza i m masa ozračenog dijela dozimetra. Kod zadnjeg znaka jednakosti u izrazu 2.17 uzeta je u obzir definicija doze $D = E_{\text{zrač}}/m$.

U praksi se koristi relativna učinkovitost $\eta_{\text{i,ref}}$ koja ne zahtijeva poznavanje koeficijenta c. Definira se kao omjer učinkovitosti dozimetra za zračenje od interesa (i) i učinkovitosti dozimetra za referentno zračenje (ref) (Gieszczyk et al., 2013):

$$\eta_{\text{i,ref}} = \frac{\eta_{\text{i}}}{\eta_{\text{ref}}} = \frac{M_{\text{i}}}{D_{\text{i}} \cdot m_i} \cdot \frac{D_{\text{ref}} \cdot m_{\text{ref}}}{\text{M}_{\text{ref}}} = \frac{\text{M}_{\text{i}}}{D_{\text{i}}} \cdot \frac{D_{\text{ref}}}{\text{M}_{\text{ref}}} \tag{2.18}$$

Ovdje su D_{i} i D_{ref} redom doze apsorbirane u dozimetru, izražene kao doze u vodi, prilikom ozračivanja ionskim zračenjem i referentnim zračenjem. Mase m_i i m_{ref} su redom mase ozračenog dijela dozimetra prilikom ozračivanja ionskim zračenjem i referentnim zračenjem. Budući da su u svim zračenjima ozračeni cijeli dozimetri, mase m_i i m_{ref} su jednake i mogu se pokratiti. Za primjenu izraza 2.18 obje doze moraju biti u rasponu linearne ovisnosti apsorbirane doze i signala dozimetra.

Za referentno zračenje uzeto je $\gamma-$zračenje izvora Co-60 u SSDL-u (K_{air} =0.5 Gy). Postupak dobivanja doze apsorbirane u dozimetru prilikom ozračivanja ionskim zračenjem, $D_{\mathrm{i}} = D_{\mathrm{w,TPS}}$, opisan je u poglavlju 2.2.3. Indeks 'TPS' označava da je doza određena pomoću sustava za planiranje terapije zračenjem (engl. *Treatment Planning System*, TPS). $D_{\mathrm{ref}}/M_{\mathrm{ref}}$ je jednak umnošku kalibracijskog koeficijenta (izraz 2.6) i konverzijskog faktora (izraz 2.14), čime se izraz 2.18 svodi na:

$$\eta_{\mathrm{i,ref}} = \frac{D_{\mathrm{w,RPL}}}{D_{\mathrm{w,TPS}}} \tag{2.19}$$

odnosno omjer doze u dozimetru izračunate iz signala dozimetra i "stvarne" doze u dozimetru prema sustavu za planiranje terapije zračenje i mjerenjima ionizacijskom komorom.

2.1.10 Mjerna nesigurnost relativne učinkovitosti

Mjerna nesigurnost relativne učinkovitosti izračunata je kao:

$$\begin{aligned} u_{\eta_{i,\mathrm{ref}}} &= \eta_{\mathrm{i,ref}} \sqrt{\left(\frac{\partial \eta_{i,\mathrm{ref}}}{\partial D_{\mathrm{w,RPL}}} u_{D_{\mathrm{w,RPL}}}\right)^2 + \left(\frac{\partial \eta_{i,\mathrm{ref}}}{\partial D_{\mathrm{w,TPS}}} u_{D_{\mathrm{w,TPS}}}\right)^2} \\ &= \eta_{\mathrm{i,ref}} \sqrt{\left(\frac{u_{D_{\mathrm{w,RPL}}}}{D_{\mathrm{w,RPL}}}\right)^2 + \left(\frac{D_{\mathrm{w,TPS}}\, u_{D_{\mathrm{w,TPS}}}}{D^2_{\mathrm{w,TPS}}}\right)^2} \\ &= \eta_{\mathrm{i,ref}} \sqrt{\left(\frac{u_{D_{\mathrm{w,RPL}}}}{D_{\mathrm{w,RPL}}}\right)^2 + \left(\frac{u_{D_{\mathrm{w,TPS}}}}{D_{\mathrm{w,TPS}}}\right)^2} \end{aligned} \tag{2.20}$$

gdje su $u_{D_{\mathrm{w,RPL}}}$ i $u_{D_{\mathrm{w,TPS}}}$ mjerne nesigurnosti pripadnih doza. Mjerna nesigurnost doze izračunate iz signala dozimetra, $u_{D_{\mathrm{w,RPL}}}$, sadrži doprinose nesigurnosti signal, M, kerme u zraku, K_{air}, signala kalibracijskih dozimetara, M_{kalib}, i konverzijskog faktora, f_{konv}:

$$u_{D_{\mathrm{w,RPL}}} = D_{\mathrm{w,RPL}} \sqrt{\left(\frac{u_M}{M}\right)^2 + \left(\frac{u_{K_{\mathrm{air}}}}{K_{\mathrm{air}}}\right)^2 + \left(\frac{u_{M_{\mathrm{kalib}}}}{M_{\mathrm{kalib}}}\right)^2 + \left(\frac{u_{f_{\mathrm{konv}}}}{f_{\mathrm{konv}}}\right)^2} \tag{2.21}$$

gdje je u_M izračunat pomoću izraza 2.12, $u_{K_{\text{air}}}/K_{\text{air}} = 0.65\%$ (podatak iz SSDL-a), $u_{M_{\text{kalib}}} = SD_{M_{\text{kalib}}}/\sqrt{n}$ (n je broj ozračenih kalibracijskih dozimetara) i $u_{f_{\text{konv}}}$ je zanemaren.

Mjerna nesigurnost $D_{\text{w,TPS}}$ određena je kombiniranjem nesigurnosti određivanja apsorbirane doze ionizacijskom komorom i nesigurnosti povezane s relativnom dubinskom raspodjelom doze:

$$\frac{u_{D_{\text{w,TPS}}}}{D_{\text{w,TPS}}} = \sqrt{\left(\frac{u_{D_{\text{w,IC}}}}{D_{\text{w,IC}}}\right)^2 + \left(\frac{u_{D_{\text{norm}}}}{D_{\text{norm}}}\right)^2}. \tag{2.22}$$

Za određivanje apsorbirane doze ionizacijskom komorom korištene su tipične relativne standardne nesigurnosti prema IAEA TRS-398 Rev. 1. Ta kombinirana nesigurnost uključuje doprinose povezane s kalibracijom komore u apsorbiranoj dozi u vodi u referentnom zračenju Co-60, dugoročnom stabilnošću sekundarnog standarda i korisničkog dozimetra, uspostavljanjem referentnih uvjeta mjerenja, očitanjem ionizacijske komore u odnosu na monitor snopa, korekcijama na utjecajne veličine te korekcijskim faktorom kvalitete snopa k_Q. Za protonske snopove korištena je vrijednost $u(D_{\text{w,IC}})/D_{\text{w,IC}} = 1.7\%$, dok je za skenirane snopove iona He-4, C-12 i O-16 korištena vrijednost $u(D_{\text{w,IC}})/D_{\text{w,IC}} = 2.6\%$. Obje vrijednosti predstavljaju relativne standardne nesigurnosti ($k = 1$).

Relativna standardna nesigurnost povezana s dubinskom raspodjelom doze procijenjena je kao nesigurnost tipa B, $u_{D_{\text{norm}}}/D_{\text{norm}} = 2.0\%$. Vrijednost je odabrana konzervativno na temelju objavljenih usporedbi FLUKA proračuna i izmjerenih dubinskih raspodjela doze u ionskim snopovima u HIT-u, u kojima su prosječne doza-ponderirane razlike između izračunatih i izmjerenih vrijednosti iznosile 0.6% za H-1, 1.6% za He-4, 0.8% za C-12 i 1.3% za O-16 (Battistoni et al., 2016).

Za protonske snopove dobivena je relativna standardna nesigurnost je

$$\frac{u_{D_{\text{w,TPS}}}}{D_{\text{w,TPS}}} = \sqrt{(1.7\%)^2 + (2.0\%)^2} = 2.62\%. \tag{2.23}$$

Za snopove iona He-4, C-12 i O-16 dobiveno je

$$\frac{u_{D_{\text{w,TPS}}}}{D_{\text{w,TPS}}} = \sqrt{(2.6\%)^2 + (2.0\%)^2} = 3.28\%. \tag{2.24}$$

2.2 Ozračivanja ionskim snopovima

2.2.1 Centar za ionsku radioterapiju u Heidelbergu

Eksperimenti su napravljeni u Centru za ionsku terapiju u Heidelbergu u Njemačkoj (engl. *Heidelberg Ion-Beam Therapy Center*, HIT), jednom od vodećih europskih i svjetskih centara za ionsku terapiju. HIT je u funkciji od 2009. godine i predstavlja jedan od prvih centara koji radii kliničku terapiju koristeći protone ione ugljika i ione helija dok se u istraživačke svrhe, koriste i ioni kisika.

HIT je nastao kao suradnja Sveučilišne bolnice u Heidelbergu, Njemačkog centra za istraživanje raka (*njem. Deutsches Krebsforschungszentrum*), Sveučilišta Heidelberg i Instituta za teške ione (*njem. Gesellschaft für Schwerionenforschung*) u Darmstadtu. Danas je jedan od vodećih radioterapijskih centara u kojem klinička stručnost i napredna akceleratorska tehnologija omogućuju individualiziranu, preciznu i učinkovitu radioterapiju za tumore na zahtjevnim mjestima i za tumore otporne na konvencionalnu radioterapiju.

Slika 2.6 prikazuje postrojenje akceleratora u HIT-u i način dopremanja ionskog snopa do pacijenata:

1. Izvori iona: Ovdje se stvaraju snopovi pozitivnih iona. Izvor radi na principu ciklotronske rezonancije elektrona (engl. *Electron Cyclotron Resonance*, ECR). Magnetsko polje uzrokuje kružno gibanje slobodnih elektrona u plinu. Mikrovalovi se dovode pri frekvenciji jednakoj ciklotronskoj frekvenciji elektrona u magnetskom polju. Pobuđeni elektroni potom sudarima ioniziraju plin, čime nastaje plazma s ionima iz početnog plina. Za dobivanje protona koristi se vodik, dok se za ione ugljika koristi ugljikov dioksid. Ioni kisika i helija dobivaju se iz plinovitih stanja tih elemenata.

2. Dvostupanjski linearni akcelerator: Ioni emitirani iz izvora se najprije radiofrekventnim kvadrupolom kolimiraju i ubrzavaju do energije od nekoliko stotina keV-a po nukleonu. Potom se ioni dodatno ubrzavaju do oko 12% brzine svjetlosti (engl. *Drift Tube Linac*).

3. Sinkrotron: Sadrži šest magneta, od kojih svaki zakreće ionski snop za 60° i savija snop u kružnu putanju. Tijekom otprilike milijun kruženja, ioni se ubrzavaju do brzine od oko 75% brzine svjetlosti. Sinkrotron omogućuje ubrzanje protona do energije od 220 MeV, a ugljikovih iona do 430 MeV/u[14], što odgovara dosezima u vodi od 30 cm (Peters, 2016).

[14]MeV/u je energija po atomskoj jedinici mase nukleona.

4. Sustav za dopremanje snopa do terapijskih soba: Magneti vode i fokusiraju snop u vakuumskim cijevima.

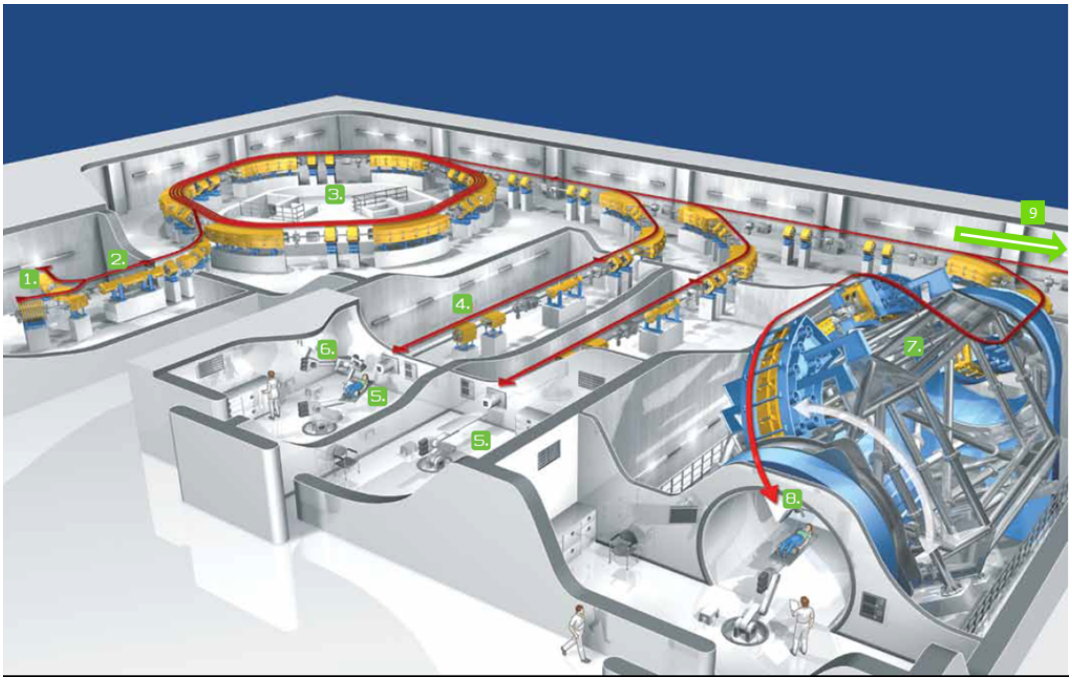
5. Soba za zračenje pacijenata: Pacijent se postavlja na terapijski stol čija se visina može automatizirano podešavati.

6. Sustav za kontrolu položaja pacijenta (digitalni rendgenski sustav): Prije početka zračenja napravi se slika pacijenta i usporedi sa slikom dobivenom računalnom tomografijom (*CT*) na temelju koje je napravljen plan zračenja. Po potrebi se korigira položaj pacijenta.

7. Rotirajuće postolje (engl. *Gantry*): Rotirajući sustav za isporuku snopa omogućuje usmjeravanje terapijskog snopa prema pacijentu pod optimalnim kutom jer je snop moguće rotirati za 360°. Rotirajuće postolje teži oko 670 tona, od čega se 600 tona može rotirati s preciznošću manjom od jednog milimetra.

8. Soba za zračenje pacijenata s podesivim stolom i rotirajućim postoljem: Snop izlazi iz linije snopa rotirajućeg postolja i usmjerava se na pacijenta. Za optimizaciju položaja pacijenta koriste se dva rotirajuća digitalna rendgenska sustava uz slikovno navođenje.

9. U nastavku linije koja ne skreće prema terapijskim sobama nalazi se soba za eksperimente.



Slika 2.6: Postrojenje akceleratora u HIT-u. Sastoji se od: izvora iona (1), linearnog akceleratora (2), sinkrotrona (3) i sustava za dopremanje iona (4) u terapijske sobe. Na slici su prikazani i soba za terapiju (5), sustav za kontrolu položaja pacijenta (6), terapijska soba (8) s rotirajućim postoljem (7). Soba za eksperimente (9) nalazi se u nastavku linije koja ne skreće prema terapijskim sobama.

Osim samog akceleratorskog sustava, ključnu ulogu u kliničkoj primjeni ionske terapije ima i planiranje zračenja, koje se u HIT-u provodi naprednim računalnim sustavima. U HIT-u se planovi zračenja izrađuju računalnim sustavom za planiranje terapije zračenjem (RayStation (RaySearch Laboratories, Švedska), koji omogućuje trodimenzionalno modeliranje anatomije pacijenta, registraciju[15] i segmentaciju[16] podataka dobivenih oslikavanjem pomoću CT-a, magnetskom rezonancijom i pozitronskom emisijskom tomografijom . Također, raspodjela doze se optimizira uzimajući u obzir relativnu biološku učinkovitost svakog iona. Za protone se koristi konstantni faktor RBE=1.1. Za helij se učinak RBE uračunava prema modelu MKM (engl. *Microdosimetric Kinetic Model*) (Bellinzona et al., 2021), dok se za ugljik koristi model LEM (engl. *Local Effect Model*) (Friedrich et al., 2012). Za kisik još nije razvijen RBE model.

[15] Poravnanje slika dobivenih različitim modalitetom pri čemu se preklapaju anatomske strukture.
[16] Označavanje tumora i organa na registriranim slikama.

2.2.2 Eksperimentalni postav za ozračivanje dozimetara

U svrhu izračuna relativne učinkovitosti dozimetara u poljima teških nabijenih čestica, dozimetri su ozračeni snopovima iona vodika (H-1), helija (He-4), ugljika (C-12) i kisika (O-16). Pripadne početne energije[17] snopova na izlazu iz akceleratora, kao i vrijednosti LET-a u vodi za početne energije dobivene programskim paketom SRIM (Ziegler et al., 2010), dane su u tablici 2.1.

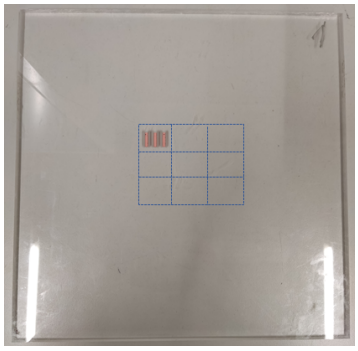
Tablica 2.1: Ioni, pripadne početne energije s vrijednostima LET-a korištene za ozračivanje dozimetara.

Ion	**Početna energija iona [MeV/u]**	**LET iona u vodi [keV/μm].**
H-1	48.12	1.30
	70.03	0.96
	149.86	0.55
	174.83	0.50
	221.06	0.42
He-4	50.07	4.98
	70.79	3.82
	130.25	2.42
	147.93	2.21
	220.51	1.70
C-12	88.83	28.41
	124.25	22.09
	176.56	17.33
	264.95	13.36
	430.10	10.33
O-16	103.77	45.63
	139.09	36.91
	190.11	29.74
	271.59	23.82
	421.47	18.90

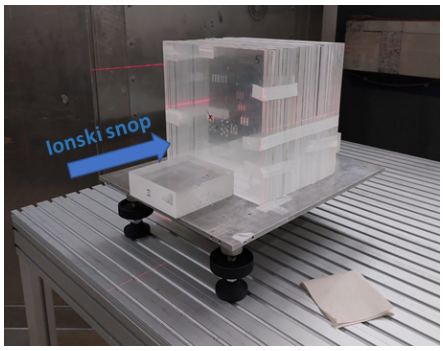
Dozimetri su zračeni u polimetil-metakrilatnom (PMMA) fantomu (Slika 2.7b). Fantom se sastojao se od niza PMMA ploča kvadratnih presjeka s duljinom stranica 28 cm i različitih debljina

[17] Početne energije u HIT-u izražene su u MeV/u, dok su u ovom radu energije dobivene MC simulacijama standardno dane u MeV/n. Razlike između MeV/u i MeV/n za promatrane ione i energije su ispod 1%.

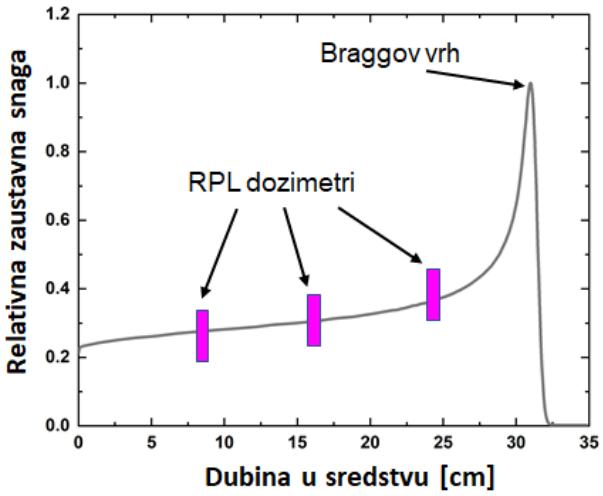
(2 mm, 3 mm, 5 mm i 1 cm), tako da se ploču s dozimetrima moglo staviti na željenu dubinu.



(a)



(b)



(c)

Slika 2.7: Eksperimentalni postav RPL dozimetara u PMMA fantomu i njihov položaj duž Braggove krivulje: (a) tri dozimetra u PMMA držaču; isprekidane linije odvajaju 9 polja unutar kojih su postavljani dozimetri radi izbjegavanja zasjenjenja, odnosno preklapanja više skupina dozimetara unutar polja zračenja; (b) dozimetri GD-302M u PMMA fantomu; na svakoj dubini od interesa, odnosno za svaku istraženu vrijednost LET-a, postavljena su po 3 dozimetra; (c) shematski prikaz položaja RPL dozimetara duž Braggove krivulje.

Dozimetri su se umetali u utore jednog od 9 polja kvadrata 8×8 cm^2 prikazanih na slici 2.7a. Homogeno polje zračenja je bilo dimenzija 10×10 cm^2. Ploče s dozimetrima postavljale

su se na različite dubine u fantomu, koje odgovaraju željenim pozicijama duž Braggove krivulje. Mijenjanjem upadne energije snopa i položaja duž Braggove krivulje, napravljena su mjerenja u većem rasponu LET-a. Tablice 2.2-2.5 prikazuju dubine na koje su stavljeni dozimetri, kao i pripadne vrijednosti vodenog ekvivalenta[18] (WET-a i prosječnu energiju snopa na toj dubini. Prosječna energija snopa na toj dubini računala se pomoću programskog paketa PHITS za simulaciju transporta zračenja kroz sredstvo primjenom MC metode. WET je izračunat množenjem debljina PMMA s faktorom 1.18. Pri jednom ozračivanju postavljano je više PMMA ploča s dozimetrima na različite dubine. Da bi se izbjeglo zasjenjenje dozimetara, za istovremena zračenja su korištena različita polja ploča (slika 2.7a).

[18]debljina vode koja uzrokuje isti gubitak energije, odnosno isto smanjenje dosega ionskog snopa, kao promatrana debljina određenog materijala.

Tablica 2.2: Početne energije snopa iona H-1 na izlazu iz akceleratora, debljine PMMA ploča ispred dozimetara te pripadni WET i prosječne energije iona H-1 u dozimetru za danu debljinu PMMA ploča.

Početna energija [MeV/u]	**Debljina PMMA ploča [cm]**	**WET [cm]**	**Prosječna energija [MeV/n]**
48.12	1	1.18	28.3
	1.3	1.53	20.6
	1.5	1.77	13.6
	1.6	1.89	9.1
	1.7	2.07	3.8
70.03	1	1.18	56.9
	2	2.36	42.3
	3	3.54	21.8
149.86	1	1.18	141.7
	8	9.44	89.8
	12.5	14.75	37.0
	13	15.34	26.8
	14	16.52	7.1
174.83	1	1.18	168.1
	10	11.80	107.8
	17.2	20.30	27.2
	17.6	20.77	17.4
221.06	1	1.18	214.7
	21	24.78	90.3
	22	25.96	81.6
	23	27.14	71.5
	24	28.32	60.1
	25	29.50	47.2
	26	30.68	29.6
	26.2	30.92	25.5
	26.6	31.39	17.4

Tablica 2.3: Početne energije snopa iona He-4 na izlazu iz akceleratora, debljine PMMA ploča ispred dozimetara te pripadni WET i prosječne energije iona He-4 u dozimetru za danu debljinu PMMA ploča.

Početna energija [MeV/u]	**Debljina PMMA ploča [cm]**	**WET [cm]**	**Prosječna energija [MeV/n]**
50.1	1.0	1.18	27.7
	1.5	1.77	12.8
	1.6	1.89	9.4
	1.8	2.07	5.5
70.8	1.0	1.18	55.2
	2.0	2.36	40.1
	3.0	3.54	17.7
130.3	1.0	1.18	121.3
	6.0	7.08	78.7
	10.0	11.80	20.5
147.9	1.0	1.18	140.2
	10.0	11.80	65.1
	12.0	14.16	36.9
220.5	1.0	1.18	215.3
	18.0	21.24	113.1
	22.0	25.96	79.2
	23.0	27.14	68.9
	24.0	28.32	57.0
	25.0	29.50	43.0

Tablica 2.4: Početne energije snopa iona C-12 na izlazu iz akceleratora, debljine PMMA ploča ispred dozimetara te pripadni WET i prosječne energije iona C-12 u dozimetru za danu debljinu PMMA ploča.

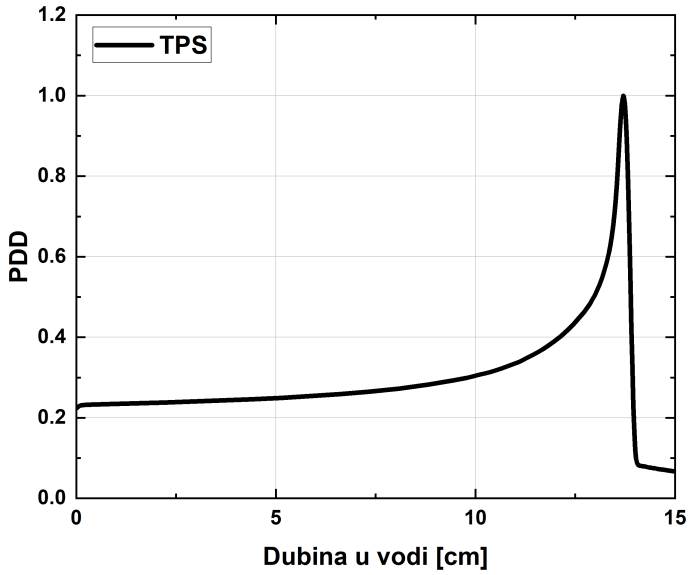
Početna energija [MeV/u]	**Debljina PMMA ploča [cm]**	**WET [cm]**	**Prosječna energija [MeV/n]**
88.83	1	1.18	43.2
	1.3	1.534	25.5
124.25	1	1.18	92.8
	2	2.36	62.1
	3	3.54	11.0
176.56	1	1.18	153.6
	4.8	5.664	60.9
	5.6	6.608	20.9
264.95	1	1.18	247.9
	5	5.9	188.4
	10	11.8	86.4
	11	12.98	53.6
	11.4	13.452	34.8
	12.6	14.868	0.3
430.1	1	1.18	418.4
	9	10.62	330.5
	22	25.96	144.3
	23	27.14	123.1
	24	28.32	101.3
	25	29.5	74.6
	26	30.68	35.3

Tablica 2.5: Početne energije snopa iona O-16 na izlazu iz akceleratora, debljine PMMA ploča ispred dozimetara te pripadni WET i prosječne energije iona O-16 u dozimetru za danu debljinu PMMA ploča.

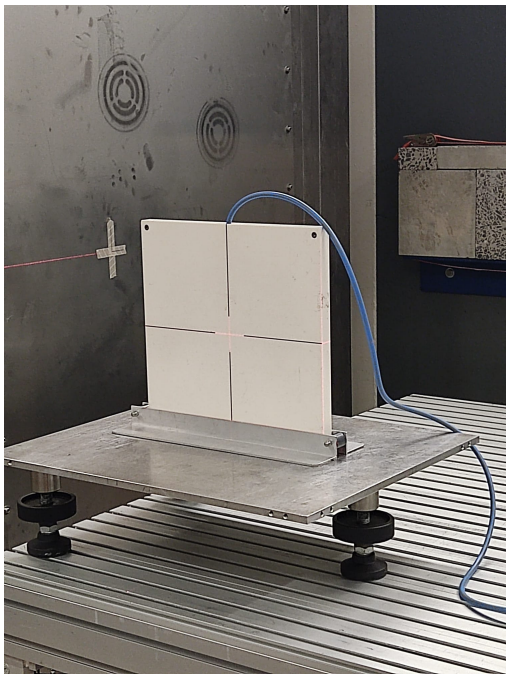
Početna energija [MeV/u]	**Debljina PMMA ploča [cm]**	**WET [cm]**	**Prosječna energija u [MeV/n]**
103.77	1	1.18	50.0
	1.3	1.534	28.9
139.09	1	1.18	101.0
	2	2.36	61.1
190.11	1	1.18	161.5
	2	2.36	136.0
	3	3.54	106.5
	4.2	4.956	59.5
	4.6	5.428	35.4
271.59	1	1.18	250.3
	5	5.9	168.5
	7	8.26	116.3
	8	9.44	82.0
	8.5	10.03	60.3
	9	10.62	29.4
421.47	1	1.18	405.0
	9	10.62	282.6
	15	17.7	165.0
	16	18.88	139.8
	17	20.06	111.0
	18.6	21.948	47.0

2.2.3 Sustav za planiranje terapije zračenjem, krivulje postotne dubinske doze i određivanje apsolutne doze na položajima dozimetara

Za određivanje apsorbirane doze u vodi D_w na položajima dozimetara korištene su krivulje postotne dubinske doze (PDD) dobivene sustavom za planiranje terapije zračenjem *RayStation* (FLUKAdev08) te mjerenja točkastom (engl. *pinpoint*) ionizacijskom komorom PTW-TM31015 (PTW, Freiburg, Germany, 2026). Krivulje PDD-a, kao na slici 2.8, reskalirane su pomoću apsolutnih doza, D_{w,z_0}, određenih mjerenjima ionizacijskom komorom, postavom prikazanim na slici 2.9. Ionizacijska komora ozračena je istim ionskim snopovima i energijama kao i dozimetri, pri čemu se tijekom ozračivanja nalazila iza 3 mm RW3 koji odgovara debljini od 3.4 mm PMMA i to je uzeto u obzir pri reskaliranju krivulja PDD-a. Za dozu na položaju dozimetra korištena je vrijednost doze iz krivulja PDD-a u osjetljivom volumenu dozimetra, pri čemu je uzeta u obzir debljina plastike držača i debljina stakla ispred volumena očitavanja dozimetra (ukupne debljine 0.7 mm PMMA). Izračun ekvivalentnih debljina opisan je u poglavlju 3.3.2.



Slika 2.8: Primjer krivulje PDD-a za ionski snop C-12 početne energije 264.95 MeV/u dobivene sustavom za planiranje terapije zračenjem (TPS).



Slika 2.9: Točkasta ionizacijska komora PTW-TM31015 u ploči RW3 korištena za određivanje apsolutne doze na ulazu u fantom.

Poglavlje 3

Simulacije Monte Carlo i procjena LET-a ionskih snopova

3.1 Programski paket PHITS i postavke parametara simulacija

U ovom radu za izračune je korišten japanski programski paket za simulaciju prolaska čestica kroz sredstvo primjenom Monte Carlo (MC) metode, Particle and Heavy Ion Transport code System (PHITS, verzija 3.341) (Sato et al., 2018, 2024). U provedenim simulacijama transporta iona korišten je PHITS-ov standardni izračunski mod. Broj simuliranih primarnih iona bio je određen parametrima za broj primarnih čestica (maxcas = 10000) u svakom od maxbch = 1000 skupova (engl. *batches*), što odgovara ukupnom broju od maxcas $\times$ maxbch =10^7 primarnih čestica. Tijekom izvođenja simulacija informacije o napretku i potrošnji vremena zapisivale su se u datoteke phits.out i batch.out, čime je omogućeno praćenje konvergencije i eventualnih gubitaka čestica.

Za simulacije su korištene preporučene postavke namijenjene za terapiju česticama. Za točan opis fizikalnih procesa korištene su opcije za energijsko i kutno raspršenje. Kutno (Coulombovo) raspršenje opisano je parametrom nspred = 2, čime se uključuje višestruko elastično raspršenje nabijenih čestica opisano Lynchovom formulom prema Molierovoj teoriji (Lynch & Dahl, 1991), što je ključno za pravilnu reprodukciju divergencije i širenja ionskog snopa u tkivu. Energijsko raspršenje iona aktivirano je postavkom nedisp = 1, koja omogućuje simulaciju statističkih fluktuacija gubitka energije na mikroskopskoj razini prema Landau-Vavilov teoriji (Vavilov, 1957). Transport sekundarnih elektrona, pozitrona i fotona uključen je postavkom negs = 1, čime se aktivira EGS5 algoritam (Hirayama et al., 2010). Time se osigurava da doprinos elektromagnetske komponente,

koja može biti posebno značajna za protone i lake ione, bude točno opisan. Za opis nuklearnih reakcija korišten je e-mode = 2, što aktivira event-generator mod, verzija 2.1, uključujući detaljni prinos nabijenih sekundarnih čestica i realističnu raspodjelu energija emitiranih neutrona. Ova je postavka preporučena u simulacijama hadronske terapije, gdje su fragmentacija snopa i sekundarne reakcije bitne za raspodjelu doze.

Zadan je i parametar iMeVperu = 1, kojom se PHITS-u eksplicitno govori da su sve unesene energije dane u MeV po nukleonu, što je standard u hadronskoj terapiji kako bi se održala dosljednost za različite ionske vrste.

3.2 Modeliranje eksperimentalnog postava

Jednostavnosti radi, modelirani su samo fantom i pojednostavljeni izvor zračenja. U ovom radu detalji prostorije nisu modelirani zbog toga što doprinos raspršenja na zidovima, podu i stropu sekundaran u usporedbi s međudjelovanjima unutar primarnog snopa i u fantomu. Za ionske snopove u HIT-u pokazano je da je slaganje vrijednosti apsolutne doze dobivene mjerenjima i MC simulacijama unutar 2.5% kada se zanemare detalji prostorije (Tessonnier et al., 2017). Detalji prostorije u HIT-u su važni samo za položaje izvan polja zračenja (Bolzonella et al., 2025).

3.2.1 Sredstva

U tablici 3.1 su navedena sredstva modelirana u MC simulacijama, kao i njihova gustoća, sastav i maseni udio elemenata za svako sredstvo. Ploče koje čine fantom u eksperimentu napravljene su od pleksiglasa (polimetil metakrilat, PMMA). Plastični držač dozimetra modeliran je kao termoplastični polimer akrilonitril-butadien-stiren (ABS). Informacije o sastavu, masenom udjelu elemenata i gustoći stakla, plastike, PMMA i suhom zraku iz tablice preuzete su iz Hsu et al. (2007), National Center for Biotechnology Information (2026), G4 NIST Material Database (2016) i National Institute of Standards and Technology (2026).

Tablica 3.1: Gustoća, sastav i maseni udio elemenata sredstava korištenih u simulacijama. C označava element ugljik, a C-12 izotop ugljika.

Sredstvo	**Gustoća [g/cm^3]**	**Sastav**	**Maseni udio elemenata**
Suhi zrak	0.001205	N-14	0.75527
		Ar-40	0.01282
		O-16	0.23178
		C-12	0.00012
Voda	1.0	O-16	0.888106
		H-1	0.111894
PMMA	1.19	C-12	0.59985
		O-16	0.31962
		H-1	0.08054
Plastika (ABS)	1.05	C	0.85200
		H	0.08110
		N	0.06630
RPL staklo (FD-7)	2.61	Na	0.1100
		P	0.3155
		O	0.5116
		Al	0.0612
		Ag	0.0017

3.2.2 Modeliranje izvora zračenja i krivulje postotne dubinske doze

Izvori su modelirani kao kvadratni snopovi dimenzija (10×10) cm^2. Energijski profil snopa modeliran je kao gaussijan sa središnjom energijom i pripadnim širinom na pola maksimalne vrijednosti (engl. *Full-Width at Half Maximum*, FWHM). Središnje energije, FWHM te donja i gornja granica gausijana za svaku simuliranu konfiguraciju odabrani su kako bi se postiglo najbolje moguće slaganje s krivuljom PDD-a (poglavlje 2.2.3) sustava za planiranje terapije zračenjem . Filter za širenje energijskog profila ionskih snopova (engl. *Ripple filter*) prisutan pri ozračivanju ionskim snopovima He-4, C-12 i O-16 nismo modelirali. Za ionske snopove H-1 nije potreban ripple filter zbog već dovoljno širokog profila snopa. Validacija modela snopa je napravljena za krivulje PDD-a u vodi. Doza je bilježena u pravokutnim ćelijama dimenzija $20 \times 20 \times 1$ mm^3, postavljenim u niz duž početnog smjera gibanja snopa. Krivulje dubinske doze su normirane maksimalnom vrijed-

nošću doze za pojedinu krivulju PDD-a. Radi kvantitativne usporedbe krivulja PDD dobivenih MC simulacijama i TPS-om, koristili smo sljedeće parametre za karakterizaciju krivulja:

- R_{90}: dubina iza Braggovog vrha (engl. *Bragg Peak*, BP) na kojoj doza iznosi 90% maksimalne vrijednosti doze.
- $D_{\text{ulaz}}[\%]$: omjer vrijednosti doze na ulasku u fantom i vrijednosti doze u Braggovom vrhu. U nastavku se koristi izraz ulazna doza (engl. *entrance dose*).
- R_{90-10}: udaljenost između 90% i 10% maksimalne doze iza Braggovog vrha. U nastavku se koristi i izraz područje strmog pada doze (engl. *distal fall-off*).
- FWHM : Širina Braggovog vrha unutar kojeg je vrijednost doze jednaka ili veća od 50% maksimalne doze.

3.2.3 Modeliranje fantoma i dozimetra

Fantom je modeliran kao kvadar od PMMA dimenzija $30 \times 30 \times 40$ cm^3. Dozimetri su modelirani kao cilindri od RPL stakla FD-7 duljine 12 mm i promjera 1.5 mm u šupljem plastičnom valjku visine 13 mm, vanjskog promjera 2.8 mm i debljine stijenke 0.3 mm. PHITS-ov odjeljak T-Track korišten je za provjeru geometrije u 2D, dok je za provjeru modela u 3D prostoru korišten PHITS-ov alat PHIG-3D. T-Track i PHIG-3D omogućavaju provjeru i javljaju grešku ako pri modeliranju geometrije postoje nedefinirana područja ili preklapanja dijelova geometrije.

3.3 Veličine od interesa

3.3.1 Energija iona

Energija iona je bilježena u efektivnom volumenu očitavanja dozimetra (valjak duljine 6 mm i promjera 1 mm), u 1000 logaritamski raspoređenih intervala (engl. *bin*) energija u rasponu (0.01–450) MeV/n. Spektar energija za pojedini ion sastoji se od srednje vrijednosti energije svakog intervala i pripadne vrijednosti čestičnog toka iona.

3.3.2 LET

U radu je korišteno 5 načina računanja LET-a opisanih u tablici 3.2. Pojedini koraci izračuna detaljnije su opisani u nastavku.

Tablica 3.2: Definicije i metode izračuna različitih vrsta LET-a korištenih u ovom radu.
Indeksi t i d označavaju način usrednjivanja: po stazi čestice i po dozi. Indeks H_2O označava da je LET izražen u vodi. Metode 1–3 odmah sve računaju u vodi, dok se metodama 4 i 5 najprije izračuna LET u RPL staklu (FD-7) pa se onda prebacuje u vodu.

Vrsta LET-a	**Opis izračuna LET-a**
$\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})$	**Metoda 1** Spektar energija iona u RPL staklu FD-7 usrednjen je težinskim faktorom toka iona: $$\bar{E} = \frac{\sum_\mathrm{i} E_\mathrm{i} \cdot \phi_\mathrm{i}}{\sum_\mathrm{i} \phi_\mathrm{i}} \quad (3.1)$$ Za srednju energiju, $\bar{E}$, izračunat je LET u vodi koristeći programski paket SRIM (Ziegler et al., 2010).
$\mathrm{LET}_{\mathrm{t,H_2O}}$	**Metoda 2** Spektri energije iona konvertirani su u spektre elektronskih zaustavnih snaga u vodi koristeći podatke iz programskog paketa SRIM (Ziegler et al., 2010). Dobiveni spektri LET-a su usrednjeni težinskim faktorom čestičnog toka iona (1.6).
$\mathrm{LET}_{\mathrm{d,H_2O}}$	**Metoda 3** Spektri energije iona konvertirani su u spektre elektronskih zaustavnih snaga u vodi koristeći podatke iz programskog paketa SRIM (Ziegler et al., 2010). Dobiveni spektri LET-a su usrednjeni težinskim faktorom čestičnog toka iona (1.7).
$\mathrm{LET}_{\mathrm{t,H_2O}}\,(\mathrm{LET}_{\mathrm{t,FD\text{-}7}})$	**Metoda 4** Spektar energija iona u RPL staklu FD-7 konvertiran je u spektar elektronskih zaustavnih snaga u RPL staklu FD-7 koristeći tablice programskog paketa SRIM. Dobiveni spektar potom je usrednjen koristeći izraz 1.6. Množenjem konverzijskim faktorom f_konv (izraz 3.2) izračunat je tokom usrednjeni LET u vodi.
$\mathrm{LET}_{\mathrm{d,H_2O}}\,(\mathrm{LET}_{\mathrm{d,FD\text{-}7}})$	**Metoda 5** Spektar energija iona u RPL staklu FD-7 konvertiran je koristeći tablice programskog paketa SRIM u spektar elektronskih zaustavnih snaga u RPL staklu FD-7 i potom usrednjen koristeći izraz 1.7. Množenjem konverzijskim faktorom f_konv (izraz 3.2) izračunat je dozom usrednjeni LET u vodi.

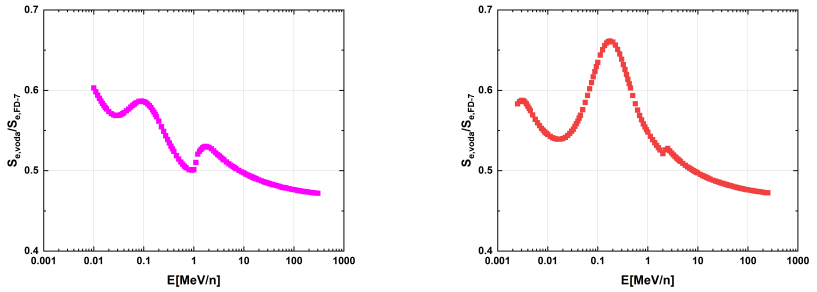
Postupak preračuna energije iona u LET bio je sljedeći: Za svaki interval energijskog spektra izračunata je srednja energija iona, za koju je, koristeći programski paket SRIM (Ziegler et al., 2010), određena elektronska zaustavna snaga u vodi i RPL staklu FD-7. Tablica podataka s elektronskim zaustavnim snagama sadržava energije u rasponu (0.01–300) MeV za ione H-1, (0.01–1000) MeV

za ione He-4, (0.01–6000) MeV za ione C-12 i (0.01–7000) MeV za ione O-16. Maksimalne energije su odabrane kako bi obuhvaćale najveće početne energije pojedinog iona.

Usrednjeni LET u RPL staklu FD-7 konvertiran je u LET u vodi množenjem s konverzijskim faktorom

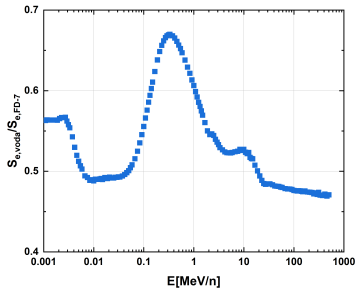
$$f_{konv} = \frac{S_{e,voda}}{S_{e,FD-7}} \tag{3.2}$$

koji je dan omjerom elektronskih zaustavnih snaga iona u vodi i u RPL staklu FD-7 (Ziegler et al., 2010). Vrijednosti konverzijskih faktora između vode i RPL stakla FD-7 u ovisnosti o energiji za ione H-1, He-4, C-12 i O-16 prikazani su na slici 3.1.

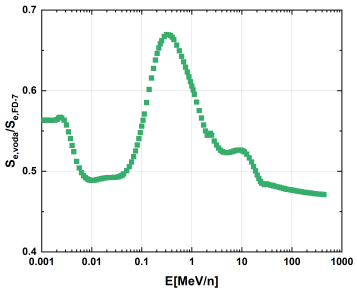


(a) H-1

(b) He-4



(c) C-12



(d) O-16

Slika 3.1: Konverzijski faktor za preračun elektronske zaustavne snage u RPL staklu u elektronsku zaustavnu snagu u vodi u ovisnosti o energiji iona za ionske snopove H-1, He-4, C-12 i O-16.

Mjerna nesigurnost

Za svaki bin i poznati su tok čestica Φ_i, relativna statistička nesigurnost toka r_i i pripadna vrijednost LET-a u vodi L_i. Standardna nesigurnost toka u pojedinom binu izračunata je kao:

$$u_{\Phi_i} = r_i \Phi_i. \tag{3.3}$$

Mjerna nesigurnost veličine $\mathrm{LET_t}$ izračunata je kao:

$$\begin{aligned} u_{\mathrm{LET_t}} &= \sqrt{\sum_i \left(\frac{\partial \mathrm{LET_t}}{\partial \Phi_i} u_{\Phi_i} \right)^2} \\ &= \sqrt{\sum_i \left[\frac{L_i \sum_j \Phi_j - \sum_j \Phi_j L_j}{\left(\sum_j \Phi_j \right)^2} u_{\Phi_i} \right]^2} \\ &= \sqrt{\sum_i \left[\frac{L_i - \mathrm{LET_t}}{\sum_j \Phi_j} u_{\Phi_i} \right]^2} \end{aligned} \tag{3.4}$$

Mjerna nesigurnost veličine $\mathrm{LET_d}$ izračunata je kao:

$$\begin{aligned} u_{\mathrm{LET_d}} &= \sqrt{\sum_i \left(\frac{\partial \mathrm{LET_d}}{\partial \Phi_i} u_{\Phi_i} \right)^2} \\ &= \sqrt{\sum_i \left[\frac{L_i^2 \sum_j \Phi_j L_j - L_i \sum_j \Phi_j L_j^2}{\left(\sum_j \Phi_j L_j \right)^2} u_{\Phi_i} \right]^2} \\ &= \sqrt{\sum_i \left[\frac{L_i (L_i - \mathrm{LET_d})}{\sum_j \Phi_j L_j} u_{\Phi_i} \right]^2} \end{aligned} \tag{3.5}$$

Tokom čestice usrednjena energija snopa iona izračunata je kao:

$$\bar{E} = \frac{\sum_i \Phi_i E_i}{\sum_i \Phi_i}. \tag{3.6}$$

Mjerna nesigurnost srednje energije izračunata je kao:

$$\begin{aligned} u_{\bar{E}} &= \sqrt{\sum_i \left(\frac{\partial \bar{E}}{\partial \Phi_i} u_{\Phi_i} \right)^2} \\ &= \sqrt{\sum_i \left[\frac{E_i \sum_j \Phi_j - \sum_j \Phi_j E_j}{\left(\sum_j \Phi_j \right)^2} u_{\Phi_i} \right]^2} \\ &= \sqrt{\sum_i \left[\frac{E_i - \bar{E}}{\sum_j \Phi_j} u_{\Phi_i} \right]^2} \end{aligned} \tag{3.7}$$

Mjerna nesigurnost vrijednosti $\mathrm{LET}(\bar{E})$ dobivene iz tablica programskog paketa SRIM (Ziegler et al., 2010) izračunata je:

$$u_{\mathrm{LET}(\bar{E})} = \frac{\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})}{\bar{E}} \cdot u_{\bar{E}} \tag{3.8}$$

Za 10^7 simuliranih primarnih čestica relativna mjerna nesigurnost za izračunate vrijednosti LET-a bila je ispod 1% za gotovo sve položaje dozimetara. Iznimke su bile četiri točke blizu Braggovog vrha za koje je relativna nesigurnost bila (3.8–7)%. Pripadna apsolutna vrijednost dviju točaka mjerne nesigurnosti (oko 0.2 keV/μm) bila je zanemariva pri usporedbi podataka i stoga nije izvještavana u rezultatima. Druge dvije točke nalazile imale su premalen signal i zanemarene u daljnoj analizi.

Utjecaj različitih načina modeliranja dozimetara na vrijednost LET-a

Dozimetar je modeliran na sljedeće načine:

1. **Kao u eksperimentu**:
   Stakleni (FD-7) valjak duljine 12 mm i promjera 1.5 mm smješten unutar šupljeg plastičnog (ABS) valjka duljine 13 mm, vanjskog promjera 2.8 mm i debljine stijenke 0.3 mm. Unutar staklenog valjka definiran je dodatni cilindrični volumen za bilježenje spektra energija iona. Taj volumen odgovara efektivnom volumenu očitavanja stvarnog dozimetra te ima promjer 1 mm i duljinu 6 mm.

2. **Kao vodeni valjak**:

Model vodenog valjka dobiven je iz modela eksperimenta zamjenom svih materijala vodom i skaliranjem dimenzija prema omjeru vodenog ekvivalenta za promatrani ionski snop. Debljina plastičnog držača te promjer i duljina staklenog štapića skalirani su istim faktorom kako bi se očuvao vodeni ekvivalent modela.

Debljine vodenog ekvivalenta za plastični držač i stakleni štapić izračunati su metodom za tanke mete opisane u Zhang et al. (2010). Prema Bragg-Kleemanovom pravilu vrijedi

$$R(E) = \alpha E^p \tag{3.9}$$

gdje je $R(E)$ doseg iona u cm, E je energija u MeV-ima u danom sredstvu, α i p su parametri koji ovise o sredstvu kroz koji ion prolazi. Pomoću SRIM-a je generirana tablica s vrijednostima dosega, $R(E)$, i pripadnih energija, E, za svaku vrstu iona u PMMA, RPL staklu FD-7, vodi i plastici (ABS). Tablica je generirana za raspone energija (10–250) MeV za ione H-1, (25–1000) MeV za ione He-4 i (250–10000) MeV za ione C-12 i O-16. Na te podatke je napravljena prilagodba oblika 3.9, iz čega su izračunati parametri α i p za sve ione i sredstva. Prema Zhang et al. (2010) omjer vodenog ekvivalenta izračunat je kao

$$\mathrm{WER} = \frac{\alpha_{\mathrm{H_2O}} \cdot p_{\mathrm{H_2O}}}{\alpha_{\mathrm{s}} \cdot p_{\mathrm{s}}} \cdot E^{p_{\mathrm{H_2O}} - p_{\mathrm{s}}} \tag{3.10}$$

gdje se indeks "H_2O" odnosi na vodu, a indeks "s" na sredstvo za koje se računa vodeni ekvivalent.

Koristeći izraz 3.10 i parametre α i p, izračunat je WER za najmanju ($\mathrm{WER}(E_{\mathrm{min}})$) i najveću ($\mathrm{WER}(E_{\mathrm{max}})$) energiju iona za svako sredstvo. U nastavku smo koristili srednju vrijednost:

$$\mathrm{WER} \equiv \overline{\mathrm{WER}} = \frac{\mathrm{WET}(\mathrm{E_{min}}) + \mathrm{WET}(\mathrm{E_{max}})}{2} \tag{3.11}$$

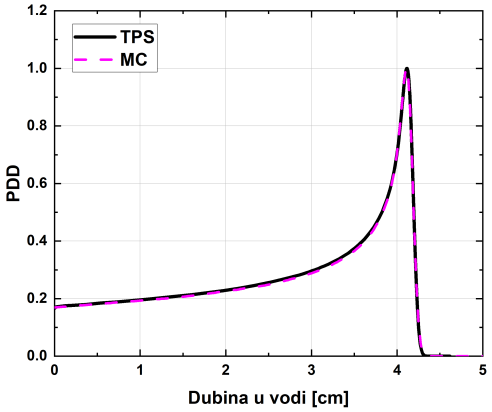
za izračunavanje WET-a stijenke plastičnog držača te staklenog štapića i efektivnog volumena očitavanja.

Poglavlje 4

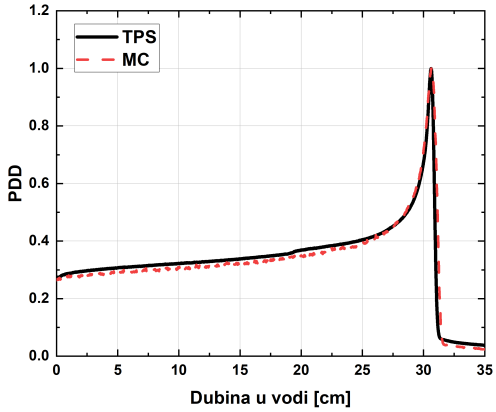
Rezultati

4.1 Apsorbirana doza i krivulje PDD

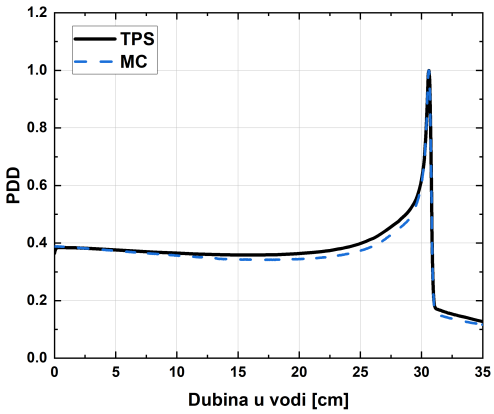
Grafički prikaz mjere slaganja krivulja PDD-a dobivenih MC simulacijama i sustavom za planiranje terapije zračenjem dan je na grafovima na slici 4.1. Odabrani primjeri prikazuju a) najbolje slaganje krivulja dobivenih MC simulacijama i TPS-om (H-1: početna energija 70.03 MeV), b) najlošije slaganje s obzirom na R_{90} (He-4: početna energija 220.51 MeV/u), c) najlošije slaganje s obzirom na FWHM (C-12: početna energija 430.10 MeV/u) i d) primjer krivulje dobivene TPS-om s dvostrukim Braggovim vrhom (O-16: početna energija 103.77 MeV/u). Grafički prikazi PDD krivulja za sve ione i početne energije nalaze se u dodatku 8.1 (slike 8.1 – 8.4).



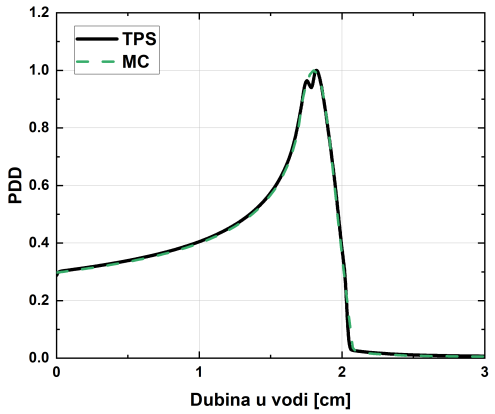
(a) H-1: početna energija ionskog snopa je 70.03 MeV.



(b) He-4: početna energija ionskog snopa je 220.51 MeV/u.



(c) C-12: početna energija ionskog snopa je 430.10 MeV/u.



(d) O-16: početna energija ionskog snopa je 103.77 MeV/u.

Slika 4.1: Krivulje PDD-a dobivene MC simulacijama i sustavom za planiranje terapije zračenjem za po jednu početnu energiju ionskog snopa H-1 (a), He-4 (b), C-12 (c) i O-16 (d).

U tablici 4.1 dane su vrijednosti parametara za sve krivulje PDD-a dobivene MC simulacijama kao i relativna i/ili apsolutna razlika[19], u odnosu na sustav za planiranje terapije zračenjem. Relativne razlike između dosega, R_{90}, dobivenog MC simulacijama i TPS-om bile su manje od 0.4% za sve ione i početne energije. Doze na ulazu, $D_{\text{ulaz}}[\%]$, između MC simulacija i TPS-a nisu se razlikovale za više od 11%. Razlike vrijednosti područja strmog pada, R_{90-10}, bile su manje od 1 mm za skoro sve ione i energije. Izuzetak su bile veće početne energija iona He-4, C-12 i O-16, gdje su razlike bile između 1 mm i 2 mm za tri početne energije i 13 mm za najveću početnu energiju C-12. Relativne razlike širine modulacije, FWHM, bile su ispod 7%. Iznimka su bile tri početne energije s relativnom razlikom između 11% i 13% te najveća početna energija iona C-12, gdje je relativna razlika bila skoro 27%.

Zaključno, modeliranjem snopa energijskim gausijanom jedne srednje energije i FWHM-a, postignuto je zadovoljavajuće slaganje krivulja PDD-a dobivenih MC simulacijama i TPS-om. Za sve daljnje izračune ulazni snopovi su modelirani gaussovom funkcijom, pri čemu su energija i FWHM dani u tablici 4.1.

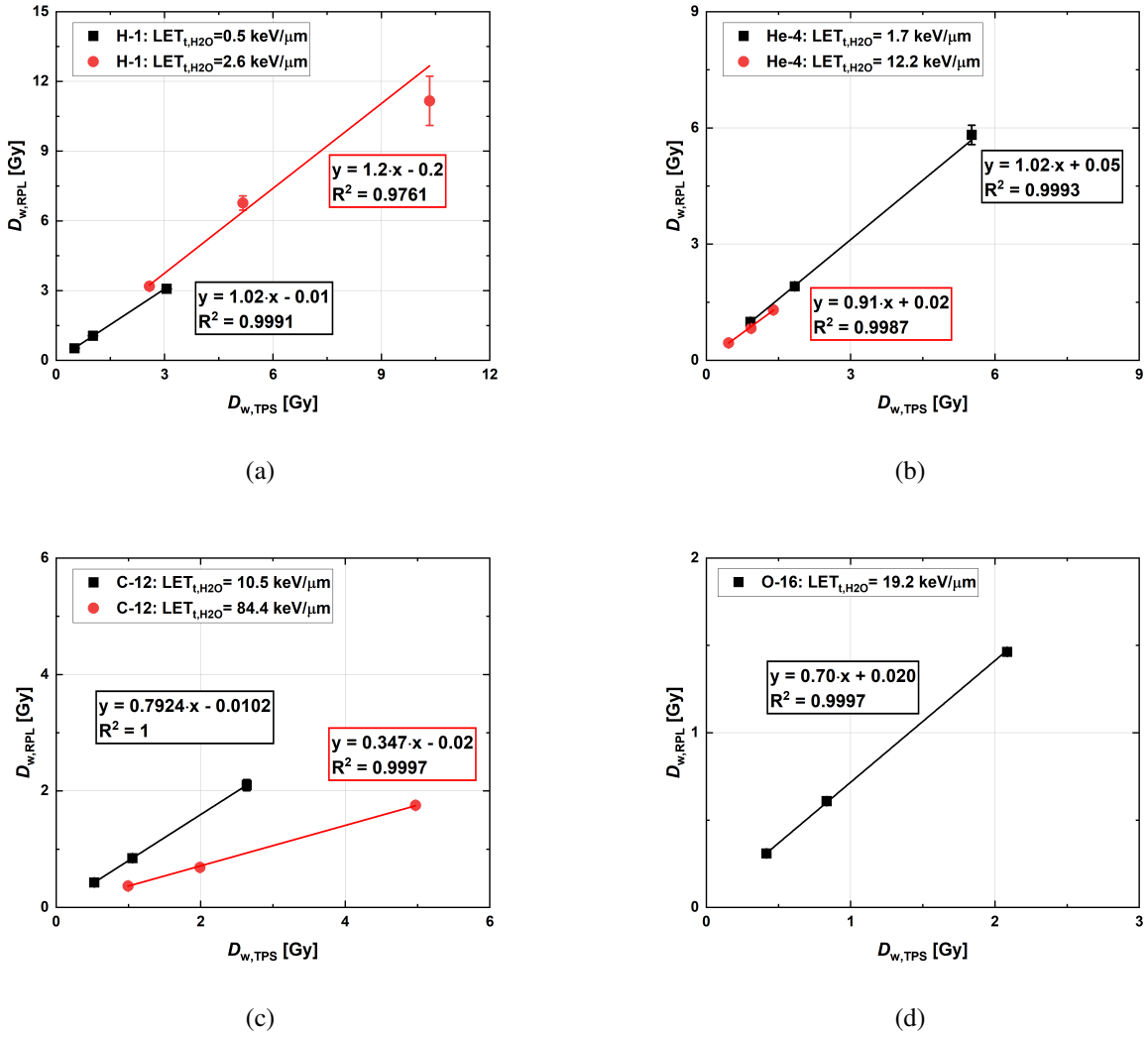
[19] U cijelom radu relativna razlika za veličinu računatu MC simulacijama, X_{MC} u odnosu na istu veličinu računatu TPS-om, X_{TPS}, definirana je kao $\Delta[\%] = \frac{X_{\text{MC}} - X_{\text{TPS}}}{X_{\text{TPS}}} \cdot 100$. Apsolutna razlika računa se kao $\Delta = X_{\text{MC}} - X_{\text{TPS}}$.

Tablica 4.1: Vrijednosti parametara opisa krivulja PDD-a dobivene MC simulacijama i njihova relativna razlika, $\Delta[\%] = \frac{X_{\mathrm{MC}} - X_{\mathrm{TPS}}}{X_{\mathrm{TPS}}} \cdot 100$, u odnosu na sustav za planiranje terapije zračenjem. Za R_{90} i R_{90-10} računata je apsolutna razlika, Δ[mm]=$X_{\mathrm{MC}} - X_{\mathrm{TPS}}$.

Ion	E[MeV/u]	R_{90}[cm]	Δ[%]	Δ[mm]	D_{ulaz}[%]	Δ[%]	R_{90-10}[mm]	Δ[mm]	FWHM[mm]	Δ[%]
H-1	48.12	2.1	-0.2	0.0	17.9	2.3	0.8	0.2	2.3	4.2
	70.03	4.1	-0.1	0.0	16.9	1.6	1.1	0.1	3.6	-3.1
	149.86	16.0	0.0	0.0	19.6	9.2	3.5	0.1	13.1	-1.5
	174.83	20.9	0.0	-0.1	20.5	8.5	4.5	0.1	17.4	-1.1
	221.05	31.2	-0.1	-0.5	23.1	8.5	6.7	0.2	26.5	-1.3
He-4	50.57	2.1	0.1	0.0	28.1	-7.9	1.8	0.1	6.3	-3.9
	70.79	4.0	-0.1	-0.1	22.9	-6.4	1.7	0.0	6.9	-3.9
	130.25	12.2	0.0	0.0	20.0	-3.0	2.4	0.2	10.7	2.9
	147.93	15.4	0.3	0.4	20.8	-1.4	3.5	0.9	13.0	11.2
	220.51	30.9	0.4	1.2	26.4	-3.9	5.5	1.2	26.1	11.9
C-12	88.83	1.9	0.1	0.0	30.0	1.5	1.7	0.0	6.3	2.0
	124.25	3.6	0.1	0.0	25.1	2.3	1.6	-0.1	6.6	-0.4
	176.56	6.8	0.0	0.0	22.5	3.6	2.3	0.5	7.4	-0.7
	264.95	13.8	-0.1	-0.1	23.3	4.3	2.8	0.4	8.7	-6.5
	430.10	30.7	0.0	-0.1	38.7	6.1	64.2	-13.5	16.0	-26.6
O-16	103.77	1.9	0.2	0.0	29.7	3.5	1.9	0.1	6.0	-4.3
	139.09	3.3	0.2	0.1	25.9	7.6	2.1	0.3	6.5	-0.6
	190.11	5.8	0.2	0.1	23.4	8.9	2.3	0.5	7.1	-1.8
	271.59	10.8	0.4	0.4	23.9	10.8	3.8	1.5	9.1	2.7
	421.47	22.2	-0.1	-0.3	32.0	8.8	30.1	-2.1	13.2	-12.9

4.2 Linearnost odziva

Linearnost odziva dozimetra s apsorbiranom dozom je ispitana za najmanju i najveću vrijednost LET-a postignutu za svaki ion. Grafički prikaz ovisnosti doze dobivene iz signala dozimetra, $D_{\mathrm{w,RPL}}$, i doze na položaju dozimetra dobivene sustavom za planiranje terapije zračenjem i mjerenjima ionizacijskom komorom, $D_{\mathrm{w,TPS}}$, dan je na grafovima na slici 4.2. Prikazane su i mjerne nesigurnosti za $D_{\mathrm{w,TPS}}$ i $D_{\mathrm{w,RPL}}$. Linearna regresija napravljena je uzimajući u obzir mjerne nesigurnosti. Slaganje linearnog modela s podacima procijenjeno je koeficijentom R^2. Sve vrijednosti R^2 su blizu 1, što potvrđuje dobro slaganje.



Slika 4.2: Ovisnost doze izračunate iz signala dozimetra, $D_{\mathrm{w,RPL}}$, i doze na položaju dozimetra izračunate pomoću sustava za planiranje terapije zračenjem i mjerenja ionizacijskom komorom, $D_{\mathrm{w,TPS}}$, za ione H-1 (a), He-4 (b), C-12 (c) i O-16 (d). Grafovi su nacrtani u OriginPro, koji pri prilagodbi na podatke mjerne nesigurnosti veličina, u_{i}, uzima u obzir težinskim faktorom $1/u_{\mathrm{i}}$.

Vrijednosti indeksa linearnosti, $f(D)$ (izraz 2.15), vrijednosti $D_{\mathrm{w,RPL}}$ i $D_{\mathrm{w,TPS}}$ te pripadne mjerne nesigurnosti dane su u tablici 4.2. Za većinu točaka odziv dozimetra odstupa do 4% od idealnog linearnog odziva ($f(D)$=1.00). Za pet točaka je odstupanje (5–8)%. Jedina iznimka, koja ukazuje na moguću sublinearnost (f=0.88), dobivena je za vrijednost doze $D_{\mathrm{w,TPS}} = 10.43$ Gy pri zračenju snopom iona H-1 većeg LET-a. Ipak, prema reskaliranim krivuljama dubinske raspodjele doze, dozimetri ozračene ionima H-1 koje smo koristili za računanje relativne učinkovitosti nisu bili na položajima gdje je apsorbirana doza bila veća od 2.62 Gy. Stoga smo pretpostavili da su sva mjerenja napravljena u uvjetima linearnog odziva dozimetra.

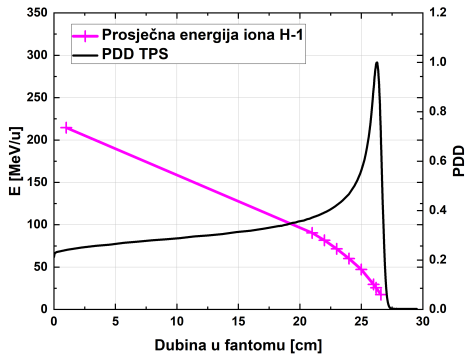
Tablica 4.2: Usporedba apsorbiranih doza određenih sustavom za planiranje (TPS) i RPL dozimetrima za različite vrste iona i vrijednosti $\mathrm{LET}_{\mathrm{t,H_2O}}$. Prikazane su pripadne mjerne nesigurnosti ($u_{D_{\mathrm{W,TPS}}}$ i $u_{D_{\mathrm{W,RPL}}}$) i indeks linearnosti $f(D)$. Za mjerene nesigurnosti je uzet faktor pokrivenosti k=2.

Ion	$\mathrm{LET}_{\mathrm{t,H_2O}}$ [keV/μm]	$D_{\mathrm{W,TPS}}$ [Gy]	$u_{D_{\mathrm{W,TPS}}}$ [Gy]	$D_{\mathrm{W,RPL}}$ [Gy]	$u_{D_{\mathrm{W,RPL}}}$ [Gy]	$f(D)$
H-1	0.46	0.51	0.03	0.52	0.02	0.98
		1.02	0.05	1.06	0.03	1.00
		3.1	0.2	3.1	0.1	0.97
	2.63	2.6	0.1	3.2	0.2	1.00
		5.2	0.3	6.8	0.3	1.06
		10.3	0.5	11	1	0.88
He-4	1.74	0.92	0.06	0.99	0.03	1.00
		1.8	0.1	1.91	0.05	0.96
		5.5	0.4	5.8	0.3	0.98
	12.15	0.47	0.03	0.45	0.01	1.00
		0.93	0.06	0.83	0.04	0.92
		1.40	0.09	1.30	0.03	0.97
C-12	10.49	0.53	0.04	0.43	0.01	1.01
		1.06	0.07	0.85	0.03	1.00
		2.6	0.2	2.1	0.1	0.99
	84.35	1.00	0.07	0.37	0.01	1.07
		2.0	0.1	0.69	0.03	1.00
		5.0	0.3	1.75	0.04	1.02
O-16	19.24	0.42	0.03	0.309	0.003	1.00
		0.83	0.06	0.609	0.006	0.99
		2.1	0.1	1.46	0.02	0.95
	112.5	0.36	0.02	0.141	0.007	0.65
		1.8	0.1	0.69	0.03	0.63
		4.0	0.3	1.54	0.09	0.64

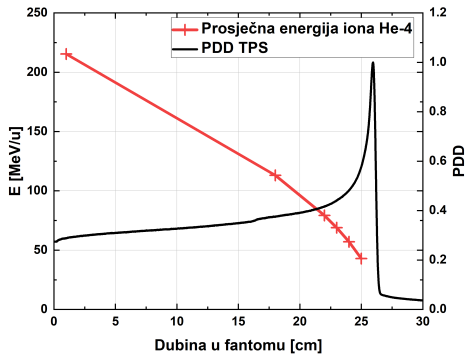
4.3 Energija i LET ionskih snopova na položajima dozimetara

4.3.1 Energija ionskog snopa

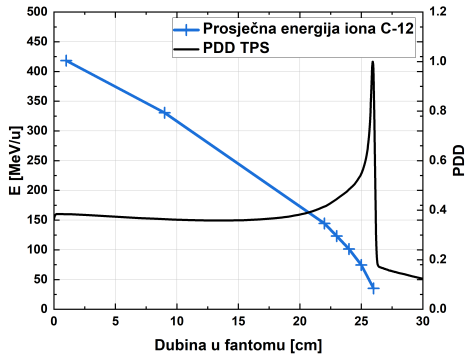
Prosječna energija ionskog snopa izračunata je usrednjavanjem spektra energija iona na položajima dozimetara. Na grafovima na slici 4.3 je prikazan primjer ovisnosti prosječne energije ionskog snopa o položaju dozimetra za najveću početnu energiju svakog ionskog snopa. Za ilustraciju su odabrane najveće početne energije snopova iona jer imaju najveći doseg i najviše pozicija za dozimetre, stoga najdetaljnije pokazuju promjenu energiju snopa prolaskom kroz fantom.



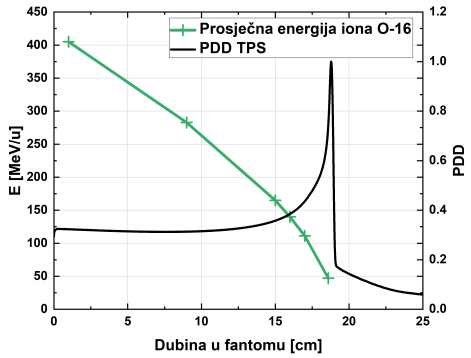
(a) H-1: početna energija ionskog snopa je 70.03 MeV.



(b) He-4: početna energija ionskog snopa je 220.51 MeV/u.



(c) C-12: početna energija ionskog snopa je 430.10 MeV/u.

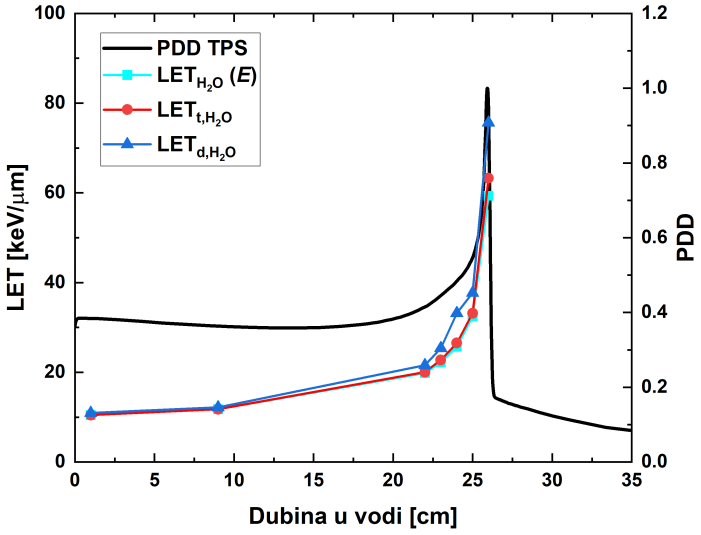


(d) O-16: početna energija ionskog snopa je 103.77 MeV/u.

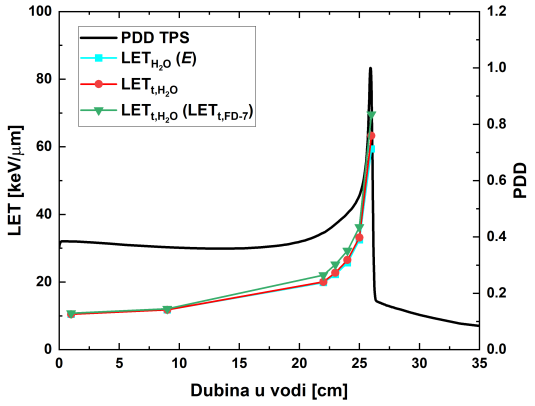
Slika 4.3: Prosječna energija ionskog snopa na položajima dozimetara za po jednu početnu energiju za ionske snopove H-1 (a), He-4 (b), C-12 (c) i O-16 (d).

4.3.2 Utjecaj različitih metoda računanja LET-a na vrijednost LET-a

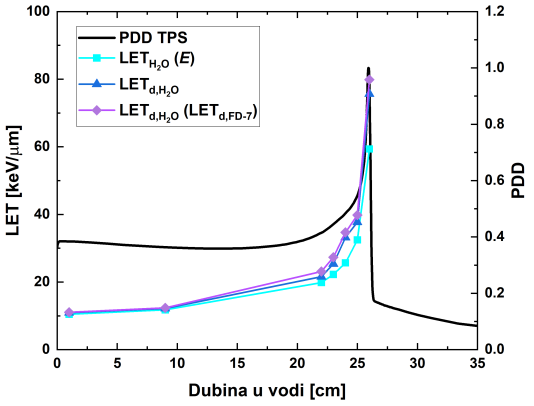
Primjer ovisnosti vrijednosti LET-a na položajima dozimetara dobivenih pomoću 5 metoda opisanih u poglavlju 3.3.2 (tablica 3.2) prikazan je na na slici 4.4 (a-c). Na svim slikama prikazane su krivulje PDD-a i LET u vodi, $\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})$, izračunat iz srednje energije snopa pomoću SRIM-a. Dodatno, na slici 4.4.a vidi se usporedba različitih načina usrednjavanja. Prikazani su LET usrednjen po dozi, $\mathrm{LET}_{\mathrm{d,H_2O}}$, i LET usrednjen po stazi, $\mathrm{LET}_{\mathrm{t,H_2O}}$, u vodi. Na slikama b i c uspoređeni su različiti načini dobivanja LET-a u vodi. Slika4.4.b prikazuje usporedbu za LET usrednjen po stazi, a 4.4.c za LET usrednjen po dozi.



(a)



(b)



(c)

Slika 4.4: Vrijednosti LET-a dobivene različitim metodama na položajima dozimetara za ionski snop C-12 početne energije 430 MeV/u.
$LET_{H_2O}(\bar{E})$ - LET izračunat iz srednje energije spektra iona (tirkizna boja)
LET_{t,H_2O} - LET usrednjen po stazi izračunat u vodi (crvena boja)
LET_{d,H_2O} - LET usrednjen po dozi izračunat u vodi (plava boja)
$LET_{t,H_2O}(LET_{t,FD-7})$ - LET usrednjen po stazi izračunat u RPL staklu FD-7 (zelena boja)
$LET_{d,H_2O}(LET_{d,FD-7})$ - LET usrednjen po dozi izračunat u RPL staklu FD-7 (ljubičasta boja).
.
Metode računanja LET-a opisane su u tablici 3.2.
(a) usporedba tri najčešće metode izračuna LET-a: $LET_{H_2O}(\bar{E})$, LET_{t,H_2O}, LET_{d,H_2O}
(b) usporedba izračuna u vodi: LET_{t,H_2O} i $LET_{t,H_2O}(LET_{t,FD-7})$ te $LET_{H_2O}(\bar{E})$
(c) usporedba izračuna u vodi : LET_{d,H_2O} i $LET_{d,H_2O}(LET_{d,FD-7})$ te $LET_{H_2O}(\bar{E})$

U tablicama 7.1–4.6 su navedene vrijednosti prosječne energije ionskog snopa, vrijednosti LET-a dobivene različitim metodama računanja opisane u poglavlju 3.3.2 i relativne razlike između različitih metoda izračuna vrijednosti LET-a.

Za sve ionske snopove i za sve početne energije vrijedi:

$$\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E}) \leq \mathrm{LET}_{\mathrm{t,H_2O}} \leq \mathrm{LET}_{\mathrm{t,H_2O}}(\mathrm{LET}_{\mathrm{t,FD\text{-}7}}) \leq \mathrm{LET}_{\mathrm{d,H_2O}} \leq \mathrm{LET}_{\mathrm{d,H_2O}}(\mathrm{LET}_{\mathrm{d,FD\text{-}7}})$$

Vrijednosti $\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})$ su niže od svih ostalih metoda i najbliže vrijednostima $\mathrm{LET}_{\mathrm{t,H_2O}}$. Zanemarimo li točke u području Braggovog vrha, njihovo relativno odstupanje vrijednosti je manje od 5% za sve ionske snopove i energije. U području Braggovog vrha relativno odstupanje je za većinu energija iznad 10% i u jednom slučaju (ionski snop iona H-1 početne energije 149 MeV) dostiže vrijednosti do 37%. Stoga, za područja izvan Braggovog vrha, umjesto bilježenja čitavog spektra energije iona, konverzije u spektar LET-a i usrednjavanja LET-a po stazi, možemo koristiti jednostavniji i brži pristup: za srednju vrijednost energije iona iščitati pripadnu vrijednost LET-a iz tablica dobivenih programskim paketom SRIM (Ziegler et al., 2010).

Usporedba $\mathrm{LET}_{\mathrm{t,H_2O}}$ i $\mathrm{LET}_{\mathrm{t,H_2O}}(\mathrm{LET}_{\mathrm{t,FD-7}})$ pokazuje utjecaj načina dobivanja rezultata u vodi. U području izvan Braggovog vrha razlike su manje od 0.6%, dok su u Braggovom vrhu veće od 2% za samo 7 točaka. Iz toga proizlazi da je za prelazak između $\mathrm{LET}_{\mathrm{t,FD-7}}$ i $\mathrm{LET}_{\mathrm{t,H_2O}}$ opravdano koristiti konverzijske faktore dane izrazom 3.2.

Za LET usrednjen po dozi, način izračuna u vodi ima nešto veći utjecaj nego za LET usrednjen po stazi. Relativne razlike između $\mathrm{LET}_{\mathrm{d,H_2O}}$ i $\mathrm{LET}_{\mathrm{d,H_2O}}(\mathrm{LET}_{\mathrm{d,FD-7}})$ izvan područja Braggovog vrha su manje od 10%. U blizini Braggovog vrha relativne razlike su manje od 13%. Ipak, izvan područja Braggovog vrha, apsolutne razlike između $\mathrm{LET}_{\mathrm{d,H_2O}}$ i $\mathrm{LET}_{\mathrm{d,H_2O}}(\mathrm{LET}_{\mathrm{d,FD-7}})$ su manje od 0.5 keV/μm za sve ione. Posljedično, te dvije metode, obje dobivene usrednjavanjem po dozi, ali različitim prijelazom u vodu, možemo smatrati zamjenjivim samo izvan područja Braggovog vrha. Zanimljivo je spomenuti da su izvan područja Braggovog vrha relativne razlike između $\mathrm{LET}_{\mathrm{t,H_2O}}$ i $\mathrm{LET}_{\mathrm{t,H_2O}}(\mathrm{LET}_{\mathrm{t,FD-7}})$ te između $\mathrm{LET}_{\mathrm{d,H_2O}}$ i $\mathrm{LET}_{\mathrm{d,H_2O}}(\mathrm{LET}_{\mathrm{d,FD-7}})$ ispod 0.4% za ione O-16.

Usporedba $\mathrm{LET}_{\mathrm{t,H_2O}}$ i $\mathrm{LET}_{\mathrm{d,H_2O}}$ pokazuje koliko različito usrednjavanje (po stazi ili dozi) utječe na konačnu vrijednost LET-a. Relativne razlike bile su veće za točke bliže Braggovom vrhu za sve točke iona svih početnih energija C-12 i O-16, za sve točke najmanje početne energije H-1 i dvije najmanje početne energije He-4. Za veće početne energije iona H-1 i He-4 relativne razlike ne slijede neko očito pravilo. Usporedivi rezultati navode se i u radu Christensen et al. (2023). Za jedinu početnu energiju iona za koju su određivali LET na više različitih dubina, razlike između

$\mathrm{LET_{t,H_2O}}$ i $\mathrm{LET_{d,H_2O}}$ pri sličnim vrijednostima $\mathrm{LET_{t,H_2O}}$ bile su usporedive s onima dobivenima u ovom radu.

Općenito, relativne razlike između različitih metoda računanja LET-a su veće u području Braggovog vrha. Također, relativne razlike različitih metoda izvan područja Braggovog vrha su veće za lakše ione.

U nastavku rezultata i u raspravi fokus je stavljen na metode izračuna LET-a najčešće korištene u literaturi: $\mathrm{LET_{t,H_2O}}$, $\mathrm{LET_{d,H_2O}}$ i $\mathrm{LET_{H_2O}}(\bar{E})$.

Tablica 4.3: H-1: početna energija 221.06 MeV/u.
Usporedba LET u vodi za različite metode izračuna i pripadne relativne razlike. Položaj Braggovog vrha bio je na dubini od 26.27 cm u PMMA. $\bar{E}$ je prosječna energija iona na položaju dozimetra. Δ[20]označava relativnu razliku.

	Dubina u fantomu [cm]								
	1.00	21.00	22.00	23.00	24.00	25.00	26.00	26.20	26.60
$\bar{E}$ [MeV/u]	214.7	90.3	81.6	71.5	60.1	47.2	29.6	25.5	17.4
$\mathrm{LET_{H_2O}}(\bar{E})$ [keV/μm]	0.4	0.8	0.9	1.0	1.1	1.3	1.9	2.2	3.0
$\mathrm{LET_{}_{t,H_2O}}$ [keV/μm]	0.5	0.8	0.9	1.0	1.1	1.4	2.1	2.5	3.8
$\mathrm{LET_{}_{d,H_2O}}$ [keV/μm]	0.9	1.3	1.2	1.4	1.6	1.7	2.8	3.5	6.8
$\mathrm{LET_{}_{t,H_2O}}(\mathrm{LET_{t,FD\text{-}7}})$ [keV/μm]	0.5	0.8	0.9	1.0	1.1	1.4	2.1	2.4	3.7
$\mathrm{LET_{}_{d,H_2O}}(\mathrm{LET_{d,FD\text{-}7}})$ [keV/μm]	0.8	1.2	1.2	1.4	1.5	1.7	2.7	3.4	6.3
$\Delta(\mathrm{LET_{H_2O}}(\bar{E})/\mathrm{LET_{}_{t,H_2O}})$ [%]	-5	-5	-4	-4	-5	-4	-8	-11	-22
$\Delta\left(\mathrm{LET_{H_2O}}(\bar{E})/\mathrm{LET_{}_{d,H_2O}}\right)$ [%]	-53	-38	-30	-34	-32	-24	-31	-38	-56
$\Delta\left(\mathrm{LET_{}_{d,H_2O}}/\mathrm{LET_{}_{t,H_2O}}\right)$ [%]	101	53	38	44	41	27	34	44	78
$\Delta(\mathrm{LET_{}_{t,H_2O}}(\mathrm{LET_{t,FD\text{-}7}})/\mathrm{LET_{}_{t,H_2O}})$ [%]	0	-1	0	0	0	0	-1	-1	-2
$\Delta\left(\mathrm{LET_{}_{d,H_2O}}(\mathrm{LET_{d,FD\text{-}7}})/\mathrm{LET_{}_{d,H_2O}}\right)$ [%]	-9	-6	-5	-5	-5	-3	-4	-5	-7

"'latex

[20]Relativna razlika definirana je kao $\Delta(A/B) = (A-B)/B \cdot 100\%$, pri čemu je B referentna vrijednost.

Tablica 4.4: He-4: početna energija 220.51 MeV/u.
Usporedba LET u vodi za različite metode izračuna i pripadne relativne razlike. Položaj Braggovog vrha bio je na dubini od 25.94 cm u PMMA. $\bar{E}$ je prosječna energija iona na položaju dozimetra. Δ označava relativnu razliku.

	Dubina u fantomu [cm]					
	1.00	18.00	22.00	23.00	24.00	25.00
$\bar{E}$ [MeV/u]	215.3	113.1	79.2	68.9	57.0	43.0
$\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})$ [keV/μm]	1.7	2.7	3.5	3.9	4.5	5.7
$\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}$ [keV/μm]	1.7	2.7	3.6	4.0	4.7	5.8
$\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}$ [keV/μm]	2.4	3.7	4.5	5.0	6.2	6.8
$\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{t,\text{FD-7}})$ [keV/μm]	1.7	2.7	3.6	4.0	4.7	5.8
$\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{d,\text{FD-7}})$ [keV/μm]	2.2	3.4	4.3	4.7	5.8	6.5
$\Delta(\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}})$ [%]	-1	-2	-2	-2	-3	-2
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})/\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	-27	-28	-23	-22	-27	-16
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	35	37	26	25	33	16
$\Delta(\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{t,\text{FD-7}})/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}})$ [%]	0	0	0	0	0	0
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{d,\text{FD-7}})/\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	-8	-8	-6	-6	-7	-4

Tablica 4.5: C-12: početna energija 430.10 MeV/u.
Usporedba LET u vodi za različite metode izračuna i pripadne relativne razlike. Položaj Braggovog vrha bio je na dubini od 25.94 cm u PMMA. $\bar{E}$ je prosječna energija iona na položaju dozimetra. Δ označava relativnu razliku.

	Dubina u fantomu [cm]						
	1.00	9.00	22.00	23.00	24.00	25.00	26.00
$\bar{E}$ [MeV/u]	418.4	330.5	144.3	123.1	101.3	74.6	35.3
$\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})$ [keV/μm]	10.5	11.8	19.8	22.3	25.7	32.5	59.4
$\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}$ [keV/μm]	10.5	11.8	20.1	22.8	26.5	33.2	63.3

$\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}$ [keV/μm]	10.9	12.2	21.6	25.4	33.2	37.7	75.6
$\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{t,\text{FD-7}})$ [keV/μm]	10.5	11.8	20.0	22.7	26.4	33.1	62.9
$\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{d,\text{FD-7}})$ [keV/μm]	10.8	12.0	21.1	24.7	31.3	36.4	72.2
$\Delta(\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}})$ [%]	0	0	-1	-2	-3	-2	-6
$\Delta(\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})/\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}})$ [%]	-4	-3	-8	-12	-23	-14	-21
$\Delta(\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}})$ [%]	4	3	8	11	25	14	20
$\Delta(\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{t,\text{FD-7}})/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}})$ [%]	0	0	0	0	0	0	-1
$\Delta(\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{d,\text{FD-7}})/\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}})$ [%]	-2	-2	-2	-3	-6	-3	-5

Tablica 4.6: O-16: početna energija 421.47 MeV/u.
Usporedba LET u vodi za različite metode izračuna i pripadne relativne razlike. Položaj Braggovog vrha bio je na dubini od 18.79 cm u PMMA. $\bar{E}$ je prosječna energija iona na položaju dozimetra. Δ označava relativnu razliku.

	Dubina u fantomu [cm]					
	1.00	9.00	15.00	16.00	17.00	18.60
$\bar{E}$ [MeV/u]	405.0	282.6	165.0	139.8	111.0	47.0
$\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})$ [keV/μm]	19.2	23.2	32.8	36.8	43.4	84.9
$\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}$ [keV/μm]	19.2	23.3	32.8	37.0	43.8	87.6
$\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}$ [keV/μm]	19.7	23.7	33.3	38.1	45.0	94.9
$\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{t,\text{FD-7}})$ [keV/μm]	19.3	23.3	32.8	36.9	43.7	87.3
$\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{d,\text{FD-7}})$ [keV/μm]	19.5	23.5	33.1	37.7	44.7	93.0
$\Delta(\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}})$ [%]	0	0	0	-1	-1	-3
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})/\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	-2	-2	-2	-4	-3	-10
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	2	2	2	3	3	8
$\Delta(\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{t,\text{FD-7}})/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}})$ [%]	0	0	0	0	0	0
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{d,\text{FD-7}})/\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	-1	-1	-1	-1	-1	-2

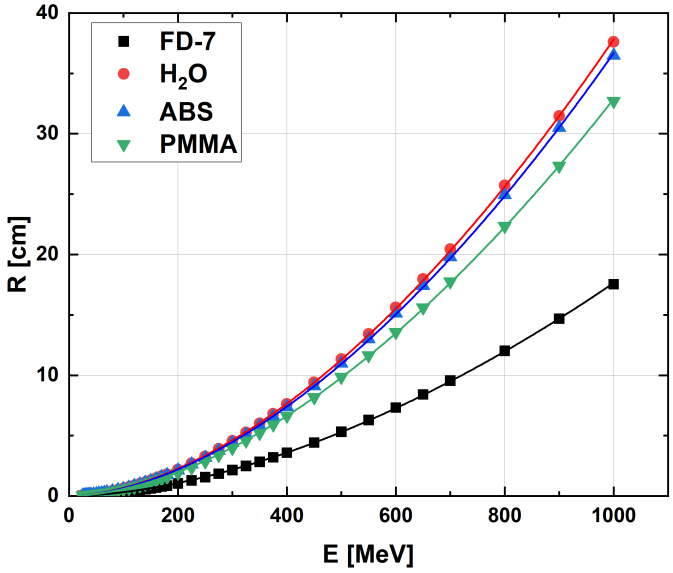
4.3.3 Utjecaj različitih načina modeliranja dozimetra na vrijednost LET-a

Ispitani modeli dozimetara prikazani su na slici 4.5. Slike modela su dobivene pomoću PHITS-ovog alata za prikazivanje geometrije u 3D-u, PHIG-3D. Radi prikazivanja staklenog štapića, prilagođen je stupanj neprozirnosti (engl. *opacity*) držača za oba modela. Opis modeliranja dozimetra dan je u poglavlju 3.3.2. Model dozimetra kao u eksperimentu (slika 4.5a) čini stakleni (FD-7) valjak, s volumenom za bilježenje spektra energija, unutar šupljeg plastičnog (ABS) valjkastog držača. Dozimetar kao vodeni valjak (slika 4.5b) modeliran je množenjem dimenzija staklenog štapića i debljine plastičnog držača početnog modela za iznos WER-a iona (izraz 3.11). Za model prikazan na slici 4.5b trebalo je izračunati WER za svaki ion. Postupak je opisan u poglavlju 3.3.2. U svrhu izračuna WER-a za PMMA, plastiku (ABS) i RPL staklo (FD-7), za navedene materijale smo prema Bragg-Kleemanovom pravilu (izraz 3.9) napravili prilagodbu na krivulje ovisnosti dosega, $R(E)$, i energije, E, za svaki ion. Grafički prikaz podataka ovisnosti i pripadne prilagodbe za ion He-4 prikazane su na slici 4.6. Iznosi parametara α i p za sve vrste iona i sredstva dani su u tablici 4.7. U istoj tablici su navedene i vrijednosti za WER za najmanju i najveću energiju iona za svako sredstvo, kao i njihova srednja vrijednost, korištena u računima WET-a.



(a) Stakleni (FD-7) štapić u plastičnom (ABS) držaču. (b) Vodeni valjak.

Slika 4.5: Ispitani načini modeliranja dozimetra.



Slika 4.6: Podaci ovisnosti dosega o energiji iona He-4 u plastici (ABS), RPL staklu (FD-7), PMMA i vodi izračunate programskim paketom SRIM (Ziegler et al., 2010). Prikazane su i krivulje prilagodbe na podatke.

Tablica 4.7: Parametri prilagodbe α i p te izračunate vrijednosti omjera vodenog ekvivalenta (WER) za ionske snopove H-1, He-4, C-12 i O-16 za različita sredstva.

Veličina / Sredstvo	FD-7	H_2O	plastika ABS	PMMA
H-1				
α [cm/MeV]	1.23×10^{-3}	2.50×10^{-3}	2.39×10^{-3}	2.16×10^{-3}
p	1.733	1.742	1.745	1.744
M_α [cm/MeV]	2.0×10^{-5}	5.0×10^{-5}	5.0×10^{-5}	4.0×10^{-5}
M_p	0.003	0.004	0.004	0.004
WER ($E_{\min}$)	2.09	1.00	1.04	1.15
WER ($E_{\max}$)	2.15	1.00	1.03	1.14
WER	2.12	1.00	1.03	1.15
He-4				
α [cm/MeV]	1.11×10^{-4}	2.21×10^{-4}	2.11×10^{-4}	1.91×10^{-4}
p	1.734	1.744	1.747	1.745
M_α[cm/MeV]	2.0×10^{-6}	5.0×10^{-6}	5.0×10^{-6}	4.0×10^{-6}
M_p	0.003	0.003	0.003	0.003
WER ($E_{\min}$)	2.07	1.00	1.04	1.15
WER ($E_{\max}$)	2.15	1.00	1.02	1.15
WER	2.11	1.00	1.03	1.15
C-12				
α [cm/MeV]	2.2×10^{-5}	4.60×10^{-5}	4.20×10^{-5}	3.90×10^{-5}
p	1.564	1.570	1.575	1.574
M_α [cm/MeV]	2.0×10^{-6}	4.0×10^{-6}	3.0×10^{-6}	3.0×10^{-6}
M_p	0.008	0.008	0.008	0.008
WER ($E_{\min}$)	2.17	1.00	1.06	1.15
WER ($E_{\max}$)	2.22	1.00	1.04	1.13
WER	2.19	1.00	1.05	1.14
O-16				
α [cm/MeV]	6.60×10^{-6}	1.34×10^{-5}	1.25×10^{-5}	1.14×10^{-5}
p	1.617	1.624	1.628	1.626
M_α [cm/MeV]	4.0×10^{-7}	9.0×10^{-7}	8.0×10^{-7}	2.0×10^{-7}
M_p	0.007	0.007	0.007	0.007
WER ($E_{\min}$)	2.12	1.00	1.05	1.16
WER ($E_{\max}$)	2.17	1.00	1.03	1.15
WER	2.15	1.00	1.04	1.16

Vrijednosti LET_t i LET_d za najmanju i najveću energiju iona na položajima dozimetara za različite načine modeliranja dozimetara dane su u tablicama 7.17-7.20 u dodatku 7.3. LET_t i LET_d predstavljaju LET usrednjen po stazi i dozi pri modeliranju dozimetra kao u eksperimentu (slika 4.5a). S druge strane, $LET_{t,\text{vodeni valjak}}$ i $LET_{d,\text{vodeni valjak}}$ označavaju LET usrednjen po stazi i dozi pri modeliranju dozimetra kao vodeni kvadar (slika 4.5b).

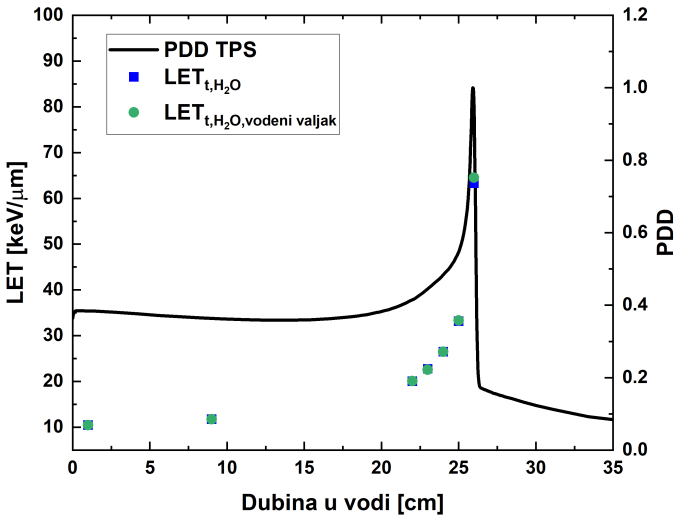
Usporedba vrijednosti LET-a, usrednjenog po stazi i dozi, na položajima dozimetara za dva različita načina modeliranja dozimetra (slika 4.5) prikazana je na slici 4.7 (a-c). Plavi kvadratići odnose se na rezultate izračunate za model dozimetra kao u eksperimentu, dok zeleni kružići označavaju rezultate izračunate prema modelu vodenog valjka. Kao primjer je odabran snop iona C-12 početne eneregije 430 MeV/u, no slične ovisnosti se opažaju i za druge ione i početne energije..

Relativne razlike vrijednosti LET_{t,H_2O} za dva modela dozimetra su manje od 2% za sve ione i početne energije, osim za po jednu dubinu blizu Braggovog vrha za najmanju početnu energiju za H-1 (5%) i za najveće dubine obje energije iona C-12, gdje je relativna razlika (3–4)%.

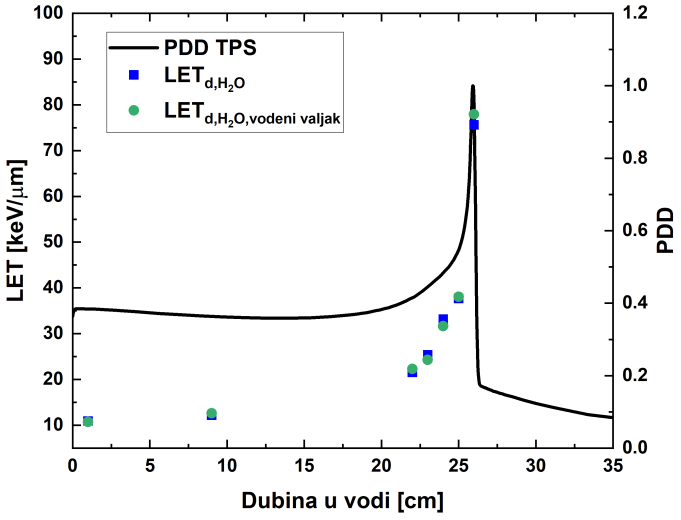
Relativne razlike vrijednosti LET_{d,H_2O} za dva modela dozimetra su manje od 8.6% na skoro svim položajajima dozimetara. Izuzetak su dva položaja za ion C-12, gdje je relativna razlika do 12%. Valja napomenuti da je relativna razlika LET_{d,H_2O} za ione O-16 u rasponu (0.1–2.6)%.

Najveće razlike zbog dva načina modeliranja dozimetra pronalazimo za najmanje početne energije iona na dubinama u blizini Braggovog vrha. Za dani model dozimetra, u skladu s rezultatima iz prethodnog poglavlja, LET_d je uvijek veći od LET_t.

Zaključno, modeliranje dozimetra ne utječe značajno na vrijednost LET_t. U nastavku ovog poglavlja te u raspravi, prikazani su rezultati u kojima je dozimetar modeliran kao stakleni štapić u plastičnom držaču, kao što je prikazano na slici 4.5a.



(a)



(b)

Slika 4.7: Vrijednosti LET-a izračunate na položajima dozimetara za različite načine modeliranja dozimetra za ionski snop C-12 početne energije 430 MeV/u.

4.4 Ovisnosti relativne učinkovitosti RPL dozimetara o LET-u

Relativna učinkovitost dozimetra izračunata je na temelju mjerenja prema izrazu 2.19. Mjerna nesigurnost relativne učinkovitosti izračunata je prema izrazu 2.21, gdje je za mjernu nesigurnost uzet faktor pokrivenosti $k = 1$. Za svaku poziciju dozimetra izračunat je odgovarajući LET. Ovdje prikazujemo rezultate za tri metode koje se najčešće koriste u literaturi (LET_t, LET_d i $LET_{H_2O}(\bar{E})$). Svi rezultati su izraženi za vodu.

Vrijednosti relativne učinkovitosti dozimetra, $\eta_{i,ref}$, i pripadne mjerne nesigurnosti, $u_{\eta i,ref}$, za vrijednosti LET-a usrednjene po dozi, LET_d, i po stazi, LET_t, te $LET_{H_2O}(\bar{E})$, za različite vrste iona i najveće početne energije, dane su u tablicama 4.8-4.11. Tablice ostalih početnih energija nalaze se u Dodatku 7.2. Grafički prikaz ovisnosti relativne učinkovitosti o LET-u dan je na slikama 4.8–4.10. Isti grafički prikazi sa standardnim mjernim nesigurnostima relativne učinkovitosti naleze se u Dodatku 7.4. Očekivano, krivulje ovisnosti relativne učinkovitosti i LET_{d,H_2O} pomaknute su prema većim vrijednostima LET-a u odnosu na krivulje ovisnosti o LET_{t,H_2O} i $LET_{H_2O}(\bar{E})$.

Za sve tri metode izračuna LET-a, jasni su različiti trendovi ovisnosti relativne učinkovitosti dozimetra i LET-a za različite ione (slike 4.8–4.10). Relativna učinkovitost dozimetra ne ovisi samo o LET-u, nego i o vrsti iona. Na slikama je vidljivo da je za isti raspon vrijednosti LET-a iona H-1 i He-4, He-4 i C-12 te C-12 i O-16, relativna učinkovitost dozimetra manja za lakši ion. Na primjer, za $LET_{t,H_2O} \approx 2$ keV/μm relativna učinkovitost iona He-4 je jednaka 1, dok je za ion H-1 upola manja (0.5). Za $LET_{t,H_2O} \approx 10$ keV/μm relativna učinkovitost dozimetra je za oko 25% niža za He-4 u odnosu na C-12. Najširi raspon bliskih vrijednosti LET-a ostvaren je za ione C-12 i O-16. Najveće razlike između krivulja ovisnosti relativne učinkovitosti dozimetra o LET-u između iona C-12 i O-16 uočene su iznad $LET_{t,H_2O} \approx 40$ keV/μm. Relativna promjena relativne učinkovitosti unutar raspona LET_t, $\frac{\Delta\eta}{\Delta LET}$, jednaka je -17.5% za ione H-1, -4.5% za ione He-4, -0.4% za ione C-12 te -0.3% za ione O-16. Teži ioni ostvaruju veće LET vrijednosti te se veći dio njihovog energijskog područja nalazi u području visokog LET-a, u kojem relativna učinkovitost dozimetra pokazuje manju promjenu s daljnjim povećanjem LET-a

Tablica 4.8: $\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})$, $\mathrm{LET}_{\mathrm{t,H_2O}}$, $\mathrm{LET}_{\mathrm{d,H_2O}}$, relativna učinkovitost, $\eta_{\mathrm{i,ref}}$, i pripadna mjerna nesigurnost, $u_{\eta\mathrm{i,ref}}$, na položajima dozimetara za ione H-1.

$\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})$ [keV/μm]	$\mathrm{LET}_{\mathrm{t,H_2O}}$ [keV/μm]	$\mathrm{LET}_{\mathrm{d,H_2O}}$ [keV/μm]	η	u_η
0.43	0.46	0.92	1.00	0.02
0.51	0.54	0.86	0.99	0.02
0.57	0.60	1.08	1.00	0.02
0.70	0.73	1.01	0.93	0.02
0.80	0.83	1.15	0.91	0.02
0.80	0.84	1.29	0.81	0.02
0.86	0.90	1.23	0.79	0.03
0.95	1.00	1.44	0.75	0.02
1.09	1.14	1.61	0.68	0.02
1.32	1.37	1.74	0.61	0.02
1.92	2.10	2.80	0.51	0.03
2.17	2.46	3.53	0.49	0.03
2.97	3.55	5.61	0.46	0.03

Tablica 4.9: $\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})$, $\mathrm{LET}_{\mathrm{t,H_2O}}$, $\mathrm{LET}_{\mathrm{d,H_2O}}$, relativna učinkovitost, $\eta_{\mathrm{i,ref}}$, i pripadna mjerna nesigurnost, $u_{\eta\mathrm{i,ref}}$, na položajima dozimetara za ione He-4.

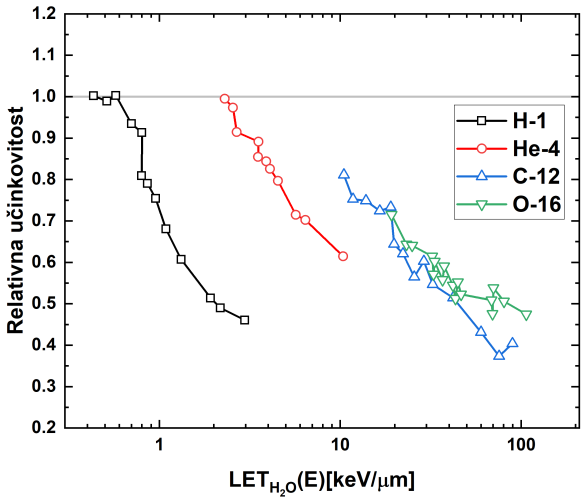
$\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})$ [keV/μm]	$\mathrm{LET}_{\mathrm{t,H_2O}}$ [keV/μm]	$\mathrm{LET}_{\mathrm{d,H_2O}}$ [keV/μm]	η	u_η
2.30	2.33	3.48	1.00	0.02
2.56	2.58	3.42	0.97	0.03
2.68	2.74	3.75	0.91	0.03
3.53	3.58	4.35	0.89	0.02
3.51	3.59	4.53	0.85	0.03
3.90	3.99	5.01	0.84	0.03
4.09	4.17	5.67	0.83	0.02
4.53	4.67	6.19	0.80	0.02
5.68	5.81	6.76	0.71	0.03
6.42	6.55	7.56	0.70	0.03
10.40	10.88	12.22	0.61	0.03

Tablica 4.10: $\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})$, $\mathrm{LET}_{\mathrm{t,H_2O}}$, $\mathrm{LET}_{\mathrm{d,H_2O}}$, relativna učinkovitost, $\eta_{\mathrm{i,ref}}$, i pripadna mjerna nesigurnost, $u_{\eta \mathrm{i,ref}}$, na položajima dozimetara za ione C-12.

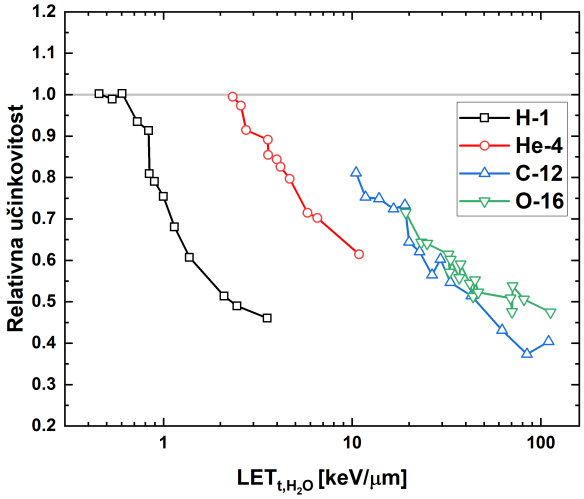
$\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})$ [keV/μm]	$\mathrm{LET}_{\mathrm{t,H_2O}}$ [keV/μm]	$\mathrm{LET}_{\mathrm{d,H_2O}}$ [keV/μm]	η	u_η
10.48	10.49	10.95	0.81	0.02
11.77	11.77	12.17	0.75	0.02
13.88	13.89	14.32	0.75	0.02
16.55	16.57	17.10	0.72	0.02
19.02	19.04	19.83	0.73	0.02
19.84	20.05	21.56	0.64	0.02
22.25	22.76	25.38	0.62	0.01
25.67	26.52	33.18	0.56	0.01
29.04	29.35	30.93	0.60	0.03
32.45	33.18	37.70	0.55	0.02
42.16	42.88	46.14	0.51	0.03
60.03	62.36	69.09	0.43	0.07
75.62	84.35	104.11	0.37	0.01
89.70	109.95	162.35	0.40	0.03

Tablica 4.11: $LET_{H_2O}(\bar{E})$, LET_{t,H_2O}, LET_{d,H_2O}, relativna učinkovitost, $\eta_{i,ref}$, i pripadna mjerna nesigurnost, $u_{\eta i,ref}$, na položajima dozimetara za ione O-16.

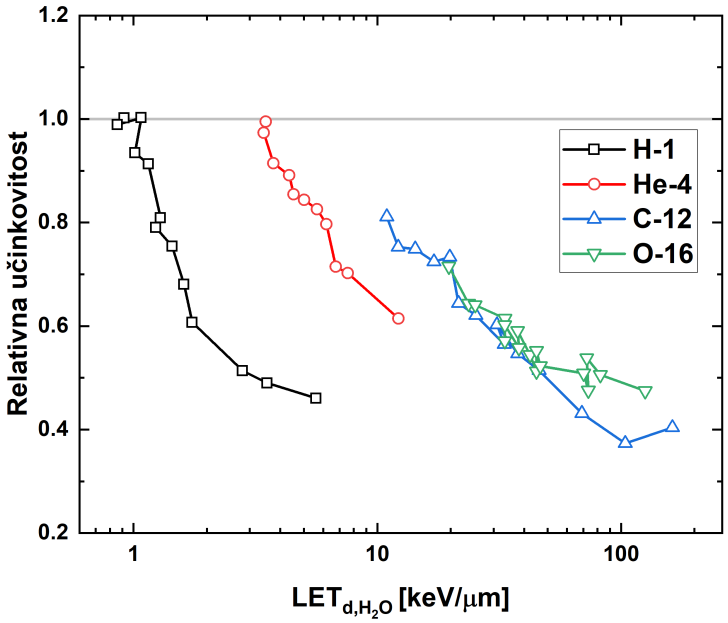
$LET_{H_2O}(\bar{E})$ [keV/μm]	LET_{t,H_2O} [keV/μm]	LET_{d,H_2O} [keV/μm]	η	u_η
19.23	19.24	19.65	0.72	0.02
23.24	23.26	23.68	0.64	0.01
24.98	24.99	25.19	0.64	0.01
32.28	32.40	33.40	0.61	0.01
32.77	32.81	33.31	0.57	0.01
33.26	33.27	33.32	0.60	0.02
36.77	36.96	38.11	0.56	0.01
37.55	37.56	37.66	0.59	0.02
42.04	42.08	42.34	0.54	0.02
43.42	43.77	44.96	0.51	0.01
44.72	44.79	44.97	0.55	0.01
46.56	46.59	46.62	0.52	0.01
68.69	69.11	70.23	0.51	0.02
69.48	70.42	73.39	0.48	0.02
70.28	70.86	72.30	0.54	0.07
80.47	81.33	82.27	0.51	0.01
106.73	112.51	125.62	0.47	0.02



Slika 4.8: Relativna učinkovitost dozimetra u ovisnosti o $\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})$ za ione H-1, He-4, C-12 i O-16.



Slika 4.9: Relativna učinkovitost dozimetra u ovisnosti o $\mathrm{LET}_{\mathrm{t,H_2O}}$ za ione H-1, He-4, C-12 i O-16.



Slika 4.10: Relativna učinkovitost dozimetra u ovisnosti o LET_{d,H_2O} za ione H-1, He-4, C-12 i O-16.

Poglavlje 5

Rasprava

5.1 Valjanost pojednostavljenog modela polja zračenja

Vrlo dobro slaganje krivulja PDD-a dobivenih MC simulacijama i TPS-om postignuto je za sve ione i početne energije, osim za one s dvostrukim vrhom i za najveću energiju ionskog snopa C-12 (Slike 7.1-7.4 u dodatku 8.1 7.1–7.4 u dodatku 8.1). Dvostruki Braggovi vrhovi uočeni su za najnižu početnu energiju (48.12 MeV) snopa iona He-4, dvije najniže energije snopa iona C-12 i tri najniže energije snopa iona O-16. Dvostruke vrhove nije moguće reproducirati odabirom jedne središnje energije i FWHM-a energijskog gausijana pri modeliranju izvora jer su oni posljedica prolaska snopa kroz filtar za proširenje (*filter za proširenje*) Braggovog vrha. Za bolju reprodukciju krivulja PDD-a bilo bi potrebno koristiti datoteke faznog prostora za svaki snop ili modelirati liniju snopa s filtrom za širenje Braggovog vrha što je računski i vremenski puno zahtjevnije. Ipak, budući da dozimetre na položajima u dvostrukim Braggovim vrhovima nismo uzimali u obzir, dovoljno je bilo ostvariti slaganje krivulja PDD-a dobivenih MC simulacijama i TPS-om izvan Braggovog vrha, što je postignuto i za problematične krivulje s dvostrukim vrhovima. Potvrda modela u ovom radu su slaganje parametara krivulja PDD-a dobivenih simulacijama MC i TPS-om. Ovakav jednostavan model pokazao se uspješnim i u drugim eksperimentima koji su prethodili ovom radu (Majer et al., 2024; Knežević et al., 2024; Pasariček et al., 2024).

5.2 Procjena i utjecaj različitih metoda računa LET-a

Iako se linearni prijenos energije (LET) često koristi kao jedinstvena veličina za karakterizaciju polja zračenja, njegova vrijednost nije jednoznačna, već ovisi o načinu izračuna, usrednjavanja, uključenim sekundarnim česticama te sredstvu u kojem se izražava. Autori u člancima nerijetko izostave detalje računanja LET-a što otežava usporedbu rezultatata (Kalholm et al., 2021).

Stoga, u ovom radu korišteno je više načina računanja LET-a, uključujući metode temeljene na srednjoj energiji iona na položaju dozimetra te pristupe usrednjavanja spektara LET-a iona dobivene MC simulacijama. Dok metode koje se temelje na srednjoj energiji pružaju pojednostavljen opis kvalitete zračenja, spektralne metode uključuju doprinos širenja energijskog spektra i sekundarnih fragmenata, što postaje posebno važno u području Braggova vrha. Ipak, u području izvan Braggovog vrha, relativne razlike između $\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})$ i $\mathrm{LET}_{\mathrm{t,H_2O}}$ su ispod 5%, što znači da LET računat samo iz prosječne energije iona može poslužiti kao brži način računa LET-a.

Međutim, veće razlike (do 75%) uočene su u području Braggovog vrha između vrijednosti $\mathrm{LET}_{\mathrm{t,H_2O}}$ i $\mathrm{LET}_{\mathrm{d,H_2O}}$. Razlog tome je što $\mathrm{LET}_{\mathrm{d,H_2O}}$ sadrži kvadratnu ovisnost o LET-u, zbog čega je osjetljiv na rijetke događaje visokog LET-a, poput nastanka sekundarnih fragmenata kratkog dosega. Posljedično, u ovom radu, kao i u prethodnim radovima grupe IRB-a (Pasariček et al., 2024; Majer et al., 2024), opažene su izraženije promjene $\mathrm{LET}_{\mathrm{d,H_2O}}$ s dubinom u odnosu na $\mathrm{LET}_{\mathrm{t,H_2O}}$, osobito u području Braggova vrha.

Izbor definicije LET-a može značajno utjecati na interpretaciju eksperimentalnih i radioloških rezultata. Neki autori biraju $\mathrm{LET_d}$ jer u računu postoji izravna veza s raspodjelom doze i zbog toga jer se pokazala pogodnijom za procjenu relativne učinkovitosti nekih dozimetara u protonskim snopovima pri mjerenjima raspodjele doze po dubini (Reinhardt et al., 2015; Chang et al., 2017). S druge strane, neki autori sugeriraju da je za procjenu korekcije učinkovitosti pasivnih luminiscentnih dozimetara zbog povećane lokalne gustoće ionizacije bolje koristiti $\mathrm{LET_t}$ (Muñoz et al., 2024). Razlog tome je ovisnost $\mathrm{LET_d}$ o doprinosima sekundarnih čestica težih od protona u miješanim poljima zračenja.

Nadalje, budući da RPL dozim,etar tip GD-302M ne predstavlja točkasti dozimetar, reprezentativna vrijednost LET-a dodatno ovisi o odabranom volumenu bilježenja spektra energije ili LET-a u MC simulacijama. Taj je učinak još važniji u području velikih gradijenata doze i LET-a, gdje male promjene položaja unutar dozimetra mogu rezultirati značajnim promjenama kvalitete zračenja.

5.3 Relativna učinkovitost RPL staklenih dozimetara u ovisnosti o LET-u - usporedba s dosadašnjim rezultatima

Do sada poznati rezultati za relativnu učinkovitost RPL dozimetara dani su u tablici 5.1 i prikazani na slici 5.1.

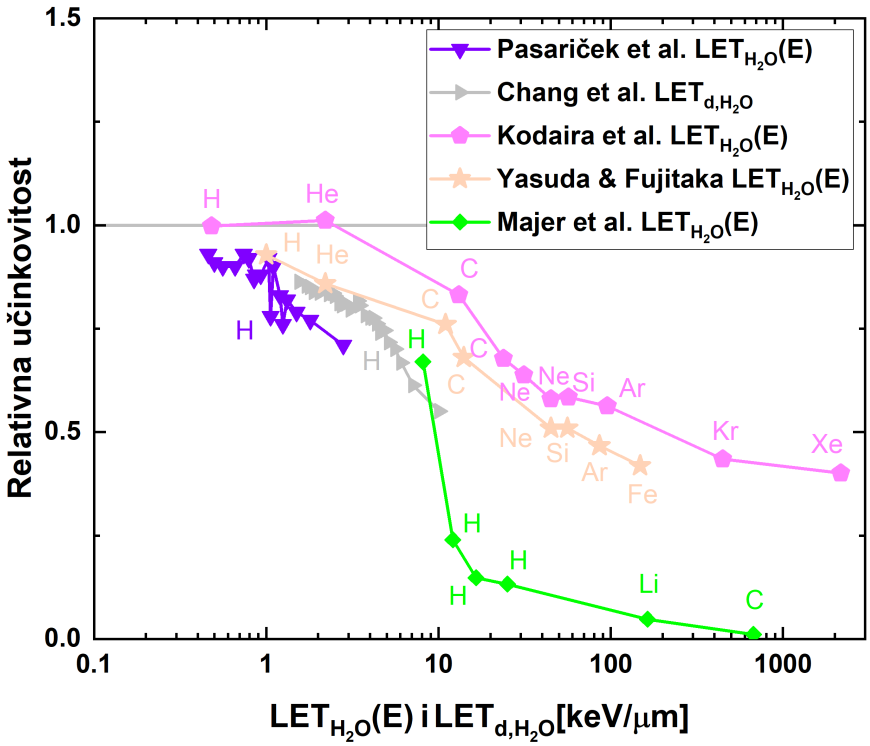
Većina rezultata je za ione H-1, dok za ione He-4 i C-12 rezultati su ograničeni na svega jedan do dva rezultata unutar ujednog istraživanja. . Za ione He-4 do sada su dva objavljena rezultata, za ione C-12 četiri. dok za ione O-16 do sada nema objavljenih rezultata.

U ovom radu iznosimo nove podatke ovisnosti relativne učinkovitosti za više različitih iona: H-1, He-4, C-12 i O-16. Za svaki ion ispitan je širok raspon vrijednosti LET-a koji uključuje bliske vrijednosti LET-a za različite ione. Stoga je moguće usporediti vrijednosti relativne učinkovitosti dozimetra za praktički istu vrijednost LET-a za različite ione. Na temelju podataka u tablicama 4.8–4.11 i grafova 4.8–4.10 očita je ovisnost relativne učinkovitosti ne samo o LET-u iona, nego i o vrsti iona, čak i kada promatramo sličan raspon LET-ova različitih iona. Slični trendovi, prikazani na slikama 1.14 i 1.15 uočeni su i za TL i OSL dozimetre (Olko & Bilski, 2020; Parisi et al., 2022).

Tablica 5.1: Pregled literature povezane s ispitivanjem relativne učinkovitosti RPL dozimetara u poljima protona i težih iona.

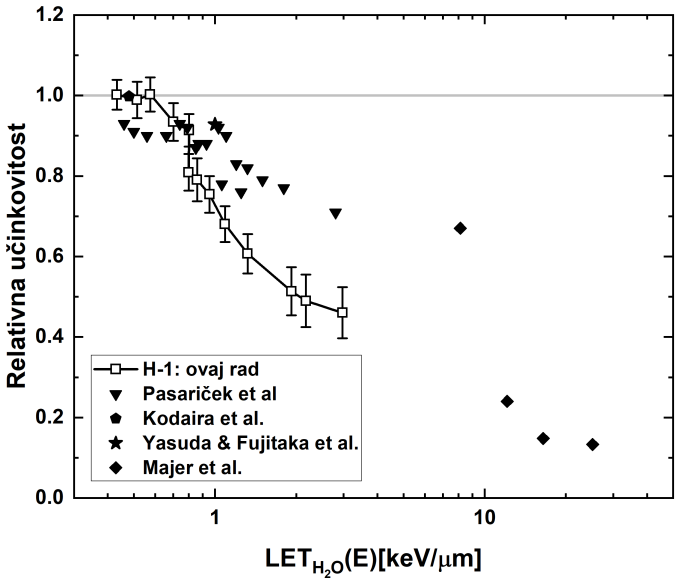
Članak	**Vrsta RPL-a**	**Izvor zračenja za dani ion**	**Račun LET-a**	**Vrsta i raspon LET-a [keV/μm]**	**Sredstvo**
Chang et al. (2017)	GD-302M	NIRS (H)	MC simulacije (Geant4)	LET_d H: 1.6–10.1	Voda
Kodaira et al. (2018)	staklo osobnog dozimetra	NIRS-HIMAC (H, He, C)	Tablica zaustavnih snaga	LET H: 0.48 He: 2.2 C: 13.1–23.8 Ne: 31.3 Si: 56.8 Ar: 95.5 Kr: 447 Xe: 2162	Voda
Yasuda & Fujitaka (2000)	SC-1 (samo staklo)	NIRS-ciklotron (H) NIRS-HIMAC (He, C) NIRS-sinkrotron (Fe)	Tablica zaustavnih snaga $E \rightarrow$ LET	LET_∞ H: 1.0 He: 2.2 C: 11–14 Ne: 45 Si: 56 Ar: 86 Fe: 148	Voda
Majer et al. (2023)	SC-1 (samo staklo)	IRB - Tandem elektrostatski akceleratori (H, Li, C)	Tablica zaustavnih snaga (SRIM): $E \rightarrow$ LET	LET H: (8.12–25.13) Li: (163.42) C: (673.78)	Voda
Pasariček et al. (2024)	GD-302M	PTC (H)	MC simulacije (PHITS)	$\text{LET}(\bar{E})$ H: (0.46–2.80)	Voda

NIRS – National Institute of Radiological Sciences, Japan; HIMAC – Heavy Ion Medical Accelerator in Chiba, Japan; PTC – Proton Therapy Center, Prague

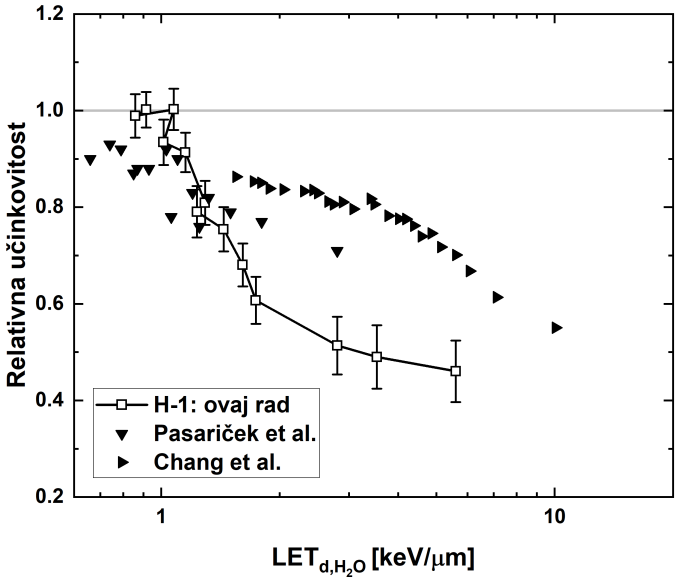


Slika 5.1: Objavljeni rezultati za relativnu učinkovitost RPL dozimetara. Krivulje povezuju rezultate iz istih eksperimenata (Yasuda & Fujitaka, 2000; Chang et al., 2017; Kodaira et al., 2018; Majer et al., 2023; Pasariček et al., 2024).

U člancima navedenim u tablici 5.1 LET je računat pomoću tablica zaustavne snage za energiju iona ($\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})$) ili je spektar vrijednosti LET-a, dobiven MC simulacijama, usrednjen po dozi ($\mathrm{LET}_{\mathrm{d,H_2O}}$) ili po stazi ($\mathrm{LET}_{\mathrm{t,H_2O}}$). Usporedba rezultata u ovom radu s rezultatima iz literature prikazana je na slikama 5.2 i 5.3. Budući da u literaturi ne postoji jedinstven pristup određivanja LET-a, rezultati su grupirani prema vrsti korištenog LET-a. Za potrebe usporedbe odabrane su one definicije LET-a koje su korištene u pojedinim radovima. Tako slika 5.2(a) prikazuje relativnu učinkovitost u ovisnosti o $\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})$, a slika 5.2(b) u ovisnosti o $\mathrm{LET}_{\mathrm{d,H_2O}}$ za ione H-1. Prikazane su i mjerne nesigurnosti relativne učinkovitosti računate prema izrazu 2.21. Slika 5.3 prikazuje relativnu učinkovitost u ovisnosti o $\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})$ za ione He-4 i C-12. Za ion O-16 u literaturi nema drugih rezultata.

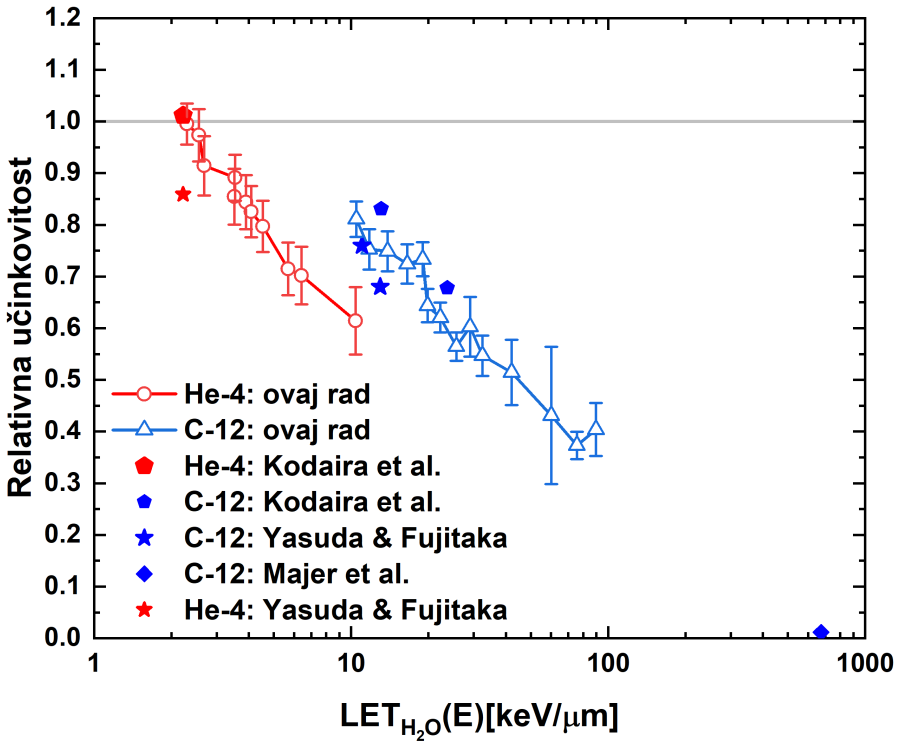


(a)



(b)

Slika 5.2: Relativna učinkovitost RPL dozimetra za ione H-1 u ovisnosti o (a) $\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})$ i (b) $\mathrm{LET}_{\mathrm{d,H_2O}}$ (Yasuda & Fujitaka, 2000; Chang et al., 2017; Kodaira et al., 2018; Majer et al., 2023; Pasariček et al., 2024).



Slika 5.3: Relativna učinkovitost RPL dozimetra u ovisnosti o $\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})$ za ionske snop He-4 i C-12.

U svim radovima LET je izražen u vodi, no metode računanja se razlikuju. Isto tako, postoje razlike u provedbi eksperimenta, kao i u vrsti korištenih dozimetara.

U tri rada (Yasuda & Fujitaka, 2000; Kodaira et al., 2018; Majer et al., 2023) zračena su samo RPL stakla. LET je dobiven na temelju energije iona pomoću tablica zaustavnih snaga programskog paketa SRIM (Ziegler et al., 2010). Rezultati u radovima (Yasuda & Fujitaka, 2000; Kodaira et al., 2018) su u području LET-a istraženom u ovom radu. S obzirom na razlike u eksperimentalnim postavima, slaganje s rezultatima u ovom radu je zadovoljavajuće (slike 5.2(a) i 5.3). Konkretno, relativne razlike relativnih učinkovitosti u ovom radu u odnosu na one u literaturi su (1-10)% za ione He-4 i C-12 te (1-35%) za ione H-1.

Rezultati za relativnu učinkovitost RPL staklenog dozimetra u snopu iona H-1 dobiveni u radu Majer et al. (2023) zajedno s rezultatima ovog rada pokrivaju do sada najšire istraženo područje LET-a, (0.45–25.13) keV$/\mu$m, što je pokazano na slici 5.2a. Rezultat koji ne prati trend dobiven

u ovom radu je onaj za LET = 8.12 keV/μm. Međutim, opaženo odstupanje ne mijenja opći trend smanjenja relativne učinkovitosti s porastom LET-a. Nadalje, budući da se istraživanja razlikuju po energijskom području protonskih snopova, vrsti korištenog RPL stakla, geometriji ozračivanja i načinu određivanja LET-a, uzrok tog odstupanja nije moguće jednoznačno utvrditi. Naime, Majer i suradnici koristili su niskoenergijske snopove iona koji se zaustavljaju u RPL staklu i pohranjuju svu energiju unutar poznatog dosega, iz čega računaju dozu i, posljedično, učinkovitost dozimetra (Majer et al., 2023). Takvi eksperimenti omogućavaju proučavanje područja LET-a iznad vrijednosti dostupnih u radioterapijskim centrima, odnosno sa snopovima visokih energija. Nedostatak ovakvog pristupa je složenija analiza podataka, koja zahtijeva pored ostalog i korekciju zbog atenuacije luminiscentnog signala pri prolasku kroz materijal dozimetra od mjesta emisije do fotomultiplikatorske cijevi. Sličan pristup primijenjen je do sada u radu vezanom za relativna učinkovitost TL dozimetara za zaustavne energije iona He-4 (Bilski et al., 1994).

Iako sve skupine rezultata prikazanih na slici 5.2b) pokazuju pad relativne učinkovitosti s povećanjem LET-a, u dva ranija rada pad relativne učinkovitosti je blaži (Chang et al., 2017; Pasariček et al., 2024). Chang i suradnici su koristili istu vrstu dozimetra kao u ovom radu (GD-302M) i zračenja su napravljena s kliničkim protonskim snopovima u različitim centrima (Chang et al., 2017). U MC simulacijama za modeliranje izvora koristili su datoteke faznog prostora, a LET je računat iz spektra energije kao u ovom radu, ali uz korištenje drugačije geometrije. Teško je jednoznačno odrediti uzrok razlika vrijednosti učinkovitosti za bliske vrijednosti LET-a. Pasariček i suradnici (Pasariček et al., 2024) su koristili RPL stakla izvađena iz SC-1 dozimetara i ozračili ih kliničkim protonskim snopovima početnih energija 100 i 200 MeV. Osim što su korištena RPL stakla bez držača, korišten je i pojednostavljen model dozimetra (vodeni kvadar) u kojem se izravno bilježe spektar LET-a, a ne spektar energija iona kao u ovom radu. Ipak, većina vrijednosti relativnih učinkovitosti za područje LET-a (1–1.5) keV/μm usporedive su s ovim radom.

Najvažniji rezultat ovog rada odnosi se na usporedbu relativnih učinkovitosti različitih vrsta iona za bliske vrijednosti LET-a. Za područja preklapanja između iona H-1 i He-4, He-4 i C-12 te između iona C-12 i O-16 opaženo je da lakši ioni pri bliskim vrijednostima LET-a imaju manju relativnu učinkovitost od težih iona. Iako LET opisuje srednju količinu energije predane sredstvu po jedinici duljine putanje, ne daje informaciju o mikroskopskoj raspodjeli ionizacija. Teži ioni stvaraju skupljenije tragove ionizacije od lakših iona iste vrijednosti LET-a, uz različitu radijalnu raspodjelu energije i doprinos sekundarnih elektrona. Posljedično, lokalna gustoća pobuđenja u staklu može biti različita čak i pri približno jednakom LET-u, što može rezultirati različitom učin-

kovitošću stvaranja radiofotoluminiscentnih centara. Majer i suradnici (Majer et al., 2023) objašnjenje pronalaze u tome da za istu vrijednost LET-a teži ioni imaju veću energiju od lakših iona. Posljedično, izbacuju elektrone veće energije, koji energiju pohranjuju dalje od svoje staze i time smanjuju lokalnu pohranu energije i vjerojatnost zasićenja zamki.

Dobiveni rezultati, prikazani na slikama 4.8–4.10, pokazuju da relativna učinkovitost RPL dozimetra nije jednoznačno određena samo vrijednošću LET-a. U područjima preklapanja LET-a između iona H-1 i He-4 te između iona C-12 i O-16 uočene su sustavne razlike u relativnoj učinkovitosti, što upućuje na važnost mikroskopske raspodjele pohrane energije uz samu vrijednost LET-a.

Slični zaključci prethodno su dobiveni za TL i OSL dozimetre, za koje su razvijeni mikrodozimetrijski modeli temeljeni na raspodjeli specifične energije i strukturi staze iona (Yukihara et al., 2015; Olko & Bilski, 2020; Parisi et al., 2022). Ti modeli pokazuju da dvije čestice jednakog LET-a mogu proizvesti različit odziv dozimetra zbog razlika u lokalnoj raspodjeli energije oko staze iona. Dobiveni rezultati kvalitativno su u skladu s takvim modelima te sugeriraju da LET predstavlja koristnu veličinu, ali ne opisuje potpuno odziv RPL dozimetara. Za RPL dozimetre do danas nije razvijen odgovarajući mikrodozimetrijski model, ponajprije zbog ograničenog broja dostupnih eksperimentalnih podataka i nedovoljno razjašnjenih mehanizama stvaranja radiofotoluminiscentnih centara pri velikim gustoćama ionizacije. Rezultati ovog rada predstavljaju eksperimentalnu osnovu za razvoj i validaciju takvih modela.

5.4 Smjernice za buduća istraživanja

U ovom istraživanju dobiveni su novi eksperimentalni podaci za relativnu učinkovitost RPL staklenih dozimetara u snopovima iona H-1, He-4 i C-12 te po prvi put za ion O-16. Rezultati motiviraju na nove eksperimente kojim bi se dodatno dopunila baze eksperimentalnih podataka, posebice za još neispitano područje LET-a i za druge ione, ali i za provjeru već postojećih rezultata. Od posebnog je interesa uključiti proširenje područja preklapanja vrijednosti LET-a između različitih ionskih vrsta, primjerice He-4 i C-12, kako bi se preciznije ispitala opažena ovisnost relativne učinkovitosti o vrsti iona pri približno jednakim vrijednostima LET-a.

Jedna od trenutno aktualnih problematika u radioterapiji je eksperimentalno određivanje LET-a u cilju unapređivanja planova zračenja. Raspodjela LET-a u ciljnom volumenu omogućila bi raspodjelu RBE umjesto konstantne vrijednosti 1.1. Jedna od metoda vezana za primjenu pasivnih

luminiscentnih dozimetara zahtijeva poznavanje relativne učinkovitosti o LET-u za područje od interesa. Stoga rezultati ovog rada omogućavaju nastavak istraživanju u smjeru određivanja LET-a pomoću RPL staklenih dozimetara (Christensen et al., 2024).

Na kraju, rezultati ovog rada motiviraju razvoj mikrodozimetrijskih modela specifičnih za RPL dozimetre, budući da opaženi trendovi sugeriraju da relativna učinkovitost nije određena isključivo vrijednošću LET-a, nego i vrstom iona. Takvi bi modeli mogli pridonijeti boljem razumijevanju odziva RPL dozimetara u poljima velikog LET-a. Uspostava modela (određivanje potrebnih parametara) nije moguća bez eksperimentalnih rezultata i to daje dodatnu važnost i potencijal rezultata ovog rada.

Poglavlje 6

Zaključci

U ovom radu sustavno je ispitana relativna učinkovitost radiofotoluminiscentnih (RPL) staklenih dozimetara (tip GD-302M) u poljima iona H-1, He-4, C-12 i O-16 terapijskih energija. Dozimetri su bili ozračeni ionima s 26 (H-1), 19 (He-4), ili 21 (C-12 i O-16) različitih vrijednosti LET-a.

Prije određivanja relativne učinkovitosti provjereno je jesu li rezultati dobiveni u području linearnog odziva dozimetra. Dozimetri su zračeni dozama od oko 0.4 do najviše 5 Gy. U dosadašnjoj literaturi je za doze ispod 10 Gy linearnost ispitana i potvrđena samo za ione H-1, dok za teže ione nije bilo objavljenih rezultata. Time je u ovom radu po prvi put eksperimentalno potvrđen linearni odziv RPL dozimetara u ovom području doza i za ione He-4, C-12 i O-16.

S obzirom na različite načine računanja LET-a u do sada objavljenim radovima, LET je u ovom radu izračunat najčešće korištenim metodama ($\mathrm{LET_t}$, $\mathrm{LET_d}$ i LET(E)). Dodatno, ispitana je ovisnost o metodi izračuna LET-a te ovisnost o odabiru ključnih parametara u Monte Carlo simulacijama, kao i utjecaj modeliranja eksperimentalnog postava. Uočene razlike naglašavaju potrebu za jasnim navođenjem metode određivanja vrijednosti LET-a pri usporedbi rezultata različitih istraživanja.

Nakon potvrde linearnosti odziva i određivanja LET-a ispitana je relativna učinkovitost RPL dozimetara. U znanstvenoj literaturi općenito nema puno rezultata za relativnu učinkovitost, a posebno nedostaju rezultati za ione teže od H-1. U sva tri objavljena istraživanja s težim ionima opažen je pad relativne učinkovitosti s povećanjem LET, no budući da je za svaki LET korišten drugi ion, do sada se nije moglo provjeriti je li LET dovoljan parametar za opis relativne učinkovitosti ili treba uzeti u obzir i vrstu iona.

U ovom radu, za ione H-1 dobiveno je 16 novih rezultata za $\mathrm{LET_{t,H_2O}}$ u rasponu (0.5–3.6)

keV/μm. Za ione He-4 dobiveno je 13 novih rezultata za LET_{t,H_2O} u rasponu (2.3–10.9) keV/μm. Za ione C-12 dozimetri su ozračeni u uvjetima LET-a u rasponu (10.5–110.0) keV/μm i dobiveno je 16 novih rezultata. Za ione He-4 i C-12 do sada je postojalo svega nekoliko rezultata. Za ione He-4 postojala su dva različita rezultata za vrijednost LET-a 2.2 keV/μm. Za ione C-12 su postojala četiri rezultata u rasponu LET-a (13.1–23.8) keV/μm i rezultat za LET=673.8 keV/μm. Za ion O-16 dobiveno je po prvi put 14 rezultata za područje LET-a (19.2–112.5) keV/μm. U literaturi do sada nisu rađena istraživanja sa snopom iona O-16.

Za sve ispitane ionske vrste potvrđeno je smanjenje relativne učinkovitosti s povećanjem LET-a. Samo za nekoliko najviših energija (odnosno najmanjih LET-ova) iona H-1 i najvišu energiju iona He-4 nije uočena promjena odziva u odnosu na fotone tj. relativna učinkovitost je bila blizu 1. Za sve ostale energije i ione, relativna učinkovitost je bila manja od 1 i smanjivala se s porastom LET-a. Kvantitativno je dobiveno dobro slaganje s postojećim rezultatima za ione He-4 i C-12, dok je za ione H-1 uočen strmiji pad nego u već objavljenom istraživanju drugih autora.

Jedan od najvažnijih rezultata rada je opažanje da relativna učinkovitost nije jednoznačno određena samo vrijednošću LET-a. Za istu vrijednosti LET-a iona H-1 i He-4, He-4 i C-12 te C-12 i O-16 uočene su sustavne razlike u relativnoj učinkovitosti, što ukazuje na značajniji utjecaj vrste iona, odnosno mikroskopske raspodjele pohrane energije uz stazu čestice.

Dobiveni rezultati kvalitativno su u skladu s mikrodozimetrijskim modelima razvijenima za TL i OSL dozimetre, kod kojih je također pokazano i eksperimentalno potvrđeno da relativna učinkovitost nije određena isključivo LET-om, nego i vrstom iona i strukturom staze. Za RPL dozimetre takav model do danas nije razvijen, a dijelom i zbog troga jer nije bilo nužnih eksperimentalnih podataka. Rezultati ovog rada predstavljaju opsežan skup eksperimentalnih podataka koji može poslužiti za razvoj i validaciju mikrodozimetrijskih modela za odziv RPL dozimetara u poljima teških nabijenih čestica.

Reference

Araki F., Ohno T., 2014, Medical Physics, 41, *The response of a radiophotoluminescent glass dosimeter in megavoltage photon and electron beams*

Assenmacher F., Boschung M., Hohmann E., Mayer S., 2017, Radiation Measurements, 106, 235, *Dosimetric properties of a personal dosimetry system based on radio-photoluminescence of silver doped phosphate glass*

Baatout S., 2023, *Radiobiology textbook*. Springer International Publishing, doi:10.1007/978-3-031-18810-7

Baiocco G., Bartzsch S., Conte V., Friedrich T., Jakob B., Tartas A., Villagrasa C., Prise K. M., 2022, *A matter of space: how the spatial heterogeneity in energy deposition determines the biological outcome of radiation exposure*, doi:10.1007/s00411-022-00989-z

Battistoni G., et al., 2016, Frontiers in Oncology, 6, *The fluka code: An accurate simulation tool for particle therapy*

Bellinzona V. E., Cordoni F., Missiaggia M., Tommasino F., Scifoni E., Tessa C. L., Attili A., 2021, Frontiers in Physics, 8, 578492, *Linking microdosimetric measurements to biological effectiveness in ion beam therapy: A review of theoretical aspects of mkm and other models*

Berger M., Coursey B., Zucker M., Chang J., 2017, *Stopping-power & range tables for electrons, protons, and helium ions | nist*, doi:10.18434/T4NC7P, https://www.nist.gov/pml/stopping-power-range-tables-electrons-protons-and-helium-ions

Bilski P., Olko P., Burkghardt B., Piesch E., Waligorski M. P. R., 1994, Radiation Protection Dosimetry, 55, 31, *Thermoluminescence efficiency of lif:mg,cu,p (mcp-n) detectors to photons, beta electrons, alp particles and thermal neutrons*

Bolzonella M., et al., 2025, Medical Physics, 52, 4924, *Out-of-field neutron radiation from clinical proton, helium, carbon, and oxygen ion beams*

Bos A. J. J., 2001, Technical report, *High sensitivity thermoluminescence dosimetry*, www.elsevier.com/locate/nimb. www.elsevier.com/locate/nimb

Bragg W. H., Kleeman R., 1905, The London, Edinburgh, and Dublin Philosophical Magazine and Journal of Science, 10, 318, *Xxxix. on the particles of radium, and their loss of range in passing through various atoms and molecules*

Chang D. S., Lasley F. D., Das I. J., Mendonca M. S., Dynlacht J. R., 2014, Basic Radiotherapy Physics and Biology, pp 235–240, *Oxygen effect, relative biological effectiveness and linear energy transfer*

Chang W., Koba Y., Katayose T., Yasui K., Omachi C., Hariu M., Saitoh H., 2017, Physics in Medicine & Biology, 62, 8869, *Correction of stopping power and let quenching for radiophotoluminescent glass dosimetry in a therapeutic proton beam*

Chiyoda Technol Corporation 2026, *Dosimetry equipment*, https://www.c-technol.co.jp/en/dosimetryequipment/

Christensen J. B., et al., 2023, Physics in Medicine and Biology, 68, *Optically stimulated luminescence detectors for dosimetry and let measurements in light ion beams*

Christensen J. B., et al., 2024, Radiation Measurements, 177, *Status of let assessment with active and passive detectors in ion beams*

Dosanjh M., Degiovanni A., Necchi M. M., Benedetto E., 2025, *Multidisciplinary collaboration and novel technological advances in hadron therapy*, doi:10.1177/15330338241311859

Friedrich T., Durante M., Scholz M., 2012, *The local effect model - principles and applications | semantic scholar*, https://www.semanticscholar.org/paper/The-Local-Effect-Model-Principles-and-Applications-Friedrich-Durante/81f79c9b4f34950acd457a1aa07cf00d86219037

G4 NIST Material Database 2016, *G4 nist material database*, https://geant4.web.cern.ch/documentation/pipelines/master/bfad_html/ForApplicationDevelopers/Detector/material.html

Gieszczyk W., Bilski P., Olko P., Herrmann R., Kettunen H., Virtanen A., Bassler N., 2013, Radiation Measurements, 51-52, 7, *Evaluation of the relative thermoluminescence efficiency of lif:mg,ti and lif:mg,cu,p tl detectors to low-energy heavy ions*

Hall E. J., Giaccia A. J., 2012, *Radiobiology for the radiologist*. Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins

Hirayama H., Namito Y., Bielajew A. F., Wilderman S. J., Nelson W. R., 2010, Technical report, *The egs5 code system*, http://www.kek.jp. http://www.kek.jp

Hsu S. M., Yang H. W., Yeh T. C., Hsu W. L., Wu C. H., Lu C. C., Chen W. L., Huang D. Y., 2007, Radiation Measurements, 42, 621, *Synthesis and physical characteristics of radiophotoluminescent glass dosimeters*

Hubbell J., Seltzer S., 1995, *Tables of x-ray mass attenuation coefficients and mass energy-absorption coefficients 1 kev to 20 mev for elements z = 1 to 92 and 48 additional substances of dosimetric interest*

Kalholm F., Grzanka L., Traneus E., Bassler N., 2021, *A systematic review on the usage of averaged let in radiation biology for particle therapy*, doi:10.1016/j.radonc.2021.04.007

Kawamoto H., Koshimizu M., Fujimoto Y., Asai K., 2023, Japanese Journal of Applied Physics, 62, *Radiophotoluminescence behavior in ag-doped phosphate glasses*

Knežević Z., Beck N., Milković D., Miljanić S., Ranogajec-Komor M., 2011, in Radiation Measurements. pp 1582–1585, doi:10.1016/j.radmeas.2011.05.042

Knežević Ž., Stolarczyk L., Bessieres I., Bordy J. M., Miljanić S., Olko P., 2013, Radiation Measurements, 57, 9, *Photon dosimetry methods outside the target volume in radiation therapy: Optically stimulated luminescence (osl), thermoluminescence (tl) and radiophotoluminescence (rpl) dosimetry*

Knežević Ž., et al., 2022, Frontiers in Oncology, 12, *Out-of-field doses produced by a proton scanning beam inside pediatric anthropomorphic phantoms and their comparison with different photon modalities*

Knežević Ž., Majer M., Pasariček L., Davídková M., Navrátil M., Vondráček V., 2024, Radiation Measurements, 176, *Dose measurements with radiophotoluminescent glass dosimeters (gd- 352m and gd-302m) in therapeutic proton beams*

Kodaira S., Yanagida Y., Koguchi Y., Kawashima H., Kitamura H., Kurano M., Ogura K., 2018, Review of Scientific Instruments, 89, 116106, *Note: Complementary approach for radiation dosimetry with ag+-activated phosphate glass*

Kutomi Y., Tomita A., 1990, Radiation Protection Dosimetry, 33, 347, *Tsee and tl of li2b4o7:cu single crystals*

Lynch G. R., Dahl O. I., 1991, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms, 58, 6, *Approximations to multiple coulomb scattering*

Majer M., Pasariček L., Željka Knežević Bokulić T., Provatas G., Mihalić I. B., 2023, Radiation Measurements, 166, *Relative efficiency of radiophotoluminescent glass detectors in low energy ion beams*

Majer M., Pasariček L., Brkić H., Davídková M., Navrátil M., Vondráček V., Željka Knežević 2024, Radiation Physics and Chemistry, 216, *Relative efficiency of radiophotoluminescent glass dosimeters in a scanning pencil proton beam*

Massillon-Jl G., Johnston C. S., Kohanoff J., 2019, Journal of Physics Condensed Matter, 31, *On the role of magnesium in a lif:mg,ti thermoluminescent dosimeter*

McKeever S. W., 2022, *A course in luminescence measurements and analyses for radiation dosimetry*, 1st edn

McKeever S. W. S., Moscovitch M., Townsend P. D., 1995, p. 204, *Thermoluminescence dosimetry materials: properties and uses*

McKeever S. W., Sholom S., Shrestha N., 2019, Radiation Measurements, 123, 13, *Observations regarding the build-up effect in radiophotoluminescence of silver-doped phosphate glasses*

Missiaggia M., 2024, *On the radiation quality characterization in radiation therapy: from linear energy transfer to experimental microdosimetry*, doi:10.1140/epjp/s13360-024-05318-5

Miyamoto Y., et al., 2010, Radiation Measurements, 45, 546, *Emission mechanism of radiophotoluminescence in ag-doped phosphate glass*

Muñoz I. D., et al., 2024, Physics in medicine and biology, 69, *Assessment of fluence- and dose-averaged linear energy transfer with passive luminescence detectors in clinical proton beams*

Nagata J., Yasui K., Omachi C., Toshiyuki T., Shimizu H., Aoyama T., Hayashi N., 2021, Journal of Applied Clinical Medical Physics, 22, 265, *Evaluation of radiophotoluminescent glass dosimeter response for therapeutic spot scanning proton beam: suggestion of linear energy transfer-based correction*

National Center for Biotechnology Information 2026, *Pubchem compound summary for cid 24756: Acrylonitrile-butadiene-styrene*, `https://pubchem.ncbi.nlm.nih.gov/compound/Acrylonitrile-butadiene-styrene`

National Institute of Standards and Technology 2026, *Atomic composition of dry air (material no. 104)*, `https://physics.nist.gov/cgi-bin/Star/compos.pl?matno=104`

Newhauser W. D., Zhang R., 2015, *The physics of proton therapy*, doi:10.1088/0031-9155/60/8/R155

Olko P., 2006, Radiation Measurements, 41, *Microdosimetry, track structure and the response of thermoluminescence detectors*

Olko P., Bilski P., 2020, Radiation Protection Dosimetry, 192, 165, *Microdosimetric understanding of dose response and relative efficiency of thermoluminescence detectors*

Olko P., Bilski P., Burkghardt B., Piesch E., Waligorski M. P. R., 1994, Radiation Protection Dosimetry, 55, 31, $Bilski_olko_1994$

Oonsiri S., Kingkaew S., Vimolnoch M., Chatchumnan N., Oonsiri P., 2023, Journal of Medical Physics, 48, 238, *Dosimetric characteristics of radiophotoluminescent glass dosimeters for proton beams*

PTW, Freiburg, Germany 2026, *Pinpoint ionization chamber type 31015*, `https://www.ptwdosimetry.com/en/products/pinpoint-ion-chamber-31015`

Paganetti H., 2012, *Range uncertainties in proton therapy and the role of monte carlo simulations*, doi:10.1088/0031-9155/57/11/R99

Paganetti H., 2014, *Relative biological effectiveness (rbe) values for proton beam therapy. variations as a function of biological endpoint, dose, and linear energy transfer*, doi:10.1088/0031-9155/59/22/R419

Parisi A., Hoey O. V., Mégret P., Vanhavere F., 2019, Radiation Protection Dosimetry, 183, 172, *Microdosimetric modeling of the relative luminescence efficiency of lif:mg,cu,p (mcp) detectors exposed to charged particles*

Parisi A., Olko P., Bilski P., Biderman S., Oster L., Horowitz Y., 2021, Radiation Measurements, 145, *Microdosimetric modeling of the relative efficiency of the optical absorption of lif:mg,ti (tld-100) detectors exposed to 1h and 4he ions*

Parisi A., Sawakuchi G., Granville D., Yukihara E. G., 2022, Radiation Measurements, 150, 106678, *Microdosimetric modeling of the relative efficiency of al2o3:c (luxel, blue emission) optically stimulated luminescent detectors exposed to ions from 1h to 132xe*

Pasariček L., Željka Knežević Brkić H., Davídková M., Navrátil M., Vondráček V., Majer M., 2024, Radiation Measurements, 176, 107195, *Dosimetric response of radiophotoluminescent glass detectors in a scanning pencil proton beam*

Perry J., 1987, *Rpl dosimetry. radiophotoluminescence in health physics*. Adam Hilger.

Peters A., 2016, Challenges and Goals for Accelerators in the XXI Century, pp 801–812, *The accelerator facility of the heidelberg ion-beam therapy centre (hit)*

Piccinini M., Mirandola A., Nigro V., Vincenti M. A., Ciocca M., Montereali R. M., 2024, Radiation Measurements, 174, *Radiophotoluminescence response of lif:mg,ti pellets irradiated with clinical proton beams in the 70–200 mev energy range*

Podgorsak E. B., 2005, *Radiation oncology physics: A handbook for teachers and students*. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY

Pouget J. P., 2022, *Basics of radiobiology*. Elsevier, pp 30–51, doi:10.1016/B978-0-12-822960-6.00137-X

Rah J. E., Hong J. Y., Kim G. Y., Kim Y. L., Shin D. O., Suh T. S., 2009, Radiation Measurements, 44, 18, *A comparison of the dosimetric characteristics of a glass rod dosimeter and a thermoluminescent dosimeter for mailed dosimeter*

Rah J.-E., Oh D. H., Shin D., Kim D.-H., Ji Y. H., Kim J. W., Park S. Y., 2012, Applied Radiation and Isotopes, 70, 1616, *Dosimetric evaluation of a glass dosimeter for proton beam measurements*

Rah J. E., et al., 2013, Radiation Measurements, 59, 66, *Feasibility study of glass dosimeter for postal dose intercomparison of high-energy proton therapy beams*

Ranogajec-Komor M., Knežević , Miljanić S., Vekić B., 2008, Radiation Measurements, 43, 392, *Characterisation of radiophotoluminescent dosimeters for environmental monitoring*

Reinhardt S., et al., 2015, Radiation and Environmental Biophysics, 54, 71, *Investigation of ebt2 and ebt3 films for proton dosimetry in the 4–20 mev energy range*

Romero-Expósito M., et al., 2026, Physica Medica, 141, *Assessing stray neutron dose variability across monte carlo codes in a proton therapy scenario*

Rong Y., Welsh J., 2010, *Basics of particle therapy ii biologic and dosimetric aspects of clinical hadron therapy*, doi:10.1097/COC.0b013e3181cdf0fe

Rossi S., 2022, *Hadron therapy achievements and challenges: The cnao experience*, doi:10.3390/physics4010017

Saheli F., Pasariček L., Majer M., 2026, Radiation Physics and Chemistry, 243, *Multi-parameter comparison of let distribution calculations in proton beams using geant4 and phits*

Saint-Hubert M. D., Castellano F., Leblans P., Sterckx P., Kodaira S., Swakoń J., de Freitas Nascimento L., 2021, Radiation Measurements, 141, *Characterization of 2d al2o3:c,mg radiophotoluminescence films in charged particle beams*

Sato T., et al., 2018, https://doi.org/10.1080/00223131.2017.1419890, 55, 684, *Features of particle and heavy ion transport code system (phits) version 3.02*

Sato T., et al., 2024, Journal of Nuclear Science and Technology, 61, 127, *Recent improvements of the particle and heavy ion transport code system–phits version 3.33*

Schardt D., Elsässer T., Schulz-Ertner D., 2010, *Heavy-ion tumor therapy: Physical and radiobiological benefits*, doi:10.1103/RevModPhys.82.383

Schulman J. H., Ginther R. J., Klick C. C., Alger R. S., Levy R. A., 1951, Journal of Applied Physics, 22, 1479, *Dosimetry of x-rays and gamma-rays by radiophotoluminescence*

Seltzer S. M., Seltzer S. M., 2011, JICRU, 11, *Editor's note the original version of icru report 85 published in the fundamental quantities and units for ionizing radiation (revised) report committee the international commission on radiation units and measurements*

Son K., Jung H., Shin S. H., Lee H. H., Kim M. S., Ji Y. H., Kim K. B., 2011, Radiation Measurements, 46, 1117, *Evaluation of the dosimetric characteristics of a radiophotoluminescent glass dosimeter for high-energy photon and electron beams in the field of radiotherapy*

Tessonnier T., et al., 2017, Physics in Medicine and Biology, 62, 6579, *Dosimetric verification in water of a monte carlo treatment planning tool for proton, helium, carbon and oxygen ion beams at the heidelberg ion beam therapy center*

Vavilov P. V., 1957, Technical report, *Ionization losses of high-energy heavy particles*

Vekić B., Ban R., Miljanić S., 2006, Arhiv za higijenu rada i toksikologiju, 57, 189, *Secondary standard dosimetry laboratory at the ruđer bošković institute*

Yamamoto T., Rosenfeld A., Kron T., d'Errico F., Moscovitch M., 2011, AIP Conference Proceedings, 1345, 217, *Rpl dosimetry: Principles and applications*

Yasuda H., Fujitaka K., 2000, Radiation Protection Dosimetry, 87, 115, *Responses of tld-mg2sio4:tb and radiophotoluminescent glass to heavy charged particles and space radiation*

Yasui K., Omachi C., Nagata J., Toshito T., Shimizu H., Aoyama T., Hayashi N., 2021, Physica Medica, 81, 147, *Dosimetric response of a glass dosimeter in proton beams: Let-dependence and correction factor*

Yokota R., Imagawa H., 1967,] 10.1143/jpsj.23.1038, *Radiophotoluminescent centers in silver-activated phosphate glass*

Yukihara E. G., 2011, Radiation Measurements, 46, 580, *Luminescence properties of beo optically stimulated luminescence (osl) detectors*

Yukihara E. G., McKeever S. W., 2006, Journal of Applied Physics, 100, *Spectroscopy and optically stimulated luminescence of al 2 o 3: C using time-resolved measurements*

Yukihara E. G., Doull B. A., Ahmed M., Brons S., Tessonnier T., Jäkel O., Greilich S., 2015, Physics in Medicine and Biology, 60, 6613, *Time-resolved optically stimulated luminescence of al 2 o 3 :c for ion beam therapy dosimetry*

Yukihara E. G., et al., 2022, Nature Reviews Methods Primers, 2, *Luminescence dosimetry*

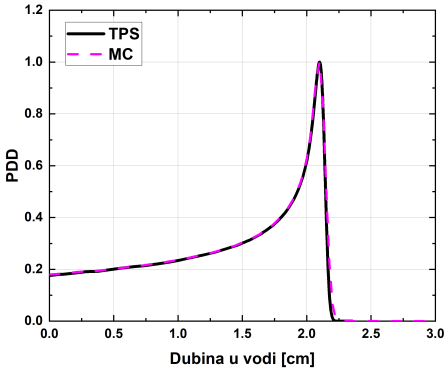
Zhang R., Taddei P. J., Fitzek M. M., Newhauser W. D., 2010, Physics in Medicine and Biology, 55, 2481, *Water equivalent thickness values of materials used in beams of protons, helium, carbon and iron ions*

Ziegler J. F., Ziegler M. D., Biersack J. P., 2010, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms, 268, 1818, *Srim – the stopping and range of ions in matter (2010)*

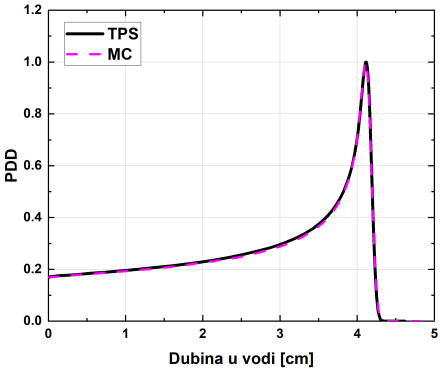
Poglavlje 7

Dodatak

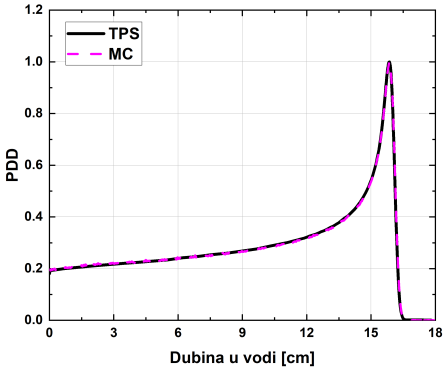
7.1 Krivulje PDD-a



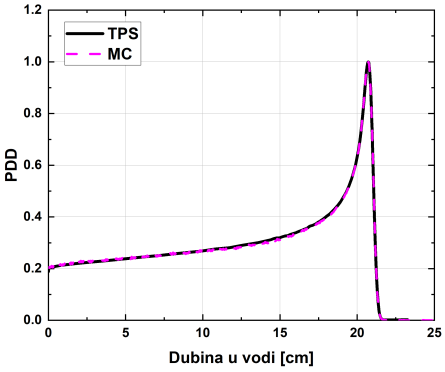
(a)



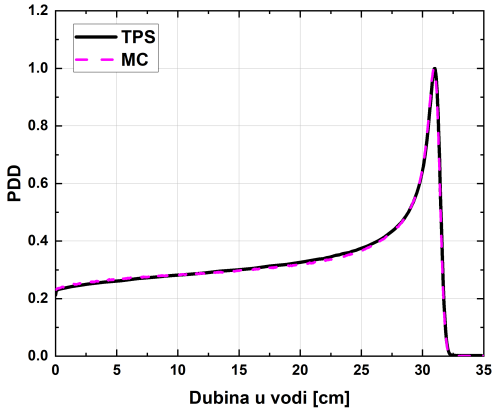
(b)



(c)

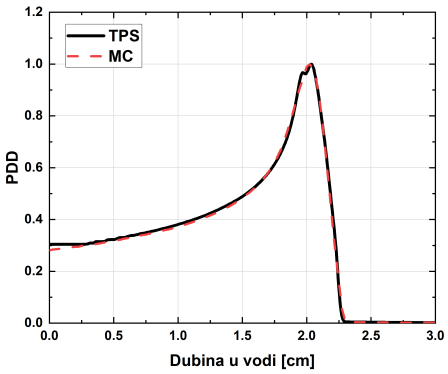


(d)

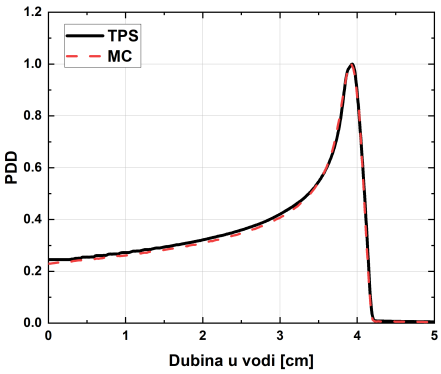


(e)

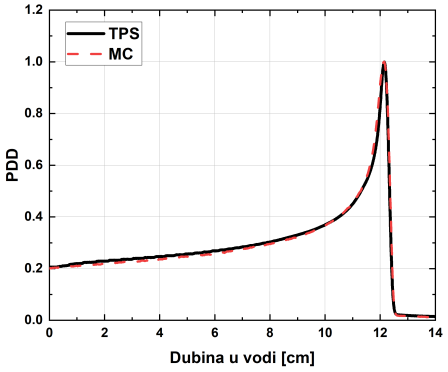
Slika 7.1: Krivulje PDD-a dobivene TPS-om i MC simulacijama za snopove iona H-1 početnih energija 48.12 MeV (a), 70.03 MeV (b), 149.86 MeV (c), 174,83 MeV (d) i 221.06 MeV (e).



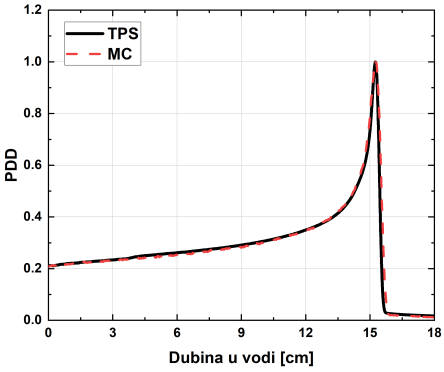
(a)



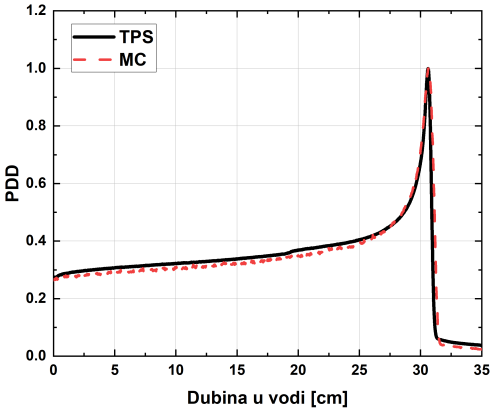
(b)



(c)

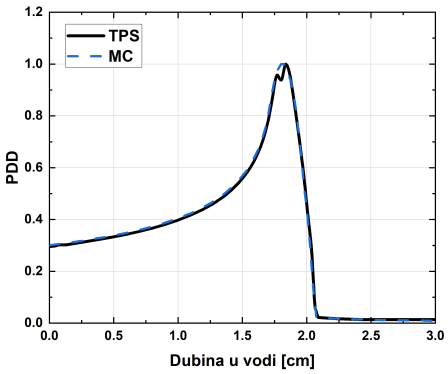


(d)

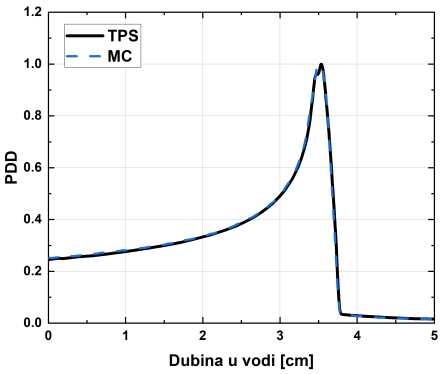


(e)

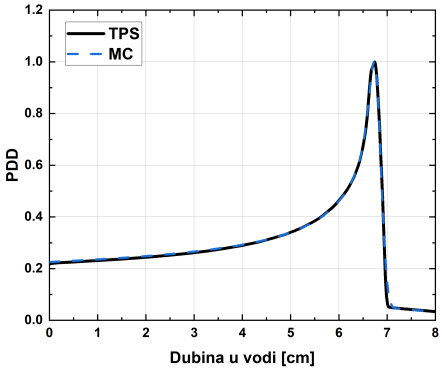
Slika 7.2: Krivulje PDD-a dobivene TPS-om i MC simulacijama za snopove iona He-4 početnih energija 50.07 MeV/u (a), 70.79 MeV/u (b), 130.25 MeV/u (c), 147.93 MeV/u (d) i 220.51 MeV/u (e).



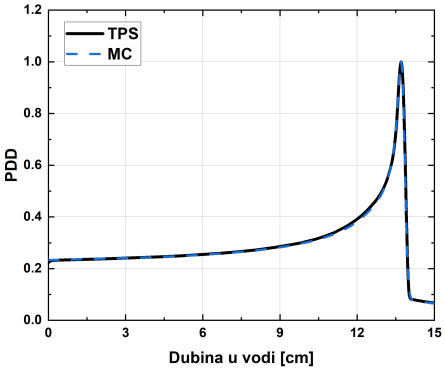
(a)



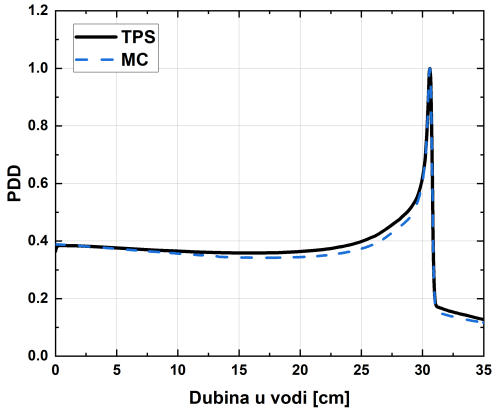
(b)



(c)

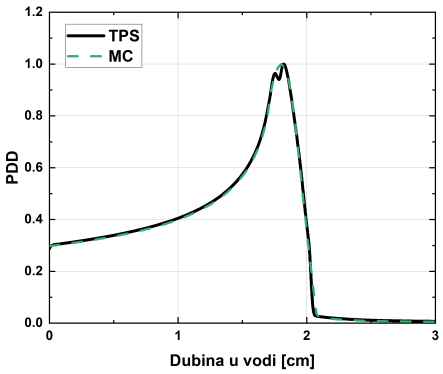


(d)

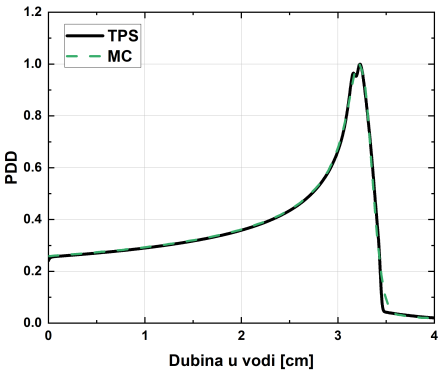


(e)

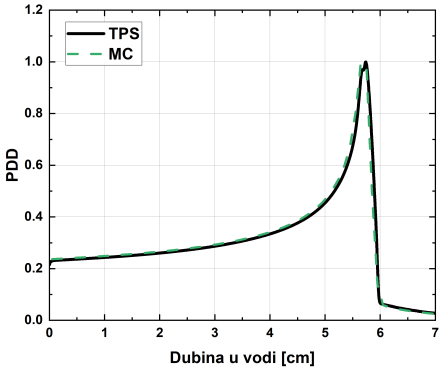
Slika 7.3: Krivulje PDD-a dobivene TPS-om i MC simulacijama za snopove iona C-12 početnih energija 88.83 MeV/u (a), 124.25 MeV/u (b), 176.56 MeV/u (c), 264.95 MeV/u (d) i 430.10 MeV/u (e).



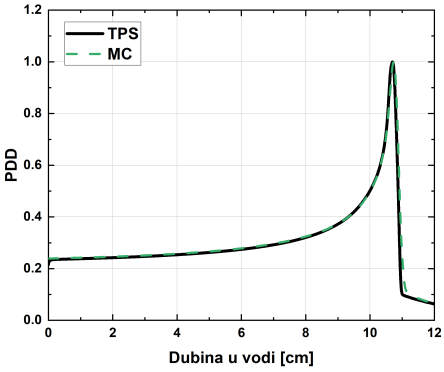
(a)



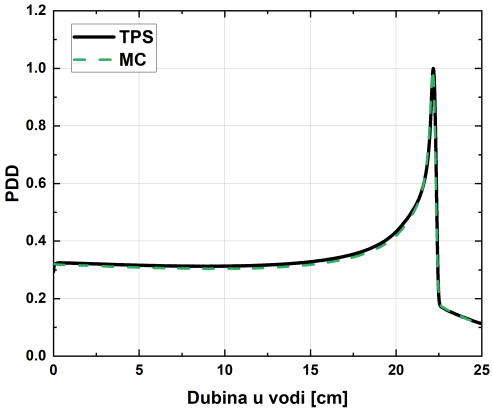
(b)



(c)



(d)



(e)

Slika 7.4: Krivulje PDD-a dobivene TPS-om i MC simulacijama za snopove iona O-16 početnih energija 103.77 MeV/u (a), 139.09 MeV/u (b), 190.11 MeV/u (c), 271.59 MeV/u (d) i 421.47 MeV/u (e).

7.2 Utjecaj metode računanja LET-a na vrijednosti LET-a na položajima dozimetara

Tablica 7.1: H-1: početna energija 48.12 MeV/u.
Usporedba LET u vodi za različite metode izračuna i pripadne relativne razlike. Položaj Braggovog vrha bio je na dubini od 1.78 cm u PMMA. $\bar{E}$ je prosječna energija iona na položaju dozimetra. Δ označava relativnu razliku.

	Dubina u fantomu [cm]				
	1.00	1.30	1.50	1.60	1.7
$\bar{E}$ [MeV/u]	28.3	20.6	13.6	9.1	5.2
$\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})$ [keV/μm]	2.0	2.6	3.6	5.0	7.9
$\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}$ [keV/μm]	2.0	2.6	3.8	5.9	10.2
$\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}$ [keV/μm]	2.2	2.8	4.1	8.5	16.1
$\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{t,\text{FD-7}})$ [keV/μm]	2.0	2.6	3.8	5.8	10.1
$\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{d,\text{FD-7}})$ [keV/μm]	2.1	2.7	4.0	8.1	15.2
$\Delta(\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}})$ [%]	-1	-1	-4	-15	-23
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})/\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	-8	-7	-11	-41	-51
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	8	5	9	43	57
$\Delta(\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{t,\text{FD-7}})/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}})$ [%]	0	0	0	-1	-1
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{d,\text{FD-7}})/\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	-1	-1	-1	-5	-5

Tablica 7.2: H-1: početna energija 70.03 MeV/u.
Usporedba LET u vodi za različite metode izračuna i pripadne relativne razlike. Položaj Braggovog vrha bio je na dubini od 3.48 cm u PMMA. $\bar{E}$ je prosječna energija iona na položaju dozimetra. Δ označava relativnu razliku.

	Dubina u fantomu [cm]		
	1.00	2.00	3.00
$\bar{E}$ [MeV/u]	56.9	42.3	21.8

	Dubina u fantomu [cm]		
	1.00	2.00	3.00
$\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})$ [keV/μm]	1.1	1.4	2.5
$\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}$ [keV/μm]	1.2	1.5	2.5
$\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}$ [keV/μm]	1.4	1.7	2.7
$\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{t,\text{FD-7}})$ [keV/μm]	1.2	1.5	2.5
$\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{d,\text{FD-7}})$ [keV/μm]	1.3	1.6	2.7
$\Delta(\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}})$ [%]	-2	-2	-2
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})/\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	-18	-14	-9
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	19	15	8
$\Delta(\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{t,\text{FD-7}})/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}})$ [%]	0	0	0
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{d,\text{FD-7}})/\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	-3	-2	-1

Tablica 7.3: H-1: početna energija 149.86 MeV/u.
Usporedba LET u vodi za različite metode izračuna i pripadne relativne razlike. Položaj Braggovog vrha bio je na dubini od 13.44 cm u PMMA. $\bar{E}$ je prosječna energija iona na položaju dozimetra. Δ označava relativnu razliku.

	Dubina u fantomu [cm]				
	1.00	8.00	12.50	13.00	14.00
$\bar{E}$ [MeV/u]	141.7	89.8	37.0	26.8	7.1
$\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})$ [keV/μm]	0.6	0.8	1.6	2.1	6.1
$\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}$ [keV/μm]	0.6	0.8	1.7	2.2	9.8
$\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}$ [keV/μm]	1.1	1.2	1.9	2.6	16.9
$\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{t,\text{FD-7}})$ [keV/μm]	0.6	0.8	1.6	2.2	9.5
$\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{d,\text{FD-7}})$ [keV/μm]	1.0	1.1	1.9	2.5	15.7
$\Delta(\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}})$ [%]	-5	-4	-3	-4	-37
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})/\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	-47	-30	-16	-18	-64
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	78	38	16	17	73
$\Delta(\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{t,\text{FD-7}})/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}})$ [%]	-1	-1	0	0	-3
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{d,\text{FD-7}})/\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	-8	-5	-2	-2	-7

Tablica 7.4: H-1: početna energija 174.83 MeV/u.
Usporedba LET u vodi za različite metode izračuna i pripadne relativne razlike. Položaj Braggovog vrha bio je na dubini od 17.55 cm u PMMA. $\bar{E}$ je prosječna energija iona na položaju dozimetra. Δ označava relativnu razliku.

	Dubina u fantomu [cm]			
	1.00	10.00	17.20	17.60
$\bar{E}$ [MeV/u]	168.1	107.8	27.2	17.4
$\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})$ [keV/μm]	0.5	0.7	2.1	3.0
$\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}$ [keV/μm]	0.5	0.7	2.2	3.6
$\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}$ [keV/μm]	0.9	1.0	2.7	5.6
$\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{t,\text{FD-7}})$ [keV/μm]	0.5	0.7	2.2	3.5

	Dubina u fantomu [cm]			
	1.00	10.00	17.20	17.60
$\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{d,\text{FD-7}})$ [keV/μm]	0.8	1.0	2.6	5.3
$\Delta(\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}})$ [%]	-4	-4	-6	-16
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})/\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	-40	-31	-24	-47
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	60	39	24	58
$\Delta(\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{t,\text{FD-7}})/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}})$ [%]	-1	-1	0	-1
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{d,\text{FD-7}})/\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	-7	-5	-3	-6

Tablica 7.5: He-4: početna energija 50.07 MeV/u.
Usporedba LET u vodi za različite metode izračuna i pripadne relativne razlike. Položaj Braggovog vrha bio je na dubini od 1.72 cm u PMMA. $\bar{E}$ je prosječna energija iona na položaju dozimetra. Δ označava relativnu razliku.

	Dubina u fantomu [cm]			
	1.00	1.50	1.60	1.7
$\bar{E}$ [MeV/u]	27.7	12.8	9.4	6.7
$\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})$ [keV/μm]	8.1	15.2	19.5	25.9
$\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}$ [keV/μm]	8.2	17.3	24.6	34.3
$\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}$ [keV/μm]	8.6	24.4	40.2	56.5
$\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{t,\text{FD-7}})$ [keV/μm]	8.2	17.1	24.0	33.4
$\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{d,\text{FD-7}})$ [keV/μm]	8.5	22.5	35.6	49.7
$\Delta(\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}})$ [%]	-1	-12	-21	-25
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})/\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	-6	-38	-51	-54
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	6	41	63	65
$\Delta(\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{t,\text{FD-7}})/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}})$ [%]	0	-1	-2	-3
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{d,\text{FD-7}})/\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	-1	-8	-11	-12

Tablica 7.6: He-4: početna energija 70.79 MeV/u.
Usporedba LET u vodi za različite metode izračuna i pripadne relativne razlike. Položaj Braggovog vrha bio je na dubini od 3.34 cm u PMMA. $\bar{E}$ je prosječna energija iona na položaju dozimetra. Δ označava relativnu razliku.

	Dubina u fantomu [cm]		
	1.00	2.00	3.00
$\bar{E}$ [MeV/u]	55.2	40.1	17.7
$\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})$ [keV/μm]	4.7	6.0	11.7
$\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}$ [keV/μm]	4.7	6.0	12.2
$\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}$ [keV/μm]	5.1	6.4	13.3
$\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{t,\text{FD-7}})$ [keV/μm]	4.7	6.0	12.1
$\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{d,\text{FD-7}})$ [keV/μm]	5.0	6.3	13.1
$\Delta(\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}})$ [%]	-1	-1	-4
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})/\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	-8	-7	-12
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	8	6	10
$\Delta(\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{t,\text{FD-7}})/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}})$ [%]	0	0	0
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{d,\text{FD-7}})/\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	-2	-2	-2

Tablica 7.7: He-4: početna energija 130.25 MeV/u.
Usporedba LET u vodi za različite metode izračuna i pripadne relativne razlike. Položaj Braggovog vrha bio je na dubini od 10.30 cm u PMMA. $\bar{E}$ je prosječna energija iona na položaju dozimetra. Δ označava relativnu razliku.

	Dubina u fantomu [cm]		
	1.00	6.00	10.00

	Dubina u fantomu [cm]		
	1.00	6.00	10.00
$\bar{E}$ [MeV/u]	121.3	78.7	20.5
$\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})$ [keV/μm]	2.6	3.5	10.4
$\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}$ [keV/μm]	2.6	3.6	10.9
$\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}$ [keV/μm]	3.4	4.3	12.2
$\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{t,\text{FD-7}})$ [keV/μm]	2.6	3.6	10.8
$\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{d,\text{FD-7}})$ [keV/μm]	3.1	4.1	11.9
$\Delta(\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}})$ [%]	-1	-1	-4
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})/\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	-25	-19	-15
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	33	21	12
$\Delta(\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{t,\text{FD-7}})/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}})$ [%]	0	0	0
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{d,\text{FD-7}})/\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	-8	-5	-2

Tablica 7.8: He-4: početna energija 147.93 MeV/u.
Usporedba LET u vodi za različite metode izračuna i pripadne relativne razlike. Položaj Braggovog vrha bio je na dubini od 12.92 cm u PMMA. $\bar{E}$ je prosječna energija iona na položaju dozimetra. Δ označava relativnu razliku.

	Dubina u fantomu [cm]		
	1.00	10.00	12.00
$\bar{E}$ [MeV/u]	140.2	65.1	36.9
$\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})$ [keV/μm]	2.3	4.1	6.4
$\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}$ [keV/μm]	2.3	4.2	6.5
$\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}$ [keV/μm]	3.5	5.7	7.6
$\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{t,\text{FD-7}})$ [keV/μm]	2.3	4.2	6.5
$\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{d,\text{FD-7}})$ [keV/μm]	3.1	5.2	7.3
$\Delta(\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}})$ [%]	-1	-2	-2
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})/\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	-34	-28	-15
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	50	36	16

	Dubina u fantomu [cm]		
	1.00	10.00	12.00
$\Delta(\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{t,\text{FD-7}})/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}})$ [%]	0	0	0
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{d,\text{FD-7}})/\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	-11	-8	-4

Tablica 7.9: C-12: početna energija 88.83 MeV/u.
Usporedba LET u vodi za različite metode izračuna i pripadne relativne razlike. Položaj Braggovog vrha bio je na dubini od 1.56 cm u PMMA. $\bar{E}$ je prosječna energija iona na položaju dozimetra. Δ označava relativnu razliku.

	Dubina u fantomu [cm]	
	1.00	1.30
$\bar{E}$ [MeV/u]	43.2	25.5
$\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})$ [keV/μm]	50.2	75.6
$\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}$ [keV/μm]	50.7	84.4
$\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}$ [keV/μm]	51.7	104.1
$\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{t,\text{FD-7}})$ [keV/μm]	50.6	82.6
$\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{d,\text{FD-7}})$ [keV/μm]	51.4	97.2
$\Delta(\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}})$ [%]	-1	-10
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})/\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	-3	-27
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	2	23
$\Delta(\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{t,\text{FD-7}})/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}})$ [%]	0	-2
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{d,\text{FD-7}})/\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	-1	-7

Tablica 7.10: C-12: početna energija 124.25 MeV/u.
Usporedba LET u vodi za različite metode izračuna i pripadne relativne razlike. Položaj Braggovog vrha bio je na dubini od 2.99 cm u PMMA. $\bar{E}$ je prosječna energija iona na položaju dozimetra. Δ označava relativnu razliku.

	Dubina u fantomu [cm]		
	1.00	2.00	3.00
$\bar{E}$ [MeV/u]	92.8	62.1	11.0
$\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})$ [keV/μm]	27.4	37.6	161.3
$\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}$ [keV/μm]	27.5	37.7	207.2
$\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}$ [keV/μm]	28.0	38.2	303.5
$\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{t,\text{FD-7}})$ [keV/μm]	27.5	37.6	203.6
$\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{d,\text{FD-7}})$ [keV/μm]	27.9	38.0	278.0
$\Delta(\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}})$ [%]	0	0	-22
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})/\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	-2	-2	-47
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	2	1	47
$\Delta(\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{t,\text{FD-7}})/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}})$ [%]	0	0	-2
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{d,\text{FD-7}})/\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	-1	-1	-8

Tablica 7.11: C-12: početna energija 176.56 MeV/u.
Usporedba LET u vodi za različite metode izračuna i pripadne relativne razlike. Položaj Braggovog vrha bio je na dubini od 5.71 cm u PMMA. $\bar{E}$ je prosječna energija iona na položaju dozimetra. Δ označava relativnu razliku.

	Dubina u fantomu [cm]		
	1.00	4.80	5.60
$\bar{E}$ [MeV/u]	153.6	60.9	20.9
$\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})$ [keV/μm]	19.0	38.2	89.7
$\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}$ [keV/μm]	19.0	38.5	109.9
$\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}$ [keV/μm]	19.8	39.8	162.3
$\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{t,\text{FD-7}})$ [keV/μm]	19.0	38.5	107.0

	Dubina u fantomu [cm]		
	1.00	4.80	5.60
$\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{d,\text{FD-7}})$ [keV/μm]	19.5	39.5	146.0
$\Delta(\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}})$ [%]	0	-1	-18
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})/\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	-4	-4	-45
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	4	4	48
$\Delta(\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{t,\text{FD-7}})/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}})$ [%]	0	0	-3
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{d,\text{FD-7}})/\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	-2	-1	-10

Tablica 7.12: C-12: početna energija 264.95 MeV/u.
Usporedba LET u vodi za različite metode izračuna i pripadne relativne razlike. Položaj Braggovog vrha bio je na dubini od 11.61 cm u PMMA. $\bar{E}$ je prosječna energija iona na položaju dozimetra. Δ označava relativnu razliku.

	Dubina u fantomu [cm]					
	1.00	5.00	10.00	11.00	11.40	12.60
$\bar{E}$ [MeV/u]	247.9	188.4	86.4	53.6	34.8	0.25
$\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})$ [keV/μm]	13.9	16.6	29.0	42.2	60.0	955.3
$\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}$ [keV/μm]	13.9	16.6	29.3	42.9	62.4	723.1
$\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}$ [keV/μm]	14.3	17.1	30.9	46.1	69.1	820.1
$\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{t,\text{FD-7}})$ [keV/μm]	13.9	16.6	29.3	42.8	62.2	777.7
$\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{d,\text{FD-7}})$ [keV/μm]	14.1	16.9	30.5	45.2	67.3	841.2
$\Delta(\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}})$ [%]	0	0	-1	-2	-4	32
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})/\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	-3	-3	-6	-9	-13	16
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	3	3	5	8	11	13
$\Delta(\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{t,\text{FD-7}})/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}})$ [%]	0	0	0	0	0	8
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{d,\text{FD-7}})/\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	-1	-1	-1	-2	-3	3

Tablica 7.13: O-16: početna energija 103.77 MeV/u.
Usporedba LET u vodi za različite metode izračuna i pripadne relativne razlike. Položaj Braggovog vrha bio je na dubini od 1.54 cm u PMMA. $\bar{E}$ je prosječna energija iona na položaju dozimetra. Δ označava relativnu razliku.

	Dubina u fantomu [cm]	
	1.00	1.30
$\bar{E}$ [MeV/u]	50.0	28.9
$\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})$ [keV/μm]	80.5	125.5
$\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}$ [keV/μm]	81.3	139.7
$\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}$ [keV/μm]	82.3	172.6
$\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{t,\text{FD-7}})$ [keV/μm]	81.3	136.9

Dubina u fantomu [cm]	1.00	1.30
$\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{d,\text{FD-7}})$ [keV/μm]	82.1	161.6
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	-1	-10
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})/\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	-2	-27
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	1	24
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{t,\text{FD-7}})/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	0	-2
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{d,\text{FD-7}})/\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	0	-6

Tablica 7.14: O-16: početna energija 139.09 MeV/u.
Usporedba LET u vodi za različite metode izračuna i pripadne relativne razlike. Položaj Braggovog vrha bio je na dubini od 2.74 cm u PMMA. $\bar{E}$ je prosječna energija iona na položaju dozimetra. Δ označava relativnu razliku.

	Dubina u fantomu [cm]	
	1.00	2.00
$\bar{E}$ [MeV/u]	101.0	61.1
$\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})$ [keV/μm]	46.6	68.7
$\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}$ [keV/μm]	46.6	69.1
$\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}$ [keV/μm]	46.6	70.2
$\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{t,\text{FD-7}})$ [keV/μm]	46.6	69.1
$\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{d,\text{FD-7}})$ [keV/μm]	46.6	69.9
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	0	-1
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})/\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	0	-2
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	0	2
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{t,\text{FD-7}})/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	0	0
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{d,\text{FD-7}})/\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	0	0

Tablica 7.15: O-16: početna energija 190.11 MeV/u.
Usporedba LET u vodi za različite metode izračuna i pripadne relativne razlike. Položaj Braggovog vrha bio je na dubini od 4.86 cm u PMMA. $\bar{E}$ je prosječna energija iona na položaju dozimetra. Δ označava relativnu razliku.

	Dubina u fantomu [cm]				
	1.00	2.00	3.00	4.20	4.60
$\bar{E}$ [MeV/u]	161.5	136.0	106.5	59.5	35.4
$\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})$ [keV/μm]	33.3	37.6	44.7	70.3	106.7
$\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}$ [keV/μm]	33.3	37.6	44.8	70.9	112.5
$\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}$ [keV/μm]	33.3	37.7	45.0	72.3	125.6
$\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{t,\text{FD-7}})$ [keV/μm]	33.3	37.5	44.8	70.9	111.8
$\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{d,\text{FD-7}})$ [keV/μm]	33.3	37.6	44.9	72.0	122.0
$\Delta(\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}})$ [%]	0	0	0	-1	-5
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})/\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	0	0	-1	-3	-15
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	0	0	0	2	12
$\Delta(\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{t,\text{FD-7}})/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}})$ [%]	0	0	0	0	-1
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{d,\text{FD-7}})/\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	0	0	0	0	-3

Tablica 7.16: O-16: početna energija 271.59 MeV/u.
Usporedba LET u vodi za različite metode izračuna i pripadne relativne razlike. Položaj Braggovog vrha bio je na dubini od 9.07 cm u PMMA. $\bar{E}$ je prosječna energija iona na položaju dozimetra. Δ označava relativnu razliku.

	Dubina u fantomu [cm]					
	1.00	5.00	7.00	8.00	8.50	9.00
$\bar{E}$ [MeV/u]	250.3	168.5	116.3	82.0	60.3	29.4
$\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})$ [keV/μm]	25.0	32.3	42.0	54.5	69.5	123.9
$\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}$ [keV/μm]	25.0	32.4	42.1	55.0	70.4	142.2
$\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}$ [keV/μm]	25.2	33.4	42.3	56.3	73.4	188.7
$\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{t,\text{FD-7}})$ [keV/μm]	25.0	32.4	42.1	54.9	70.3	138.8

	Dubina u fantomu [cm]					
	1.00	5.00	7.00	8.00	8.50	9.00
$\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{d,\text{FD-7}})$ [keV/μm]	25.1	33.1	42.2	56.0	72.6	173.4
$\Delta(\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}})$ [%]	0	0	0	-1	-1	-13
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})/\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	-1	-3	-1	-3	-5	-34
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	1	3	1	2	4	33
$\Delta(\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{t,\text{FD-7}})/\mathrm{LET}_{t,\mathrm{H_2O}})$ [%]	0	0	0	0	0	-2
$\Delta\left(\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}(\mathrm{LET}_{d,\text{FD-7}})/\mathrm{LET}_{d,\mathrm{H_2O}}\right)$ [%]	0	-1	0	-1	-1	-8

7.3 Utjecaj načina modeliranja dozimetra na vrijednosti LET-a na položajima dozimetara

Tablica 7.17: Utjecaj modeliranja dozimetra na vrijednost LET-a na položajima dozimetara za ionske snopove H-1 najmanje i najveće početne energije. Δ označava relativne razlike između dvije veličine navedene u nastavku.

(a) Usporedba vrijednosti LET-a u vodi za različite načine modeliranja dozimetra za najmanju energiju iona H-1.

H-1: 48 MeV/u					
d_{PMMA} [cm]	1.00	1.30	1.50	1.60	1.7
$\mathrm{LET_{t,H_2O}}$ [keV/μm]	2.0	2.6	3.8	5.9	13.1
$\mathrm{LET_{d,H_2O}}$ [keV/μm]	2.2	2.8	4.1	8.5	20.1
$\mathrm{LET_{t,H_2O,\,vodeni\ valjak}}$ [keV/μm]	2.0	2.7	3.8	6.2	10.3
$\mathrm{LET_{d,H_2O,\,vodeni\ valjak}}$ [keV/μm]	2.2	2.8	4.2	9.1	16.0
$\Delta\mathrm{LET_{t,vodeni\ valjak/eksperiment}}$ [%]	1	1	2	5	1
$\Delta\mathrm{LET_{d,vodeni\ valjak/eksperiment}}$ [%]	1	1	3	8	0
$\Delta\mathrm{LET_d}/\mathrm{LET_t}$ [%]	8	5	9	43	57
$\Delta\mathrm{LET_{d,\,vodeni\ valjak}}/\mathrm{LET_{t,\,vodeni\ valjak}}$ [%]	8	6	9	47	55

(b) Usporedba vrijednosti LET-a u vodi za različite načine modeliranja dozimetra za najveću energiju iona H-1.

H-1: 221 MeV/u									
d_{PMMA} [cm]	1.00	21.00	22.00	23.00	24.00	25.00	26.00	26.20	26.60
$\mathrm{LET_{t,H_2O}}$ [keV/μm]	0.5	0.8	0.9	1.0	1.1	1.4	2.1	2.5	3.8
$\mathrm{LET_{d,H_2O}}$ [keV/μm]	0.9	1.3	1.2	1.4	1.6	1.7	2.8	3.5	6.8
$\mathrm{LET_{t,H_2O,\,vodeni\ valjak}}$ [keV/μm]	0.5	0.8	0.9	1.0	1.1	1.4	2.1	2.5	3.8
$\mathrm{LET_{d,H_2O,\,vodeni\ valjak}}$ [keV/μm]	0.8	1.2	1.3	1.4	1.4	1.7	2.7	3.5	6.6
$\Delta\mathrm{LET_{t,vodeni\ valjak/eksperiment}}$ [%]	-1	-1	0	0	-1	0	0	1	0
$\Delta\mathrm{LET_{d,vodeni\ valjak/eksperiment}}$ [%]	-12	-7	5	-4	-12	-2	-2	-1	-3
$\Delta\mathrm{LET_d}/\mathrm{LET_t}$ [%]	101	53	38	44	41	27	34	44	78
$\Delta\mathrm{LET_{d,\,vodeni\ valjak}}/\mathrm{LET_{t,\,vodeni\ valjak}}$ [%]	77	44	45	39	26	24	30	41	73

Tablica 7.18: Utjecaj modeliranja dozimetra na vrijednost LET-a na položajima dozimetara za ionske snopove He-4 najmanje i najveće početne energije. Δ označava relativne razlike između dvije veličine navedene u nastavku.

(a) Usporedba vrijednosti LET-a u vodi za različite načine modeliranja dozimetra za najmanju energiju iona He-4.

He-4: 50 MeV/u				
d_{PMMA} [cm]	1.00	1.50	1.60	1.7
$\mathrm{LET}_{\mathrm{t,H_2O}}$ [keV/μm]	8.2	17.3	24.6	34.3
$\mathrm{LET}_{\mathrm{d,H_2O}}$ [keV/μm]	8.6	24.4	40.2	56.5
$\mathrm{LET}_{\mathrm{t,H_2O,\,vodeni\ valjak}}$ [keV/μm]	8.2	17.7	24.9	34.7
$\mathrm{LET}_{\mathrm{d,H_2O,\,vodeni\ valjak}}$ [keV/μm]	8.8	25.1	40.2	56.1
$\Delta\mathrm{LET}_{\mathrm{t,vodeni\ valjak/eksperiment}}$ [%]	1	2	1	1
$\Delta\mathrm{LET}_{\mathrm{d,vodeni\ valjak/eksperiment}}$ [%]	2	3	0	-1
$\Delta\mathrm{LET_d}/\mathrm{LET_t}$ [%]	6	41	63	65
$\Delta\mathrm{LET}_{\mathrm{d,\,vodeni\ valjak}}/\mathrm{LET}_{\mathrm{t,\,vodeni\ valjak}}$ [%]	7	42	61	62

(b) Usporedba vrijednosti LET-a u vodi za različite načine modeliranja dozimetra za najveću energiju iona He-4.

He-4: 220 MeV/u						
d_{PMMA} [cm]	1.00	18.00	22.00	23.00	24.00	25.00
$\mathrm{LET}_{\mathrm{t,H_2O}}$ [keV/μm]	1.7	2.7	3.6	4.0	4.7	5.8
$\mathrm{LET}_{\mathrm{d,H_2O}}$ [keV/μm]	2.4	3.7	4.5	5.0	6.2	6.8
$\mathrm{LET}_{\mathrm{t,H_2O,\,vodeni\ valjak}}$ [keV/μm]	1.7	2.7	3.6	4.0	4.6	5.8
$\mathrm{LET}_{\mathrm{d,H_2O,\,vodeni\ valjak}}$ [keV/μm]	2.5	3.8	4.5	4.9	5.7	6.6
$\Delta\mathrm{LET}_{\mathrm{t,vodeni\ valjak/eksperiment}}$ [%]	0	0	0	0	0	0
$\Delta\mathrm{LET}_{\mathrm{d,vodeni\ valjak/eksperiment}}$ [%]	5	1	0	-3	-9	-2
$\Delta\mathrm{LET_d}/\mathrm{LET_t}$ [%]	35	37	26	25	33	16
$\Delta\mathrm{LET}_{\mathrm{d,\,vodeni\ valjak}}/\mathrm{LET}_{\mathrm{t,\,vodeni\ valjak}}$ [%]	42	39	26	22	22	14

Tablica 7.19: Utjecaj modeliranja dozimetra na vrijednost LET-a na položajima dozimetara za ionske snopove C-12 najmanje i najveće početne energije. Δ označava relativne razlike između dvije veličine navedene u nastavku.

(a) Usporedba vrijednosti LET-a u vodi za različite načine modeliranja dozimetra za najmanju energiju iona C-12.

C-12: 89 MeV/u		
d_{PMMA} [cm]	1.00	1.30
$\mathrm{LET}_{\mathrm{t,H_2O}}$ [keV/μm]	50.7	84.4
$\mathrm{LET}_{\mathrm{d,H_2O}}$ [keV/μm]	51.7	104.1
$\mathrm{LET}_{\mathrm{t,H_2O,\,vodeni\ valjak}}$ [keV/μm]	51.2	88.1
$\mathrm{LET}_{\mathrm{d,H_2O,\,vodeni\ valjak}}$ [keV/μm]	52.6	112.8
$\Delta\mathrm{LET}_{\mathrm{t,vodeni\ valjak/eksperiment}}$ [%]	1	4
$\Delta\mathrm{LET}_{\mathrm{d,vodeni\ valjak/eksperiment}}$ [%]	2	8
$\Delta\mathrm{LET_d}/\mathrm{LET_t}$ [%]	2	23
$\Delta\mathrm{LET}_{\mathrm{d,\,vodeni\ valjak}}/\mathrm{LET}_{\mathrm{t,\,vodeni\ valjak}}$ [%]	3	28

(b) Usporedba vrijednosti LET-a u vodi za različite načine modeliranja dozimetra za najveću energiju iona C-12.

C-12: 430 MeV/u							
d_{PMMA} [cm]	1.00	9.00	22.00	23.00	24.00	25.00	26.00
$\mathrm{LET}_{\mathrm{t,H_2O}}$ [keV/μm]	10.5	11.8	20.1	22.8	26.5	33.2	63.3
$\mathrm{LET}_{\mathrm{d,H_2O}}$ [keV/μm]	10.9	12.2	21.6	25.4	33.2	37.7	75.6
$\mathrm{LET}_{\mathrm{t,H_2O,\,vodeni\ valjak}}$ [keV/μm]	10.5	11.8	20.0	22.5	26.5	33.5	64.9
$\mathrm{LET}_{\mathrm{d,H_2O,\,vodeni\ valjak}}$ [keV/μm]	10.7	12.3	21.3	24.3	31.3	39.2	80.1
$\Delta\mathrm{LET}_{\mathrm{t,vodeni\ valjak/eksperiment}}$ [%]	0	0	0	-1	0	1	3
$\Delta\mathrm{LET}_{\mathrm{d,vodeni\ valjak/eksperiment}}$ [%]	-2	1	-1	-4	-6	4	6
$\Delta\mathrm{LET_d}/\mathrm{LET_t}$ [%]	4	3	8	11	25	14	20
$\Delta\mathrm{LET}_{\mathrm{d,\,vodeni\ valjak}}/\mathrm{LET}_{\mathrm{t,\,vodeni\ valjak}}$ [%]	2	4	6	8	18	17	24

Tablica 7.20: Utjecaj modeliranja dozimetra na vrijednost LET-a na položajima dozimetara za ionske snopove O-16 najmanje i najveće početne energije. Δ označava relativne razlike između dvije veličine navedene u nastavku.

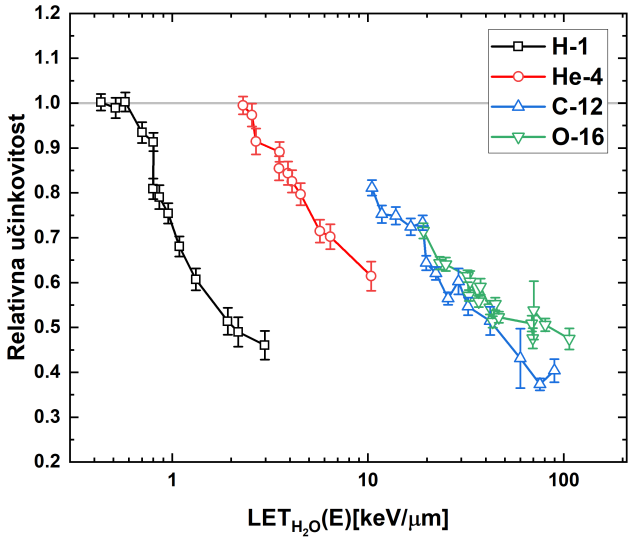
(a) Usporedba vrijednosti LET-a u vodi za različite načine modeliranja dozimetra za najmanju energiju iona O-16.

O-16: 104 MeV/u		
d_{PMMA} [cm]	1.00	1.30
$\mathrm{LET}_{\mathrm{t,H_2O}}$ [keV/μm]	81.3	139.7
$\mathrm{LET}_{\mathrm{d,H_2O}}$ [keV/μm]	82.3	172.6
$\mathrm{LET}_{\mathrm{t,H_2O,\,vodeni\ valjak}}$ [keV/μm]	81.7	142.4
$\mathrm{LET}_{\mathrm{d,H_2O,\,vodeni\ valjak}}$ [keV/μm]	82.4	177.2
$\Delta\mathrm{LET}_{\mathrm{t,vodeni\ valjak/eksperiment}}$ [%]	0	2
$\Delta\mathrm{LET}_{\mathrm{d,vodeni\ valjak/eksperiment}}$ [%]	0	3
$\Delta\mathrm{LET_d}/\mathrm{LET_t}$ [%]	1	24
$\Delta\mathrm{LET}_{\mathrm{d,\,vodeni\ valjak}}/\mathrm{LET}_{\mathrm{t,\,vodeni\ valjak}}$ [%]	1	24

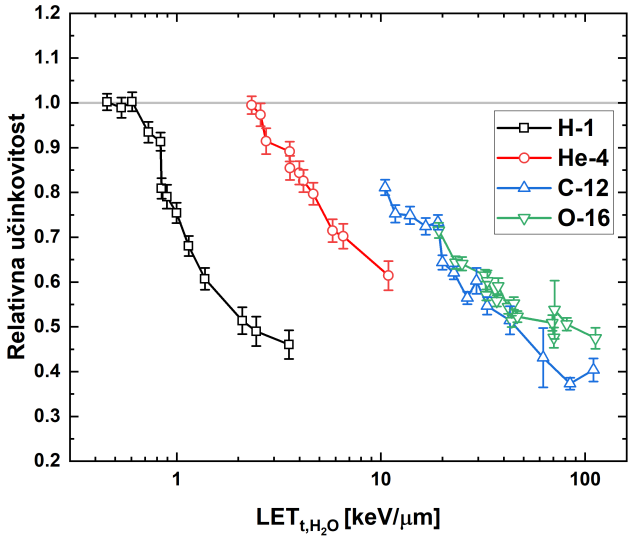
(b) Usporedba vrijednosti LET-a u vodi za različite načine modeliranja dozimetra za najveću energiju iona O-16.

O-16: 421 MeV/u						
d_{PMMA} [cm]	1.00	18.00	22.00	23.00	24.00	25.00
$\mathrm{LET}_{\mathrm{t,H_2O}}$ [keV/μm]	19.2	23.3	32.8	37.0	43.8	87.6
$\mathrm{LET}_{\mathrm{d,H_2O}}$ [keV/μm]	19.7	23.7	33.3	38.1	45.0	94.9
$\mathrm{LET}_{\mathrm{t,H_2O,\,vodeni\ valjak}}$ [keV/μm]	19.2	23.3	32.9	36.9	43.9	87.5
$\mathrm{LET}_{\mathrm{d,H_2O,\,vodeni\ valjak}}$ [keV/μm]	19.4	23.7	33.1	37.6	45.4	93.8
$\Delta\mathrm{LET}_{\mathrm{t,vodeni\ valjak/eksperiment}}$ [%]	0	0	0	0	0	0
$\Delta\mathrm{LET}_{\mathrm{d,vodeni\ valjak/eksperiment}}$ [%]	-2	0	0	-1	1	-1
$\Delta\mathrm{LET_d}/\mathrm{LET_t}$ [%]	2	2	2	3	3	8
$\Delta\mathrm{LET}_{\mathrm{d,\,vodeni\ valjak}}/\mathrm{LET}_{\mathrm{t,\,vodeni\ valjak}}$ [%]	1	2	1	2	4	7

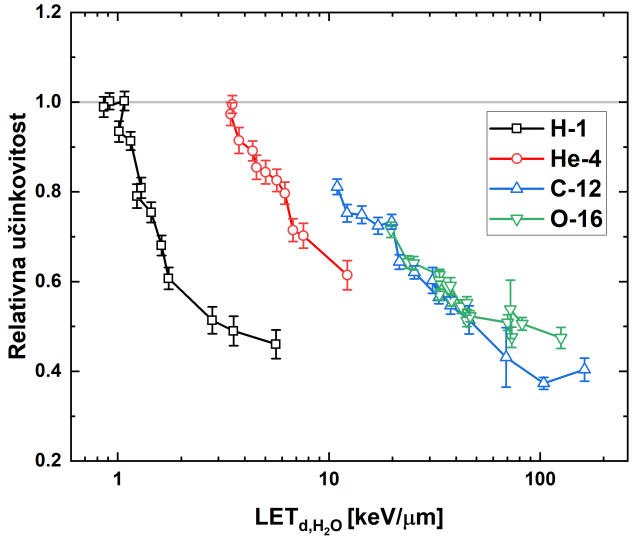
7.4 Relativna učinkovitost dozimetra i pripadne mjerne nesigurnosti u ovisnosti o vrijednosti LET-a dobivenih različitim metodama



Slika 7.5: Relativna učinkovitost dozimetra u ovisnosti o $\mathrm{LET}_{\mathrm{H_2O}}(\bar{E})$ za ione H-1, He-4, C-12 i O-16. Prikazane su pripadne standardne mjerne nesigurnosti relativne učinkovitosti.



Slika 7.6: Relativna učinkovitost dozimetra u ovisnosti o $\mathrm{LET}_{\mathrm{t,H_2O}}$ za ione H-1, He-4, C-12 i O-16. Prikazane su pripadne standardne mjerne nesigurnosti relativne učinkovitosti.



Slika 7.7: Relativna učinkovitost dozimetra u ovisnosti o LET_{d,H_2O} za ione H-1, He-4, C-12 i O-16. Prikazane su pripadne standardne mjerne nesigurnosti relativne učinkovitosti.

Životopis

Luka Pasariček rođen je 27. veljače 1997. godine u Zaboku. Osnovnu školu završio je u Pregradi, gdje je pohađao i program opće gimnazije u Srednjoj školi Pregrada. Godine 2016. upisao je istraživački smjer fizike na Prirodoslovno-matematičkom fakultetu Sveučilišta u Zagrebu. Studij je završio 13. travnja 2022. godine te stekao akademski naziv magistra fizike obranivši diplomski rad pod naslovom *Odziv radiofotoluminiscentnih dozimetara u protonskim snopovima niskih energija*, izrađen pod mentorstvom dr. sc. Marije Majer.

Od 1. srpnja 2022. godine zaposlen je kao asistent u Laboratoriju za radijacijsku kemiju i dozimetriju na Zavodu za kemiju materijala Instituta Ruđer Bošković. Iste godine upisao je doktorski studij fizike, modul Medicinska fizika, na Fizičkom odsjeku Prirodoslovno-matematičkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu.

Kao suradnik sudjelovao je na projektu Hrvatske zaklade za znanost IP-2020-02-3593 *Characterisation of RadioPhotoLuminescent Dosimeters for Measurements in Heavy Charged Particle Fields* (RPLforHCP) te u sklopu znanstvene suradnje Instituta Ruđer Bošković i japanske tvrtke Chiyoda Technol Corporation (CTC) na projektu *Characterization, Intercomparison and Application of Radiophotoluminescence (RPL) Dosimetry System*.

Rezultate istraživanja predstavljao je na domaćim i međunarodnim znanstvenim skupovima, među kojima su *International Conference on Solid State Dosimetry* (SSD20) i simpoziji Hrvatskog društva za zaštitu od zračenja te simpoziji doktoranada Prirodoslovno-matematičkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu. Na 13. simpoziju Hrvatskog društva za zaštitu od zračenja s međunarodnim sudjelovanjem, održanom 2023. godine u Poreču, osvojio je prvo mjesto za najbolje predavanje za mlade znanstvenike.

U sklopu stručnog usavršavanja sudjelovao je na radionici o programskom paketu PHITS za Monte Carlo simulacije u Parizu te na *6th Summer School in Medical Physics: Radiation Detector Concepts for Medical Physics*.

Član je Hrvatskog društva za zaštitu od zračenja i Hrvatskog društva za medicinsku fiziku. U trenutku pisanja autor je ili koautor osam znanstvenih radova.

Recenzirani radovi

U pripremi za slanje

Pasariček, L., Horvat, M., Knežević, Ž., Mooshammer, C., Saheli, F., Stengl, C., Schmidt, S., Vedelago, J., Majer, M., *Relative efficiency of radiophotoluminescence glass dosimeters in ion beams*

Popis objavljenih radova

7 Saheli, F., **Pasariček, L.**, Majer, M., 2026, Radiat. Phys. Chem., 243, 113702, *Multi-parameter comparison of LET distribution calculations in proton beams using Geant4 and PHITS*

6 Romero-Expósito, M., **Pasariček, L.**, Arbor, N., Brkić, H., Cimmino, A., Horváth, D., et al., 2026, Phys. Med., 141, 105686, *Assessing stray neutron dose variability across Monte Carlo codes in a proton therapy scenario*

5 **Pasariček, L.**, Knežević, Ž., Brkić, H., Davídková, M., Navrátil, M., Vondráček, V., et al., 2024, Radiat. Meas., 176, 107195, *Dosimetric response of radiophotoluminescent glass detectors in a scanning pencil proton beam*

4 Knežević, Ž., Majer, M., **Pasariček, L.**, Davídková, M., Navrátil, M., Vondráček, V., 2024, Radiat. Meas., 176, 107204, *Dose measurements with radiophotoluminescent glass dosimeters (GD-352M and GD-302M) in therapeutic proton beams*

3 Majer, M., **Pasariček, L.**, Brkić, H., Davídková, M., Navrátil, M., Vondráček, V., et al., 2024, Radiat. Phys. Chem., 216, 111396, *Relative efficiency of radiophotoluminescent glass dosimeters in a scanning pencil proton beam*

2 Majer, M., **Pasariček, L.**, Knežević, Ž., 2024, Radiat. Phys. Chem., 214, 111280, *Dose mapping of the ^{60}Co gamma irradiation facility and a real irradiated product – measurements and Monte Carlo simulation*

1 Majer, M., **Pasariček, L.**, Knežević, Ž., Bokulić, T., Provatas, G., Božičević Mihalić, I., 2023, Radiat. Meas., 166, 106973, *Relative efficiency of radiophotoluminescent glass detectors in low energy ion beams*

Nerecenzirane publikacije

11 **Pasariček, L.**, Horvat, M., Knežević, Ž., Mooshammer, C., Saheli, F., Stengl, C., Schmidt, S., Vedelago, J., Majer, M., 2025, Zbornik sažetaka *14. simpozija Hrvatskog društva za*

zaštitu od zračenja, HDZZ-CRPA, Zagreb, pp. 61–62, *Ovisnost relativne učinkovitosti staklenih radiofotoluminiscentnih dozimetara o linearnom prijenosu energije za različite ionske snopove* (poster)

10 Majer, M., **Pasariček, L.**, Mooshammer, C., Stengl, C., Schmidt, S., Vedelago, J., Knežević, Ž., 2024, proceeding of the *16th International Workshop on Ionizing Radiation Monitoring*, *Dosimetric response of radiophotoluminescent glass detectors in heavy ion beams*

9 Majer, M., **Pasariček, L.**, Knežević, Ž., Bokulić, T., Provatas, G., Božičević Mihalić, I., 2024, Book of Abstracts of the *12th International Conference on Luminescent Detectors and Transformers of Ionizing Radiation*, Institute of Solid State Physics, University of Latvia, p. 40, *Dosimetric response of radiophotoluminescent glass detectors in heavy charged particle beams*

8 **Pasariček, L.**, Majer, M., Knežević Medija, Ž., Brkić, H., Davídková, M., Navrátil, M., Vondráček, V., 2024, Book of Abstracts of the *8th Faculty of Science PhD Student Symposium*, University of Zagreb, p. 115, *Dosimetric response of radiophotoluminescent glass detectors in a scanning pencil proton beam* (poster)

7 Majer, M., **Pasariček, L.**, Knežević, Ž., 2023, proceeding of the *11th Topical Meeting on Industrial Radiation and Radioisotope Measurement Applications*, Bologna, Italy, *Dose distribution in the ^{60}Co gamma irradiation facility at the Ruđer Bošković Institute – measurements and Monte Carlo simulation*

6 **Pasariček, L.**, Knežević, Ž., Brkić, H., Davídková, M., Navrátil, M., Majer, M., 2023, proceedings of the *20th International Solid State Dosimetry Conference*, Viareggio, Italy, *Comparison of thermoluminescent TLD-100 and radiophotoluminescent glass detectors' response in clinical proton beams* (poster)

5 Majer, M., **Pasariček, L.**, Knežević Medija, Ž., Bokulić, T., Provatas, G., Božičević Mihalić, I., 2023, proceeding of the *20th International Conference on Solid State Dosimetry*, Viareggio, Italy, *Relative efficiency of radiophotoluminescent glass detectors in low energy ion beams*

4 **Pasariček, L.**, Majer, M., 2023, Book of Abstracts of the *7th Faculty of Science PhD Student Symposium*, University of Zagreb, p. 80, *Influence of the PHITS Monte Carlo code step size limit and the calculation method on the value of the linear energy transfer from primary protons in radiotherapy* (predavanje)

3 **Pasariček, L.**, Majer, M., 2023, Zbornik sažetaka *13. simpozija Hrvatskog društva za zaštitu od zračenja*, Zagreb, pp. 53–54, *Utjecaj parametra "idelt" u programskom paketu PHITS i metode računanja na iznos linearnog prijenosa energije primarnih protona u radioterapiji* (predavanje)

2 Majer, M., **Pasariček, L.**, Knežević, Ž., Bokulić, T., Božičević Mihalić, I., Provatas, G., 2023, Proceedings of the *15th International Workshop on Ionizing Radiation Monitoring*, Ōarai, Japan, p. 30, *Relative efficiency of radiophotoluminescent glass detectors in low energy ion beams*

1 **Pasariček, L.**, Majer, M., Knežević, Ž., Božičević Mihalić, I., Provatas, G., 2022, Book of Abstracts of the *International Conference on Individual Monitoring of Ionising Radiation (IM2022) and Neutron and Ion Dosimetry Symposium (NEUDOS-14)*, Kraków, Poland, p. 269, *Dose response of radiophotoluminescent glass detectors in 3 MeV and 5 MeV proton beam*