

Kutna ovisnost radiofotoluminescentnih dozimetara u polju fotonskog zračenja

Vidov, Amelia

Master's thesis / Diplomski rad

2019

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

Permanent link / Trajna poveznica: <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:217:645396>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2025-01-27**



Repository / Repozitorij:

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



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
PRIRODOSLOVNO-MATEMATIČKI FAKULTET
FIZIČKI ODSJEK

Amelia Vidov

KUTNA OVISNOST
RADIOFOTOLUMINESCENTNIH
DOZIMETARA U POLJU FOTONSKOG
ZRAČENJA

Diplomski rad

Zagreb, 2019.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
PRIRODOSLOVNO-MATEMATIČKI FAKULTET
FIZIČKI ODSJEK

SMJER: Profesor fizike

Amelia Vidov

Diplomski rad

**Kutna ovisnost radiofotoluminescentnih
dozimetara u polju fotonskog zračenja**

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

Ocjena diplomskog rada: _____

Povjerenstvo: 1. _____

2. _____

3. _____

Datum polaganja: _____

Zagreb, 2019.

Prvenstveno se zahvaljujem svojoj mentorici, doc.dr.sc. Mariji Majer, na pruženoj prilici, vodstvu, pomoći, prenesenom znanju i strpljenju prilikom izrade ovog diplomskog rada.

Zahvaljujem se i doc.dr.sc. Maji Planinić na mentorstvu prilikom izrade metodičkog dijela ovog rada.

Hvala svim mojim prijateljima i kolegama, jer su mi uljepšali studentske dane.

Na kraju, najveće hvala mojim roditeljima i bratu na vjerovanju u mene, strpljenju i moralnoj podršci, kad god je bila potrebna.

Sažetak

Različite energije i vrste zračenja te razvoj novih tehnologija zahtijevaju konstantno usavršavanje dozimetrijskih sustava. Radiofotoluminescentni (RPL) dozimetri su po svojim svojstvima pogodni za upotrebu u mnogim područjima, pogotovo za primjenu u medicini. Za pravilnu primjenu potrebno je poznavati svojstva dozimetara.

U ovom radu provjeravala se kutna ovisnost jedne vrste RPL dozimetara (GD-352M) u fotonskim poljima energije 1,25 MeV i 0,661 MeV. Radi kompenziranja poznate energijske ovisnosti na niskim energijama (koje su prisutne u dijagnostičkoj radiologiji ili pri mjerenjima doza izvan ciljnog volumena u radioterapiji) ovi dozimetri imaju dodan kositreni filter. Dozimetri su pripremljeni za mjerenja i nakon zračenja obrađeni u Laboratoriju za radijacijsku kemiju i dozimetriju, a zračeni su u Sekundarnom standardnom dozimetrijskom laboratoriju Instituta Ruđer Bošković na izvorima ^{60}Co (1,25 MeV) i ^{137}Cs (0,661 MeV). Provjerena je kutna ovisnost na kutevima 0, 15, 30, 45, 60, 75 i 90°. Na kutevima manjim od 45° kutna ovisnost nije uočena za obje energije. Rezultati na većim kutevima pokazali su postojanje kutne ovisnosti samo za fotone niže energije (0,661 MeV). Osim kutne ovisnosti, provjerena je ujednačenost i ponovljivost..

Angular dependence of radiophotoluminescent dosimeters in the photon field

Abstract

Different types of energies and radiation combined with the development of new technologies require constant improvement of dosimetry systems. Radiophotoluminescent (RPL) dosimeters, according to their properties, are suitable for many applications, especially for use in medicine. For proper application it is necessary to know the properties of dosimeters.

In this study RPL dosimeters type GD-352M are characterized in terms of angular dependence with two photon energies (1,25 MeV and 0,661 MeV). GD-352M dosimeters have tin filter in order to compensate well known over response in low energy region (typical for diagnostic radiology or outside the target volume in radiotherapy). Dosimeters were prepared for measurements and analyzed after irradiation in the Radiation Chemistry and Dosimetry Laboratory at Ruđer Bošković Institute. Irradiations were performed in the Secondary Standard Dosimetry Laboratory at Ruđer Bošković Institute using ^{60}Co (1,25 MeV) and ^{137}Cs (0,661 MeV) sources. The angular dependence of GD-352M dosimeters was evaluated free in air at angles 0, 15, 30, 45, 60, 75 and 90 degrees. For angles 0 – 45 degrees and both energies, the dosimeters showed no significant angular dependence. However, at higher angles, some angular dependence was observed but only when the dosimeters were irradiated with lower energy (0,661 MeV). In addition to angular dependence, uniformity and reproducibility have been verified.

Sadržaj

1	Uvod	1
2	Teorijski dio	3
2.1	Ionizirajuće fotonsko zračenje	3
2.2	Međudjelovanje fotonskog zračenja s materijom	10
2.2.1	Fotoelektrični učinak	11
2.2.2	Comptonovo raspršenje	12
2.2.3	Tvorba parova	13
2.3	Detekcija fotonskog zračenja	19
2.3.1	Luminiscentni materijali	19
2.3.2	Fotografski film	21
2.3.3	Ionizacija plinova	22
2.4	Dozimetrija	22
2.4.1	Osnovne dozimetrijske veličine	23
2.4.2	Mjerenje doze i osobine dozimetra	27
2.4.3	Radiofotoluminiscentna (RPL) dozimetrija	29
3	Eksperimentalni dio	33
3.1	RPL dozimetrijski sustav	33
3.1.1	RPL dozimetri	33
3.1.2	RPL čitač	34
3.2	Mjerni ciklus	36
3.2.1	Aniliranje	37
3.2.2	Očitavanje početne doze	37
3.2.3	Ozračivanje	38
3.2.4	Očitavanje ozračenih dozimetara	41
3.2.5	Obrada podataka	42
4	Rezultati i rasprava	45
4.1	Ujednačenost i ponovljivost	45
4.2	Kutna ovisnost	49
4.2.1	Mjerenje na ^{137}Cs	49
4.2.2	Mjerenje na ^{60}Co	52
4.2.3	Usporedba	54
5	Zaključak	57
6	Metodički dio	59
6.1	Istraživački usmjerena nastava fizike	59

6.2 Nastavna priprema	60
6.2.1 Tijek nastavnog sata	62
7 Literatura	70

1 Uvod

Prilikom međudjelovanja ionizirajućeg zračenja i tvari dolazi do apsorpcije energije što može uzrokovati fizikalne, kemijske i biološke učinke u materijalu. Promjene koje nastaju ovise o količini apsorbirane energije te o njenoj vrsti i energiji zračenja. Neovisno o ovome ionizirajuće zračenje ima široku upotrebu unutar industrije, medicine i slično. Razvoj novih tehnologija i upotreba zračenja različitih energija i vrsta zračenja zahtjeva konstantno usavršavanje dozimetrijskih sustava.

Dozimetrija se bavi mjerenjem apsorbirane energije ionizirajućeg zračenja u materijalu. Uređaj koji se koristi za mjerenje je dozimetar. Dozimetrijski sustav čine dozimetar i njegov čitač. Za pravilnu upotrebu i interpretaciju rezultata mjerenja, važno je poznavati dozimetrijska svojstva u uvjetima mjerenja. Radiofotoluminescentni (RPL) dozimetri imaju vrlo povoljna svojstva za široku primjenu, posebice u medicini.

RPL dozimetri su pasivni dozimetri i sastoje se od RPL detektora umetnutog u plastični držač. Detektor je građen od fosfatnog stakla koje je dopirano atomima srebra koji predstavljaju defekte. Izlaganjem ionizirajućem zračenju stvaraju se stabilni RPL centri u kojima se zarobe elektroni. Pri očitavanju, zarobljeni elektroni se UV zračenjem pubuduju u viša stanja. Vraćanjem u RPL centar dolazi do emitiranja narančaste svjetlosti. Intenzitet emitirane svjetlosti povezan je sa apsorbiranom dozom zračenja. Karakteristika i prednost RPL detektora u odnosu na druge dozimetre na bazi fotoluminescencije (termoluminescentni (TL) i optički-luminescentni (OSL) dozimetri je ta da su RPL centri stabilni i dugotrajni što znači da se mogu očitavati više puta i da traju sve dok se termički ne ponište. RPL dozimetri imaju široku primjenu. Pokazuju dobra svojstva linearnosti, reproducibilnosti, slabo slabljenje signala tokom vremena, mogućnost primjene u širokom rasponu energija (na niskim energijama koriste se kompenzacijski filteri), zanemarivo slabljenje signala itd. Poznata energijska ovisnost na niskim energijama (manje od 100 keV) riješila se postavljanjem kositrenog filtera u dijelove držača. Oznaka takvih dozimetara s filterom je GD-352M i oni se moraju koristiti u poljima niskih fotonskih energija (npr. dijagnostika ili mjerenje doza izvan ciljnog volumena u radioterapiji). Zbog nesimetričnog oblika dozimetara te još dodanog filtera važno je provjeriti kutnu ovisnost.

Cilj eksperimentalnog dijela ovog rada bio je provjeriti kutnu ovisnost GD-352M dozimetara. Priprema i obrada dozimetara je napravljena u Laboratoriju za radijacijsku

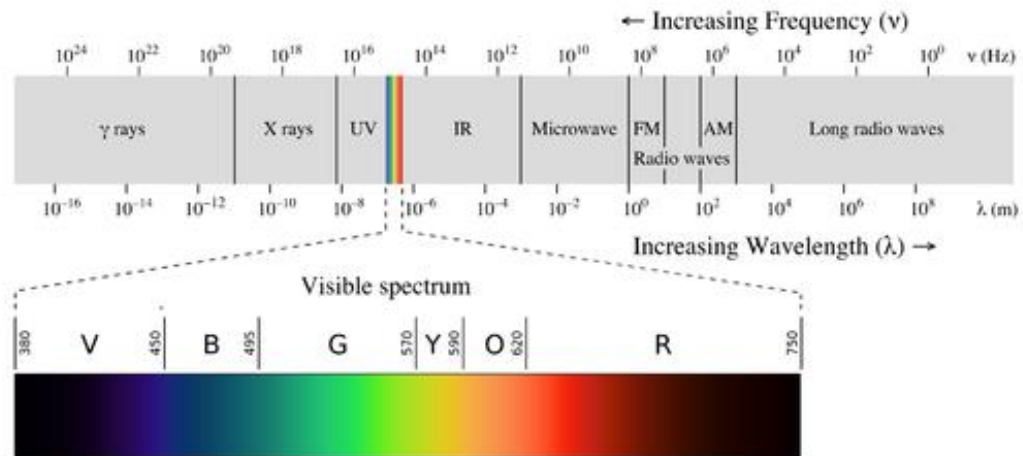
kemiju i dozimetriju (LRKD) Instituta Ruđer Bošković (IRB). Dozimetri su zračeni u Sekundarnom standardnom dozimetrijskom laboratoriju (SSDL) Instituta Ruđer Bošković na izvorima ^{60}Co i ^{137}Cs . Osim kutne ovisnosti, provjerena je ujednačenost i ponovljivost.

U prvom djelu ovog rada dan je teorijski uvod u materiju koja je potrebna za eksperimentalni dio. Opisano je ionizirajuće zračenje, međudjelovanje fotona s materijalom, detekcija fotonskog zračenja i dozimetrija te dozimetrijske veličine. U drugom dijelu opisane su metode i materijali koji su korišteni u eksperimentalnom dijelu. Dobiveni rezultati i rasprava te zaključak dani su u iduća dva poglavlja. U zadnjem poglavlju nalazi se metodički dio vezan za temu ovog rada.

2 Teorijski dio

2.1 Ionizirajuće fotonsko zračenje

Zračenje je energija koja se kroz prostor prenosi pomoću fotona (elektromagnetsko zračenje) ili pomoću čestica [1]. Elektromagnetski spektar (slika 2.1) se sastoji od zračenja različitih valnih duljina i energija.



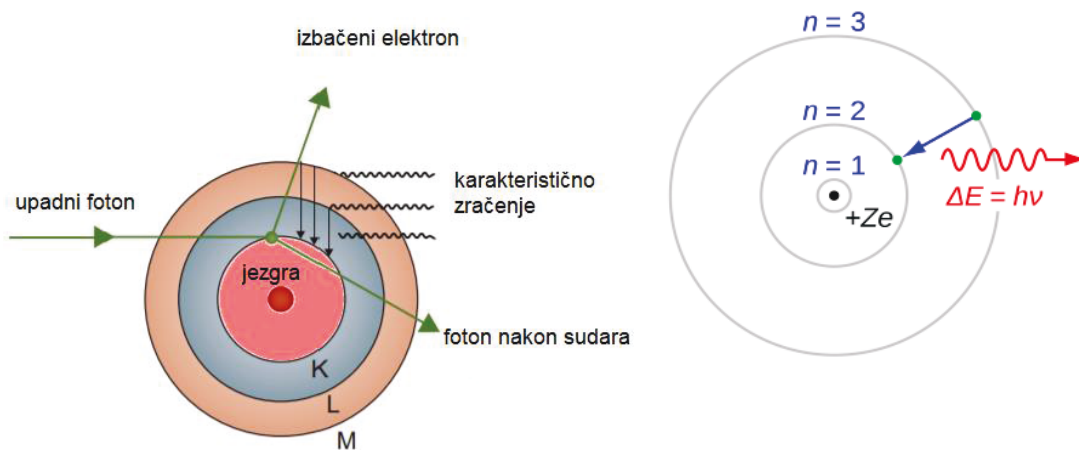
Slika 2.1 Spektar elektromagnetskog zračenja [2]

S obzirom na energiju, zračenje se može podijeliti na ionizirajuće i neionizirajuće zračenje. Ionizirajuće zračenje posjeduje dovoljno energije da prilikom prolaska kroz materijal izbije elektrone iz atoma, odnosno da ionizira materijal. Ovisno o tome kako se deponira energija materijalu, razlikujemo direktno i indirektno ionizirajuće zračenje. Fotoni (neutralne čestice) su indirektno ionizirajuće zračenje, jer kod njih deponiranje energije u materijal ide kroz dva koraka. U prvom koraku dolazi do prijenosa energije na nabijenu česticu (elektron), a u drugom koraku ta nabijena čestica (direktno ionizirajuće zračenje) može direktno deponirati energiju u materijal. Elektromagnetsko zračenje koje ima energiju potrebnu da bi došlo do ionizacije je dio ultraljubičastog, rendgensko i gama zračenje [1]. Ultraljubičasto, zbog slabe prodornosti, nije značajno kod tehnika koje primjenjuju zračenje u medicini pa ga nećemo dalje razmatrati.

Fotonsko ionizirajuće zračenje se može dobiti na sljedeće načine:

1. Prijelazima orbitalnih elektrona – Karakteristično X-zračenje
2. Anihilacijom elektrona i pozitrona – Anihilacijsko zračenje
3. Kočenjem visokoenergetskog elektrona u polju jezgre – Zakočno zračenje
4. Gama raspadom – Gama zračenje

Karakteristične X-zrake nastaju pri prelasku orbitalnih elektrona iz viših stanja u prazna niža stanja. Nekoliko procesa može uzrokovati nastanak praznog stanja (šupljine) u atomskom omotaču. Prvu skupinu procesa čine međudjelovanja fotonskog ili čestičnog zračenja s orbitalnim elektronom atoma materijala (slika 2.2 lijevo). Upadni zračenje (npr. foton) preda elektronu dio svoje energije i na taj način ga izbaci iz atoma, a na njegovom mjestu ostaje praznina. Drugu skupinu procesa čine procesi u kojima atomska jezgra utječe na atomski omotač i nastanak praznine u atomskom omotaču (npr. unutarnja konverzija pri gama raspadu ili elektronski uhvat, koji je jedan od mogućih beta raspada). Nastalu prazninu ispunjava elektron iz energetski više ljuske. Prilikom njegovog skoka u niže stanje emitira se foton čija je energija jednaka razlici ta dva stanja (slika 2.2 desno). Ovaj foton predstavlja karakteristično X-zračenje. Spomenimo i da je osim radijativnog prijelaza orbitalnog elektrona iz višeg u niže stanje, moguć i neradijativni prijelaz (tzv. augerov prijelaz, pri čemu se ne emitira foton karakterističnog X-zračenja, nego se višak energije iskoristi za izbacivanje drugog orbitalnog elektrona).



Slika 2.2 Nastanak karakterističnog X-zračenja nakon izbacivanja orbitalnog elektrona (lijevo) Prijelaz elektrona iz višeg energetskog stanja u M-ljusci ($n=3$) u prazno stanje (šupljinu) u nižoj L-ljusci ($n=2$). Energija emitiranog fotona karakterističnog X-zračenja jednaka je razlici energija početnog i konačnog stanja ($\Delta E=E_3-E_2$) (desno) [3]

Općenito, karakteristično X-zračenje daje diskretan spektar energija koji je karakterističan za svaki pojedini element. Prema Bohrovom modelu atoma energetske nivou za monoelektronske atome (primjerice H, He⁺, Li²⁺) su dani izrazom:

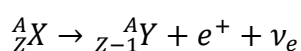
$$E_n = -13,6 \text{ eV} * \left(\frac{Z}{n}\right)^2 \quad (2.1)$$

gdje je Z atomski broj atoma, a n broj ljuske. Za višeelektronske atome Bohr-ov izraz nije odgovarajući. Za procjenu energije elektrona u K-ljusci u atomima sa Z >20 može se koristiti izraz [4]:

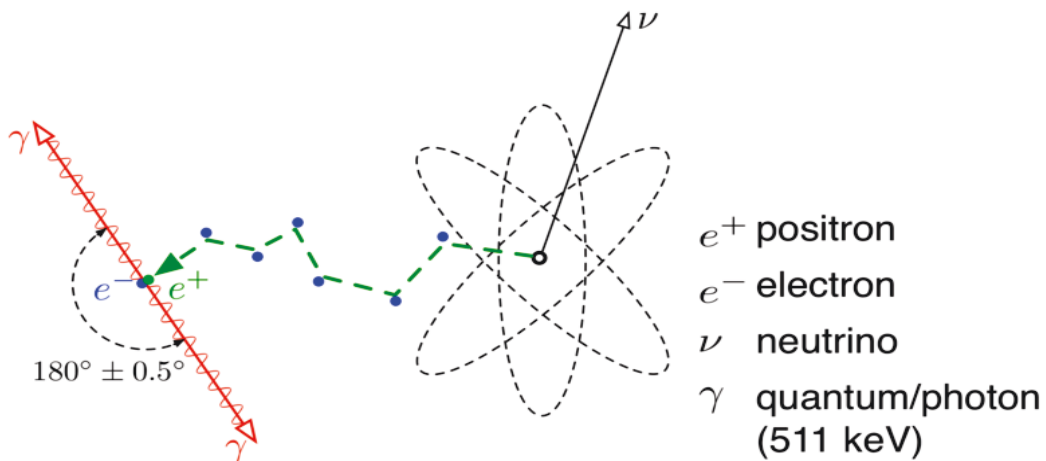
$$E_K = 13,6 \text{ eV} * (Z - s)^2 \quad (2.2)$$

gdje je s konstanta zasjenjenja koja primjerice za K-ljusku iznosi 2. Red veličine energije elektronskih energetska stanja u atomu je od nekoliko eV-a do stotinjak keV-a. Energija se povećava s atomskim brojem Z elementa. U skladu s tim variraju i energije karakterističnog X-zračenja ovisno o Z atoma. Na primjer energije X-zraka koje nastaju popunjavanjem praznog stanja u K-ljusci (n=1) za natrij (Z=11) iznose oko 1 keV, za galij (Z=31) oko 10 keV [5]. Još neki primjeri za energije prijelaza mogu se naći u tablicama poput [6].

Anihilacijsko zračenje se dobiva anihilacijom elektrona iz atoma materijala i pozitrona. Anihilacija u fizici predstavlja proces poništavanja čestice i antičestice uz istodobni nastanak nekih drugih čestica u skladu sa zakonima očuvanja. Anihilacijom elektrona i pozitrona nastaju dva fotona čije energije ovise o energijama elektrona i pozitrona prije sudara. U graničnom slučaju, kada su kinetičke energije elektrona i pozitrona zanemarive, emitiraju se u suprotnim smjerovima dva fotona, svaki minimalne energije 0,511MeV (energija mirovanja elektrona ili pozitrona). Pozitron može nastati β⁺ raspadom. Na slici 2.3 prikazan je primjer anihilacije elektrona i pozitrona nastalog β⁺ raspadom. β⁺ raspadom se raspadaju jezgre koje su nestabilne jer imaju višak protona pa proton prelazi u neutron uz emisiju pozitrona i elektronskog neutrina. U nastavku je prikazan β⁺ raspad.

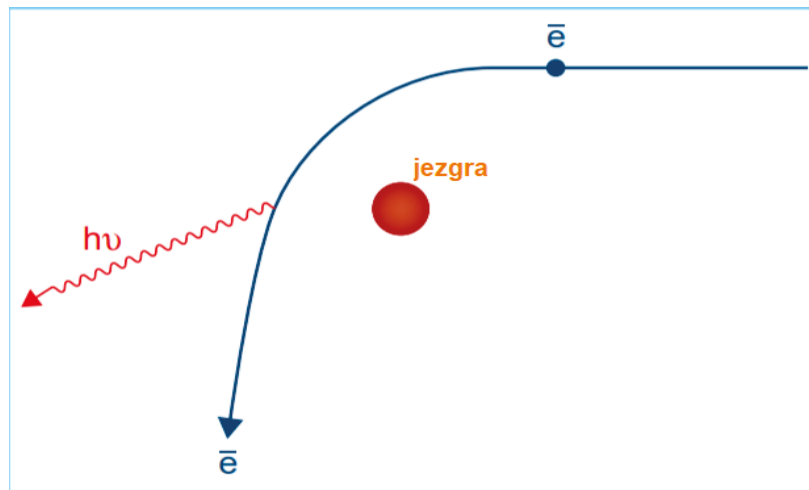


Osim pozitrona produkti ovog raspada su i elektronski neutrinu te nova jezgra. Nastala jezgra je najčešće u pobuđenom stanju. Prelaskom pobuđene jezgre u niže stanje najčešće se emitira foton (gama raspad).



Slika 2.3 Prikaz pozitrona i elektronskog neutrina koji su nastali β^+ raspadom (desno) Pozitron se nasumično giba materijalom i gubi energiju te se na kraju anihilira s elektronom (lijevo) [7]

Zakočno zračenje nastaje međudjelovanjem brzih elektrona s jezgrom atoma materijala kroz koji prolaze. Elektron se, prolazeći pored jezgre, otkloni od svoje početne putanje zbog elektrostatskog međudjelovanja s jezgrom i pri tome izgubi dio ili svu svoju kinetičku energiju. Izubljenu energiju odnose fotoni zakočnog zračenja (slika 2.4).

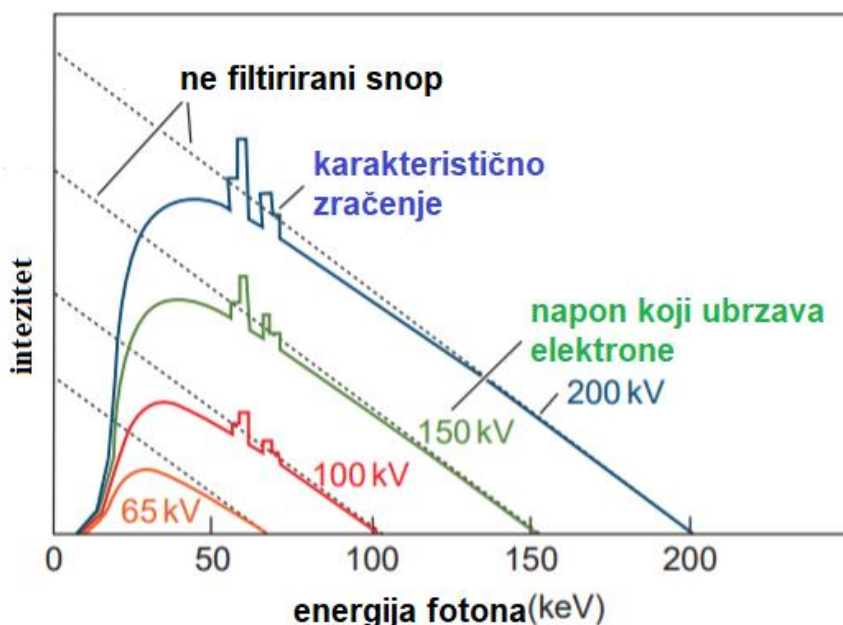


Slika 2.4 Prikaz nastanka zakočnog zračenja [3]

Brze čestice ne moraju biti samo elektroni (ili pozitroni) već mogu biti i teže nabijene čestice poput protona ili α -čestice. Vjerojatnost zakočnog zračenja proporcionalna je kvadratu protonskog broja materijala (Z^2) i broju jediničnih naboja brze čestice, a obrnuto je propor-

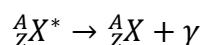
cionalna masi brze čestice. Stoga je zakočno zračenje pri prolasku nabijenih čestica, koje su teže od elektrona i pozitrona, zanemarivo.

Zakočno zračenje je temelj za dobivanje većine fotonskih snopova u radioterapiji te dijagnostičkoj radiologiji. Zakočnim zračenjem dobiva se kontinuirani spektar energija. Najčešće se proizvode u rendgenskoj cijevi. Spektar energija kojeg dobivamo u njoj kombinacija je linijskog spektra (karakteristično X-zračenje) i kontinuiranog spektra (zakočno zračenje) (slika 2.5). Za dobivanje točno određenih energija potrebnih u medicini se koriste razni filteri koji služe da bi otkinuli energije koje nisu potrebne.



Slika 2.5 Prikaz energijskih spektara dobivenih u rendgenskoj cijevi gađanjem mete od wolframa elektronima različitih brzina. Kao filter je korišten 1 mm širok aluminij [3]

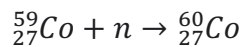
Gama raspad je oblik radioaktivnog raspada u kojem dolazi do oslobađanja energije zbog prelaska jezgre iz pobuđenog u niže energetske stanje. Energija se oslobađa emitiranjem gama zraka odnosno fotona. Fotoni dobiveni ovim putem imaju malu valnu duljinu i veliku energiju. Energije gama zračenja kreću se u intervalu od 10 keV - 20 MeV. Za razliku od α i β raspada, gama raspadom ne nastaje nova jezgra. Jezgra u pobuđenom stanju najčešće se dobiva nakon α ili β raspada. Općeniti prikaz gama raspada:



Zbog svoje velike energije gama zrake su izuzetno prodrone i za odgovarajuću zaštitu moraju se koristiti materijali velike gustoće i velikog atomskog broja Z (npr. olovo) koji ih atenuira. Za usporedbu, α čestice se zaustavljaju već na koži, a β čestice se mogu zaustaviti tankim laganim metalom (npr. aluminij).

Gama izvori imaju široku primjenu u medicini, primjerice koriste se kao izvori zračenja u vanjskoj radioterapiji, brahiterapiji te nuklearnoj medicini. U ovom radu kao izvori gama zračenja korišteni su izvori ^{60}Co i ^{137}Cs .

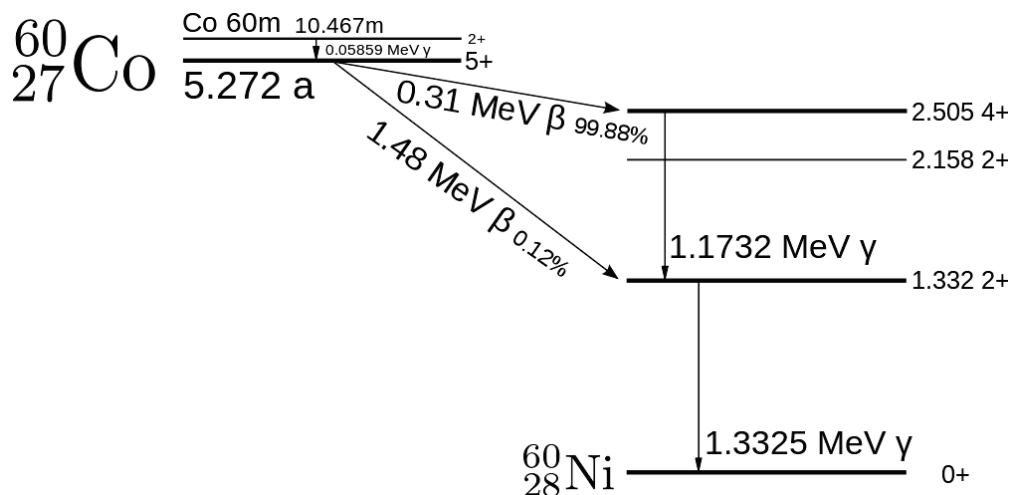
^{60}Co je radioaktivni izotop kobalta. Dobiva se aktivacijom stabilnog ^{59}Co neutronima (u nukleranom reaktoru ili koristeći neutronske izvore) sljedećom reakcijom:



Vrijeme poluživota za ^{60}Co iznosi 5,27 godina. Dijagram raspada prikazan je na slici 2.6. Radioaktivna jezgra ^{60}Co β^- raspadom prelazi u jezgru ^{60}Ni u pobuđenom stanju ($^{60}\text{Ni}^*$). Raspad je prikazan jednačbom:



Gama raspadom $^{60}\text{Ni}^*$ prelazi u osnovno stanje i pri tome se emitiraju dva fotona energija 1,1732 MeV i 1,13325 MeV. Budući da je broj emitiranih fotona približno jednak za obje energije, uzima se da je srednja energija gama fotona ^{60}Co 1,25 MeV.

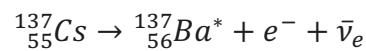


Slika 2.6 Dijagram raspada ^{60}Co [8]

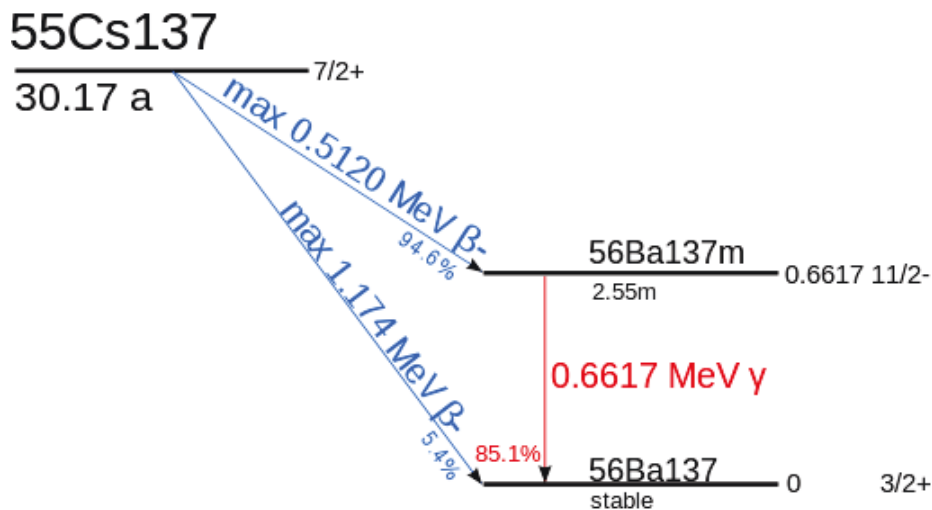
Prednost ^{60}Co kao izvora je relativno veliko vrijeme poluživota pa se ne mora često kupovati i povoljna energija (dovoljno velika za primjenu u radioterapiji i industrijskim zrače-

njima, ali ne prevelika da bi uzrokovala induciranu radioaktivnost tj. ono što se zrači neće postati radioaktivno). Zbog toga ^{60}Co ima široku primjenu. Koristi se u radioterapiji i radiokirurgiji (uređaj gama nož), za sterilizaciju medicinskog pribora, lijekova i kozmetike, za biološku kontrolu insekata (npr. dezinfekcija i dekontaminacija predmeta kulturne baštine), za sterilizaciju hrane itd.

^{137}Cs je radioaktivni izotop cezija. Nastaje u nuklearnom reaktoru kao jedan od produkta fisijskog raspada ^{235}U . Vrijeme poluživota za ^{137}Cs iznosi 30,17 godina. Dijagram raspada prikazan je na slici 2.7. Jezgra ^{137}Cs β^- raspadom prelazi u pobuđeno stanje jezgre ^{137}Ba kao što je prikazano jednadžbom:



Gama raspadom nastala pobuđena jezgra prelazi u osnovno stanje i pri tome se emitira foton energije 0,6617 MeV.



Slika 2.7 Dijagram raspada ^{137}Cs [9]

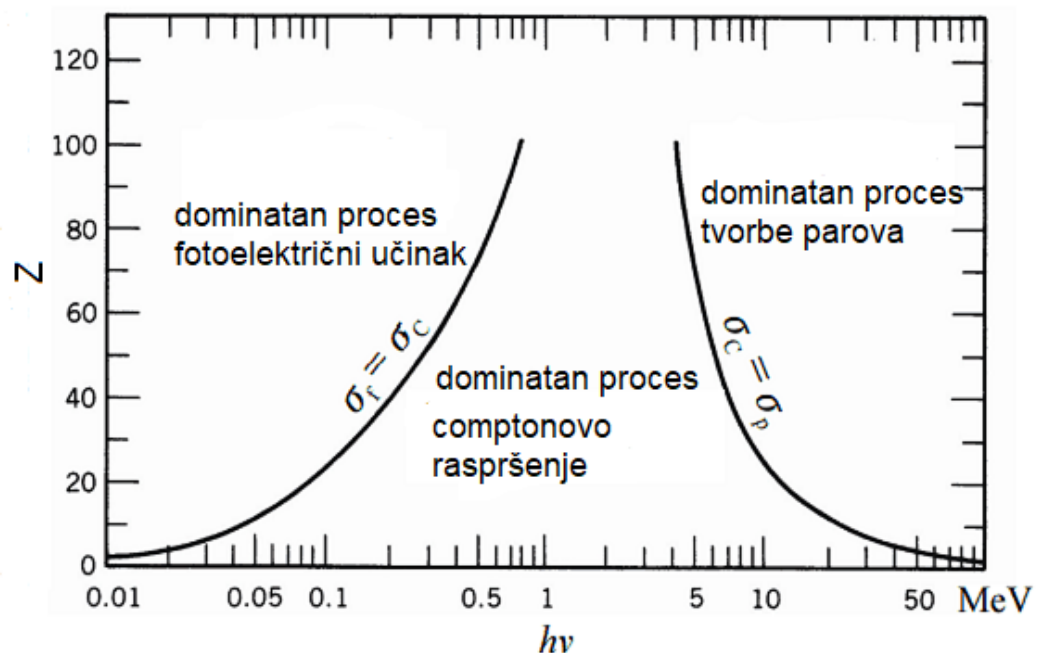
^{137}Cs se koristi u radioterapiji, za kalibraciju uređaja za detekciju zračenja, u geologiji u uređajima za mjerenje erozije tla, i slično.

2.2 Međudjelovanje fotonskog zračenja s materijom

Najvažniji procesi kojima fotoni međudjeluju s materijom kroz koju prolaze su:

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

Za područje niskih energija spomenut ćemo još Rayleighovo raspršenje kod kojeg dolazi do elastičnog raspršenja fotona na elektronu u atomu materijala. Za energije više od oko 7 MeV [4], ovisno o materijalu, postaju moguće i fotonuklearne reakcije. Kod njih dolazi do međudjelovanja fotona s jezgrom i kao rezultat se emitira jedan ili više nukleona. Fotoelektrični učinak, Comptonovo raspršenje i tvorba parova su nam najvažniji procesi kojima foton međudjeluje s atomima u materijalu te djelomično ili potpuno gubi svoju energiju. Na slici 2.8 prikazana su područja dominiranja navedenih procesa ovisno o energiji upadnog fotona i atomskom broju materijala Z .



Slika 2.8 Područja dominiranja procesa kojima foton i materijal međudjeluju u ovisnost o Z materijala i energiji fotona [10]

2.2.1 Fotoelektrični učinak

Fotoelektrični učinak je proces u kojem upadni foton međudjeluje s elektronom, koji je vezan u atomu, tako da mu preda svu svoju energiju i izbaci ga iz atoma. U ovom procesu foton u potpunosti nestaje. Izbačeni elektron naziva se fotoelektron. Da bi došlo do fotoelektričnog učinka energija upadnog fotona mora biti minimalno jednaka energiji vezanja elektrona u atomu. Ukoliko je energija upadnog fotona veća od energije vezanja, elektron nakon izlaska ima i kinetičku energiju. Ta kinetička energija je jednaka razlici energije fotona i energije vezanja. To možemo prikazati izrazom:

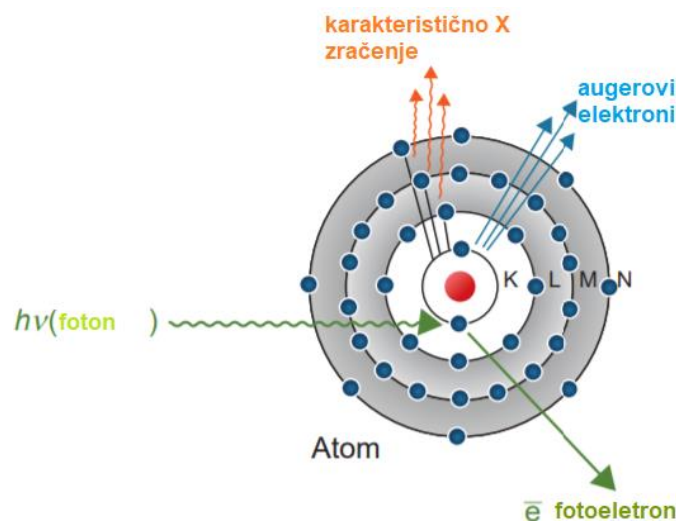
$$E_{\gamma} = E_b + E_k \quad (2.3)$$

E_{γ} – energija fotona

E_b – energija vezanja elektrona u atomu

E_k – kinetička energija izbijenog elektrona

Bitno je napomenuti da u fotoelektričnom učinku foton, ako ima dovoljno energije, najradije međudjeluje s duboko vezanim elektronom (najčešće iz K-ljuske). Nakon što je elektron izbačen na njegovom mjestu ostaje prazno mjesto koje se popunjava s elektronima iz viših energetske nivoa. U skladu s tim može doći do emisije karakterističnih X-zraka ili Augerovih atoma (slika 2.9).



Slika 2.9 Fotoelektrični učinak i procesi koji mogu slijediti [3]

Fotoelektrični učinak je najčešći kod fotona nižih energija i u materijalima većeg atomskog broja Z . Udarni presjek za fotoelektrični učinak je dan jednadžbom:

$$\sigma \cong const * \frac{Z^n}{E_\gamma^3} \quad (2.4)$$

gdje n varira između 4 i 5 ovisno o energiji fotona [5].

2.2.2 Comptonovo raspršenje

Comptonovo raspršenje je proces u kojemu dolazi do raspršenja upadnog fotona na orbitalnom elektronu. Prilikom raspršenja upadni foton dio svoje energije predaje elektronu, koji se onda rasprši za kut θ . Foton sa smanjenom energijom se otkloni od početne putanje za kut φ (slika 2.10). Energiju raspršenog fotona možemo dobiti iz jednadžbi za zakon očuvanja energije i zakon očuvanja količine gibanja. Uz pretpostavku da je elektron početno slobodan, izraz za energiju je dan s:

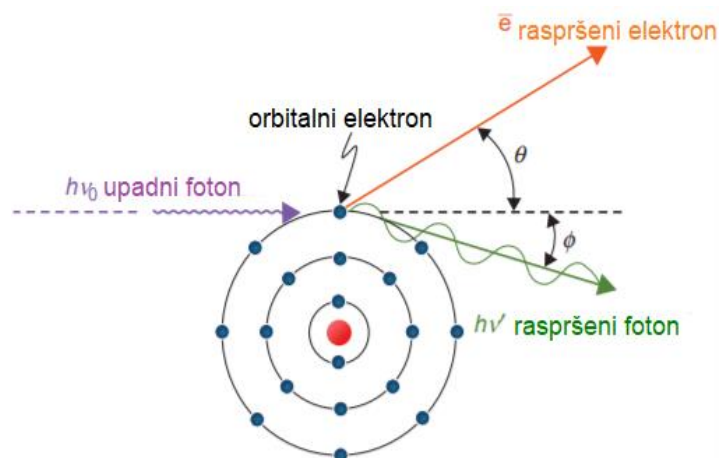
$$E_{\gamma^*} = \frac{E_\gamma}{1 + \frac{E_\gamma}{m_e c^2 (1 - \cos\theta)}} \quad (2.5)$$

E_{γ^*} – energija raspršenog fotona

E_γ – energija upadnog fotona

$m_e c^2$ – energija mirovanja elektrona

ϑ – kut raspršenja fotona

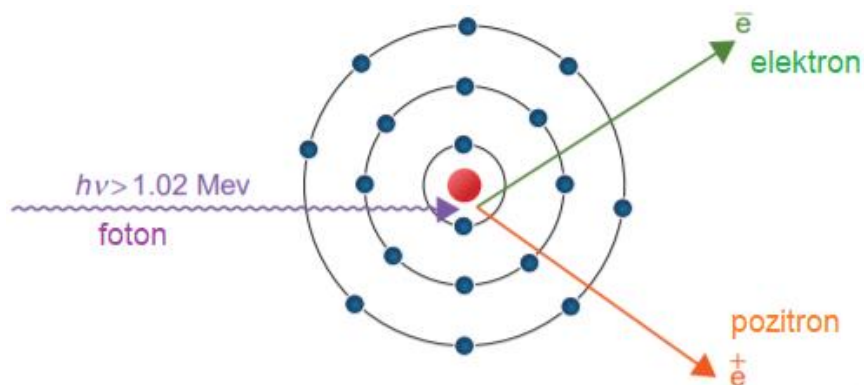


Slika 2.10 Comptonovo raspršenje [3]

Za razliku od fotoelektričnog učinka za koji vjerojatnost interakcije naglo poraste kad je energija upadnog fotona samo malo veća od energije vezanja elektrona, za Comptonovo raspršenje potrebne su energije veće od energije vezanja elektrona. Na niskim energijama fotona (red veličine nekoliko eV-a) sudar fotona i elektrona je gotovo elastičan. Udarni presjek za Comptonovo raspršenje postepeno opada s porastom energije fotona.

2.2.3 Tvorba parova

Tvorba para je proces u kojem foton u elektromagnetskom polju jezgre nestaje, a stvara se elektron-pozitron par. S obzirom na to da su energije mirovanja elektrona i pozitrona jednake 0,511 MeV, minimalna energija koju foton mora imati da bi došlo do tvorbe parova iznosi 1,022 MeV. Ukoliko je energija fotona veća od minimalne, elektron i pozitron imaju dodatnu kinetičku energiju koja je jednaka razlici energije fotona i energija mirovanja elektrona i pozitrona. Nakon nastanka pozitron se vrlo brzo poništi (anihilira) s elektronom iz materijala te nastaju dva fotona, a elektron se nastavlja gibati kroz materijal.

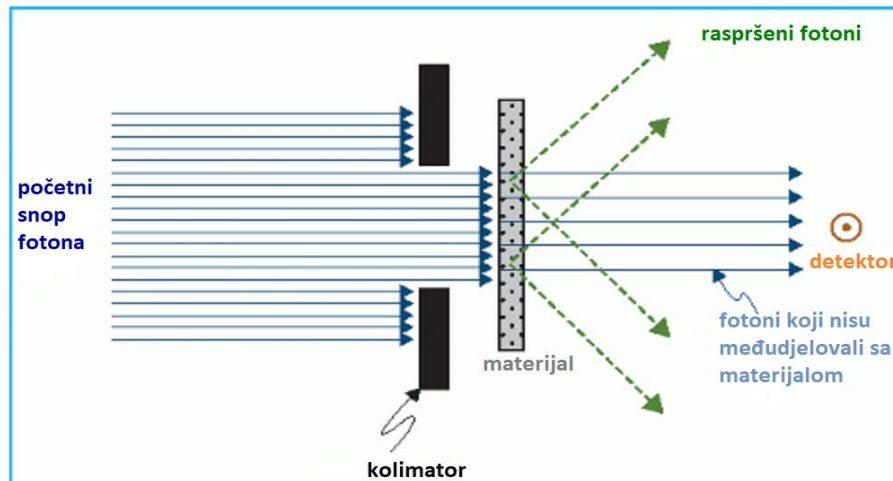


Slika 2.11 Tvorba para - foton međudjeluje s elektromagnetskim poljem jezgre i nastaju elektron i pozitron [3]

Vjerojatnost za proces ispod praga (vrijednosti minimalne energije) jednaka je 0, a iznad raste s energijom upadnog fotona. Udarni presjek povećava se s kvadratom atomskog broja Z . Osim procesa u kojem upadni foton međudjeluje s elektromagnetskim poljem jezgre, moguće je i da upadni elektron međudjeluje s električnim poljem orbitalnog elektrona u atomu. Imamo stvaranje elektron-pozitron para i orbitalni elektron je izbačen iz atoma. S obzirom na to da na kraju imamo tri čestice ovaj proces se još naziva tvorba tripleta. Prag energije za ovaj proces je 2,044 MeV [4].

2.2.4 Koeficijenti međudjelovanja

Zbog međudjelovanja fotona s materijalom, intenzitet upadnog snopa se smanjuje tj. imamo atenuaciju snopa. Ako snop monoenergetskih fotona pada na materijal debljine dx iza kojeg se nalazi detektor, može se mjeriti promjena broja fotona. Detektor mjeri samo fotone koji nisu međudjelovali s materijalom.



Slika 2.12 Prikaz atenuacije snopa fotona u materijalu [3]

Promjena broja fotona u snopu proporcionalna je umnošku broja fotona koji u jedinici vremena prolazi kroz jediničnu površinu (N) i debljinu materijala dx . Koeficijent proporcionalnosti je linearni koeficijent atenuacije (μ). Linearni koeficijent atenuacije je vjerojatnost po jedinici duljine da će doći do međudjelovanja; ovisi o energiji fotona i Z materijala. Negativan predznak dN označava da se broj fotona smanjuje.

$$dN = -\mu * N * dx \quad (2.6)$$

Za snop monoenergetskih fotona intenzitet (I) je dan kao umnožak energije snopa i broja fotona koji u jedinici vremena prolazi kroz jediničnu površinu (N). U skladu s tim jednažba (2.6) se može zapisati na sljedeći način:

$$dI = -\mu * I * dx \quad (2.7)$$

Integriranjem izraza (2.7) dobije se izraz koji opisuje promjenu intenziteta upadnog zračenja nakon prolaska kroz materijal debljine dx .

$$I = I_0 * e^{-\mu x} \quad (2.8)$$

Linearni koeficijent atenuacije (μ) dan je s:

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

Mjerna jedinica je m^{-1} . Općenito koeficijenti ovise o energiji fotona i o vrsti materijala na kojeg zračenje pada.

Maseni koeficijent atenuacije (μ/ρ) - definiran je kao omjer linearnog koeficijent atenuacije μ i gustoće materijala ρ kroz koji zračenje prolazi.

$$\frac{\mu}{\rho} = -\frac{1}{\rho dl} * \frac{dN}{N} \quad (2.10)$$

Budući da foton može međudjelovati na različite načine, treba uzeti u obzir sve doprinose. Ukupni maseni koeficijent atenuacije jednak je sumi svih individualnih koeficijenata za svaki proces:

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{\kappa}{\rho} + \frac{\tau}{\rho} + \frac{\sigma}{\rho} + \frac{\sigma_{coh}}{\rho} \quad (2.11)$$

κ/ρ – maseni koeficijent atenuacije za tvorbu parova

τ/ρ – maseni koeficijent atenuacije za fotoelektrični učinak

σ/ρ – maseni koeficijent atenuacije za Comptonovo raspršenje

σ_{coh}/ρ – maseni koeficijent atenuacije za koherentno (Rayleighovo) raspršenje

Koeficijent prijenosa energije (μ_{tr}) - definira se sljedećim izrazom:

$$\mu_{tr} = \frac{\overline{E_{tr}}}{E} \mu \quad (2.12)$$

μ - linearni koeficijent atenuacije

$\overline{E_{tr}}$ - prosječna energija koja je s fotona prenešena na nabijene čestice (elektrone) u vidu njihove kinetičke energije

E - energija upadnih fotona

Maseni koeficijent prijenosa energije - definiran je kao omjer koeficijent prijenosa energije i gustoće materijala ρ :

$$\frac{\mu_{tr}}{\rho} = \frac{\mu}{\rho} * \frac{\overline{E_{tr}}}{E} \quad (2.13)$$

Koeficijent apsorpcije energije (μ_{en}) - definira se sljedećim izrazom:

$$\mu_{en} = \frac{\overline{E_{en}}}{E} \mu \quad (2.14)$$

E – energija upadnih fotona

μ – linearni koeficijent atenuacije

$\overline{E_{en}}$ – prosječna energija koju nastale nabijene čestice (elektroni) predaju materijalu

Koeficijent prijenosa energije se još može definirati kao umnožak koeficijenta prijenosa energije i faktora $(1-g)$, gdje je g bezdimenzijska veličina koja pokazuje koliki je udio od dobivene energije (E_{tr}) elektron potrošio na radijacijske procese (npr. zakočno zračenje).

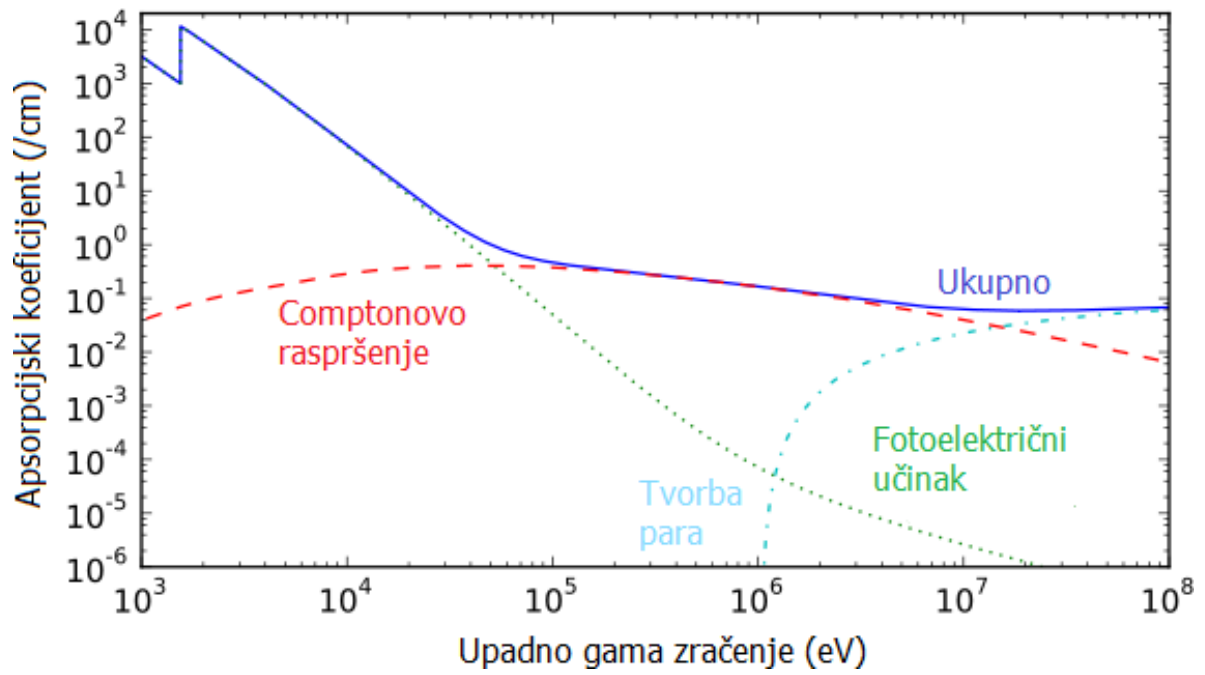
$$\mu_{en} = \mu_{tr}(1 - g) \quad (2.15)$$

Kao što je već rečeno u 2.1, do zakočnog zračenja dolazi kad elektron međudjeluje s poljem jezgre. Vjerojatnost zakočnog zračenja se povećava s atomskim brojem Z materijala i smanjuje s energijom upadnih čestica. U skladu s tim, u materijalima niskog Z pri malim energijama, g je zanemarivo.

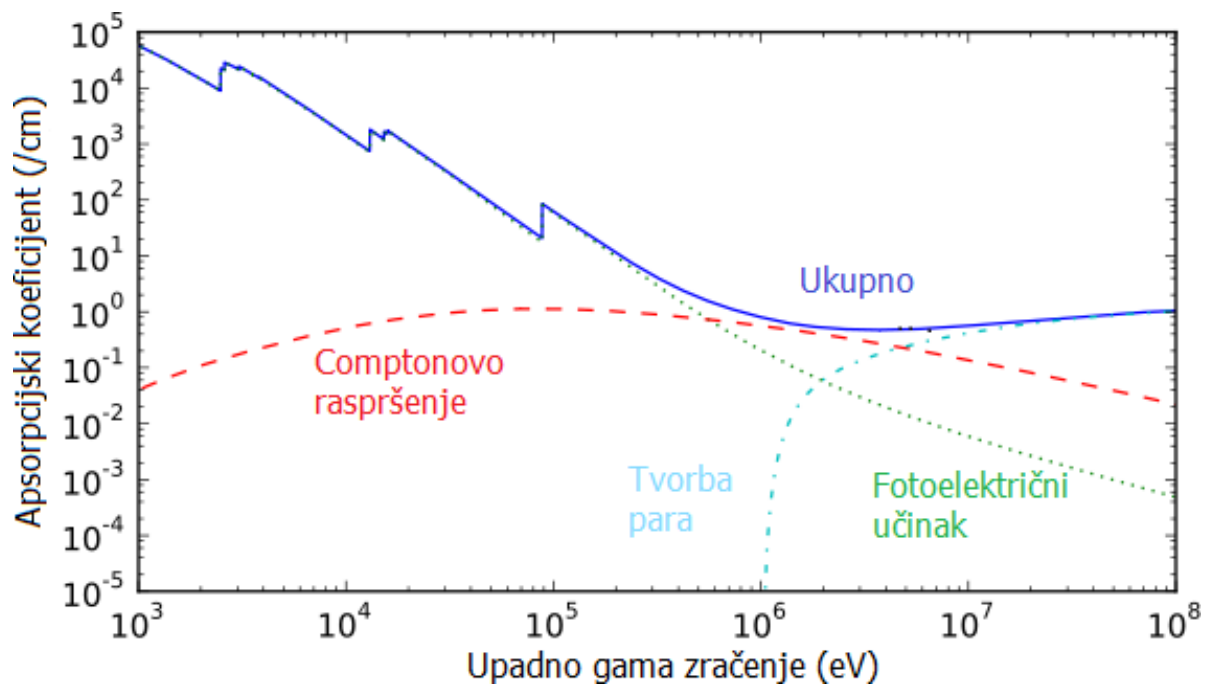
Maseni koeficijent apsorpcije energije - omjer koeficijenta apsorpcije energije μ_{en} i gustoće materijala ρ .

$$\frac{\mu_{en}}{\rho} = \mu_{tr}(1 - g) \quad (2.16)$$

Koeficijenti međudjelovanja za različite energije i materijale se mogu naći u tablicama npr. [11]. Na slikama 2.13 prikazana je ovisnost apsorpcijskih koeficijenata o energiji fotona u dva materijala (aluminij ($Z = 13$) i olovo ($Z = 92$)). Vidljivi su doprinosi najvažnijih procesa. Udarni presjeci procesa proporcionalni su apsorpcijskim koeficijentima. Osnovna svojstva najvažnijih fotonih međudjelovanja u materijalu dana su u tablici 2.1.



a) aluminij



b) olovo

Slika 2.13 Ovisnost apsorpcijskih koeficijenata procesa kojima foton međudjeluje s materijalom o energiji upadnog zračenja za a) aluminij i b) olovo [12]

	Fotoelektrični učinak	Comptonov učinak	Tvorba parova
Opis međudjelovanja fotona	Sa cijelim atomom, foton nestaje u potpunosti	S orbitalnim elektronom foton se rasprši	S coulombskim poljem jezgre, foton nestaje u potpunosti
Energijska ovisnost	$1/(E)^3$	Smanjuje se s energijom	Povećava se s energijom
Prag reakcije	-	-	1,022 MeV
Oslobodene ili nastale čestice	Fotoelektron	Comptonov elektron	Par elektron- pozitron
Linearni koeficijent atenuacije	τ	σ_c	κ
Ovisnost atomskog koeficijenta atenuacije o Z	$\tau \sim Z^4$	$\sigma_c \sim Z$	$\kappa \sim Z^2$
Ovisnost masenog koeficijenta atenuacije o Z	$\frac{\tau}{\rho} \propto Z^3$	neovisan	$\frac{\kappa}{\rho} \propto Z$
Procesi koji mogu slijediti	Karakteristično X-zračenje, izbacivanje augerovog elektrona	Karakteristično X-zračenje, izbacivanje augerovog elektrona	Anihilacija
Značajno područje energija sa vodu	< 20keV	20 keV - 10MeV	>10 MeV

Tablica 2.1 Prikaz osnovnih karakteristika procesa kojima foton međudjeluje s materijalom [4]

2.3 Detekcija fotonskog zračenja

Zračenje zapažamo i mjerimo (detektiramo) uređajima koje nazivamo detektorima. Da bi bilo detektirano zračenje mora ostaviti „trag“ u detektoru. Drugim riječima, na temelju ionizacije i pobuđenja atoma u aktivnom volumenu detektora uzrokovanih prolaskom zračenja, dobivaju se informacije o zračenju. Vrsta informacije (npr. broj čestica, energija, prijeđeni put u detektoru...) ovisi o metodi i detektoru. Tri su osnovna načina detekcije fotonskog ionizirajućeg zračenja:

1. koristeći luminescentne materijale
2. koristeći fotografske filmove
3. koristeći detektore koji rade na principu ionizacije plinova

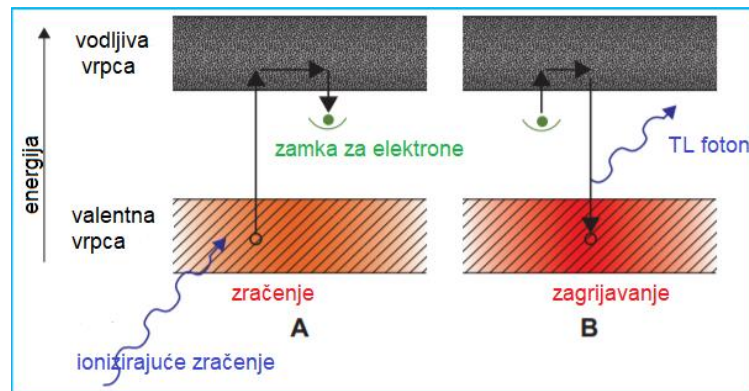
2.3.1 Luminiscentni materijali

Prilikom apsorpcije zračenja u materijalu, elektroni se pobuđuju u viša stanja. Ako se relaksacijom ova energija emitira radijativno tj. u obliku UV, vidljivog ili infracrvenog zračenja proces pojava se naziva luminiscencija. Intenzitet emitiranih fotona daje informaciju o apsorbiranoj dozi. Postoje dvije vrste luminiscencije:

1. Fluorescencija
2. Fosforescencija

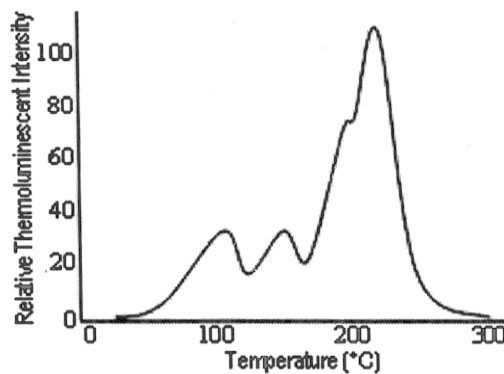
Razlika između njih je u vremenu koje je potrebno da se materijal relaksira i otpusti svjetlo. U fluorescentnim materijalima pobuđeni elektroni se gotovo odmah nakon pobuđivanja (reda veličine 10^{-8} s) vraćaju u osnovno stanje i emisija svjetla prestaje prestankom pobude. U fosforescentnim materijalima elektroni ostaju zarobljeni u metastabilnim stanjima (tj. u zamkama) koja se nalaze u zabranjenom pojasu. Zamke su energetska stanja koja postoje zbog nepravilnosti kristalne rešetke ili zbog dopiranja materijala nekim drugim atomima da bi se stvorila dodatna energetska stanja između vodljive i valentne vrpce. Nakon prestanka pobude potrebno je uložiti dodatnu energiju koja će potaknuti izlazak elektrona iz zamke te vraćanje u osnovno stanje i emisiju svjetla. Ako se oslobađanje zarobljenih elektrona potakne toplinom pojava se naziva *termoluminescencija* (TL), a ako se

potakne svjetlom ili UV zračenjem pojava se naziva *optički stimulirana luminescencija* (OSL) ili *radiofotoluminescencija* (RPL). Termoluminescencija ili termalno aktivirana fosforescencija [4] je shematski prikazana na slici 2.14.



Slika 2.14 Proces termoluminiscencije [3]

Zračenje pobuđuje elektron da iz valentne vrpce prijeđe u vodljivu vrpca, a na njegovom mjestu ostane šupljina. Elektron i šupljina se mogu slobodno gibati sve dok se ne rekombiniraju (u tom slučaju govorimo o fluorescenciji) ili ne upadnu u zamku (metastabilno stanje) iz koje se ne može spontano vratiti u valentnu vrpca. Pod utjecajem topline elektron, zarobljen u zamci, dobiva energiju da se vrati u vodljivu vrpca i omogući rekombinaciju sa šupljinom u valentnoj te emisiju fotona. Na sobnim temperaturama ovaj proces je jako spor i broj emitiranih fotona je zanemariv, ali se može ubrzati zagrijavanjem na veće temperature, obično na 200-300°C [3]. Na slici (2.15) prikazana je ovisnost intenziteta emitiranih fotona o temperaturi (krivulja isijavanja) koju dobijemo zagrijavanjem ozračenog termoluminescentnog (TL) dozimetra na bazi LiF.



Slika 2.15 Prikaz krivulje isijavanja (engl. glow curve) za termoluminescentni detektor na bazi LiF [10]

2.3.2 Fotografski film

Radiografski film se sastoji od tanke plastične baze koja je prekrivena emulzijom osjetljivom na zračenje npr. koja sadrži male kristale srebrovog bromida AgBr [3]. Kada se film izloži ionizirajućem zračenju, na kristalima AgBr dolazi do kemijske reakcije i stvara se slika. U procesu razvijanja filma kristali koji su kemijski reagirali postaju zrnca metalnog srebra, a ostatak AgBr se ispire. Metalno srebro uzrokuje tamnjenje filma. Film je tamniji što je doza ionizirajućeg zračenja bila veća. Količina zatamnjenja se mjeri denzitometrom (engl. densitometer) koji se sastoji od izvora svjetla, aparature za usmjeravanje svjetla i fotoćelije koja mjeri svjetlost koja je prošla kroz film. Zacrtnjenje se definira preko optičke gustoće, OD :

$$OD = \log \frac{I_0}{I_t} \quad (2.17)$$

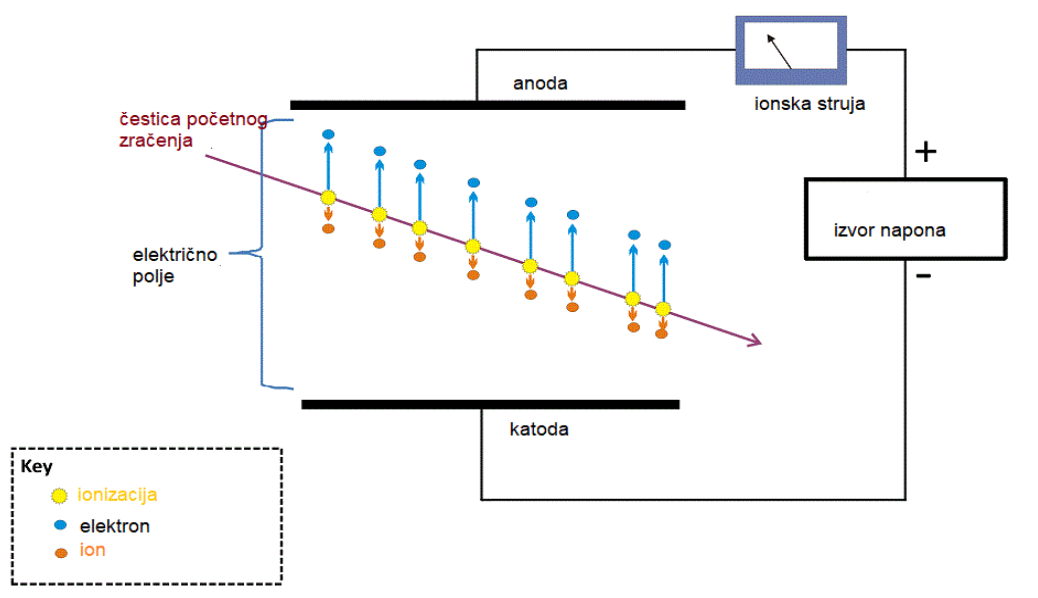
gdje je I_0 , intenzitet svjetla skupljenog bez filma, a I_t intenzitet svjetla koje je prošlo kroz ozračeni film.

Velika prednost filmova je mogućnost dvodimenzionalne dozimetrije. U dozimetriji se obično mjeri mreža optičke gustoće koja se dobiva tako da se oduzme optička gustoća filma prije i nakon zračenja.

Radiokromski film se sastoji od jako tankog, bezbojnog filma koji se pod utjecajem ionizirajućeg zračenja polimerizira i promijeni optičku gustoću. Radiokromske filmove ne treba razvijati, već se njihova obojanost mjeri spektroskopom. Specifično za ovaj film je da ima tkivu ekvivalentan efektivni atomski broj, Z_{eff} , pa je prikladan za dozimetriju u medicini. Efektivni atomski broj Z_{eff} je naboj kojim jezgra djeluje na elektron u valentnoj ljusci. Efektivni naboj jezgre je manji od stvarnog naboja jezgre zbog zasjenjenja koje dolazi zbog elektrona u unutarnjim ljuskama. Posebno, zbog svoje velike prostorne razlučivosti, relativno neovisnog odziva o energiji upadnog zračenja i brzini doze te mogućnosti dvodimenzionalne dozimetrije, radiokromski filmovi često se koriste za mjerenje složenih raspodjela (npr. onih koje karakterizira strmi gradijent doze) u današnjim modernim tehnikama u radioterapiji i radiokirurgiji. Osjetljiv je na UV zračenje i temperaturu pa ga treba čuvati u prikladnim uvjetima (temperatura, vlažnost zraka...), sličnim onima u kojima će se koristiti za dozimetriju.

2.3.3 Ionizacija plinova

Ionizacijska komorica je uređaj koji služi za mjerenje ekspozicije ionizirajućeg zračenja. Ekspozicija se definira kao omjer ukupnog naboja iona istog predznaka (dQ) koji nastanu u zraku kada se potpuno zaustave svi elektroni oslobođeni prolaskom fotona u masi zraka (dm). U osnovi se sastoji od posude ispunjene plinom, elektroda i elektrometra (uređaj za mjerenje malih struja). U posudi ispunjenom najčešće zrakom nalaze se elektrode koje su pod naponom i spojene su na vanjski strujni krug. Elektrode su izolirane od zidova posude. Vanjsko ionizirajuće zračenje ionizira zrak unutar posudice i nastaju ioni koji se zbog elektroda koje ih privlače ne stignu rekombinirati nego se skupljaju na elektrodama (pozitivni na katodi, negativni na anodi). Struja koja se očitava direktno je proporcionalna broju nastalih iona. Na slici 2.13 prikazan je shematski prikaz ionizacijske komorice.



Slika 2.13 Shema ionizacijske komorice [13]

2.4 Dozimetrija

Prolaskom kroz tvar i predajom energije, zračenje uzrokuje fizikalne, kemijske i biološke (ako se radi o biološkoj tvari) učinke u toj tvari. Predana energija pa time i učinci ovise o količini, ali i kvaliteti (vrsti i energiji) zračenja te o samoj tvari na koju zračenje djeluje i stoga da bismo znali razinu učinka, moramo znati apsorbiranu energiju. Za kemijske i biološke učinke vrlo je važno i vrijeme ozračivanja tj. brzina doze. Mjerenjem i računanjem apsorbirane energije u tvari bavi se dozimetrija.

Dozimetrija je izuzetno bitna da bismo znali pravilno koristiti ionizirajuće zračenje, ali i zaštititi se od njega. Okolišna dozimetrija se bavi mjerenjem doza ionizirajućeg zračenja u okolišu, a u medicini je točna dozimetrija neophodna u radioterapiji i dijagnostičkoj radiologiji. Dozimetriju zaposlenika koji rade sa zračenjem pokriva osobna dozimetrija.

2.4.1 Osnovne dozimetrijske veličine

Apsorbirana doza (D) - energija koju ionizirajuće zračenje preda materijalu mase m u konačnom volumenu V [4]. Definira se kao omjer predane energije dE i mase materijala dm .

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (2.17)$$

Mjerna jedinica u SI sustavu za apsorbiranu dozu je J/kg = gray (Gy). U upotrebi je još uvijek i stara mjerna jedinica rad (1 Gy = 100 rad).

Apsorbirana doza u nekom sredstvu se može definirati i preko toka elektrona, ϕ_{med} , i sudarne komponente masene zaustavne snage u sredstvu, S_{col} . Tok elektrona je omjer broja elektrona i poprečnog presjeka sfere dA na koju elektroni upadaju. Zaustavna snaga se definira kao srednji gubitak kinetičke energije upadne nabijene čestice po jedinici duljine puta. Masena zaustavna snaga se dobiva tako da se zaustavna snaga podijeli sa gustoćom sredstva. Sastoji se od dvije komponente: masena sudarna zaustavna snaga (odnosi se na deponiranje energije u materijal) i masene radijativne zaustavne snage (odnosi se na radijativne procese tj nastanak fotona koji odnose energiju).

$$D_{med} = \phi_{med} * \left(\frac{S_{col}}{\rho} \right)_{med} \quad (2.18)$$

Brzina apsorbirane doze - predstavlja promjenu (povećanje) apsorbirane doze u nekom vremenu dt . Brzina apsorbirane doze posebno je važna za kemijske i biološke učinke jer kod njih za istu apsorbiranu dozu učinak može biti jako različit ako su vremena ozračivanja različita.

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} = \frac{d}{dt} \left(\frac{dE}{dm} \right) \quad (2.19)$$

Apsorbirana doza definira se i za direktno (nabijene čestice) i za indirektno (fotoni, neutroni) ionizirajuće zračenje. Za indirektno ionizirajuće zračenje dodatno je definirana veličina koja se naziva KERMA (engl. Kinetic Energy Released per unit MAss).

Kerma (K) - energija koju indirektno ionizirajuće zračenje preda sekundarnim nabijenim česticama u volumenu materijala. Izražava se kao omjer kinetičke energije svih oslobođenih sekundarnih nabijenih čestica (dE_{tr}) i jedinice mase materijala dm . Mjerna jedinica za kermu je J/kg ili Gray (Gy).

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2.20)$$

Kerma se može definirati i preko toka energije fotona (ψ) i masenog koeficijenta prijenosa energije (μ_{tr}/ρ). Za monoenergetske fotone, ψ je umožak toka i energije fotona. Maseni koeficijent prijenosa energije ovisi o energiji fotona (E) i atomskom broju materijala (Z) [10]:

$$K = \psi * \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{E,Z} \quad (2.21)$$

Ovisno o tome kako izbijeni sekundarni elektroni potroše dobivenu kinetičku energiju, kerma se sastoji od dvije komponente:

1. Sudarna kerma (K_c)
2. Radijativna kerma (K_R)

Sudarni dio kerme je posljedica međudjelovanja fotona s orbitalnim elektronima atoma i vezana je za deponiranje energije u materijal. Za sudarnu kermu vrijedi:

$$K_c = \psi * \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{E,Z} \quad (2.22)$$

Sudarne kerme u dva sredstva mogu se povezati relacijom:

$$\frac{K_{c2}}{K_{c1}} = \frac{\psi_2 \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_2}{\psi_1 \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_1} = \psi_{21} \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{21} \quad (2.23)$$

Ako su tokovi u oba sredstva jednaki, omjer sudarnih kermi jednak je omjeru masenih koeficijenata apsorpcije energije u dva sredstva.

Radijativni dio kerme posljedica je međudjelovanja elektrona s električnim poljem jezgre (zakočno zračenje i anihilacijsko zračenje). Kod oba procesa dolazi do emitiranja fotona i nema deponiranja energije u materijal. Vjerojatnost za ova dva procesa raste s atomskim brojem Z materijala i s energijom zračenja (poglavlje 2.1) pa je stoga i radijativna kerma značajna samo za teške materijale i/ili visoke energije.

Brzina kerme - definira se kao promjena kerme (dK) u vremenu (dt):

$$dK = \frac{dK}{dt} \quad (2.23)$$

Ekspozicija (X) - definira se kao omjer ukupnog naboja iona istog predznaka (dQ) koji nastanu u zraku kada se potpuno zaustave svi elektroni oslobođeni prolaskom fotona u masi zraka (dm) [10].

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (2.24)$$

Mjerna jedinica u SI sustavu za ekspoziciju je C/kg. Stara mjerna jedinica je rontgen (R). Ekspozicija se lako mjeri ionizacijskim komoricama (2.3.3). Ekspozicija je ionizacijski ekvivalent sudarne kerme. Da bi se ekspozicija mogla odrediti iz sudarne kerme potrebno je znati energiju potrebnu za stvaranje jednog ionskog para. Za suhi zrak ona iznosi $\bar{W} = 33,97$ MeV [3] i vrijedi:

$$X = \frac{K_{c,zrak}}{\left(\frac{\bar{W}}{e}\right)_{zrak}} \quad (2.25)$$

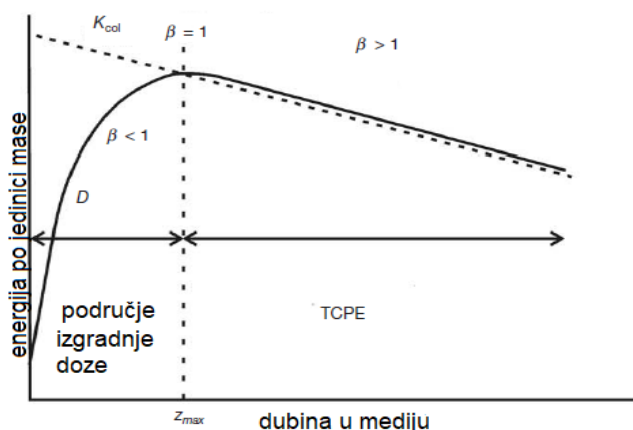
Može se definirati *brzina ekspozije* kao promjena ekspozicije u vremenu:

$$\dot{X} = \frac{dX}{dt} \quad (2.26)$$

Odnos kerme i apsorbirane doze

U uvjetima elektronske ravnoteže možemo izjednačiti apsorbiranu dozu i sudarnu kermu. Ukoliko se radijativna kerma zanemari, onda je apsorbirana doza jednaka kermi. Elektronska ravnoteža (engl. Charge Particle Equilibrium - CPE) u nekom volumenu podrazumijeva da za svaku nabijenu česticu koja izađe iz volumena, postoji njoj u potpunosti

ekvivalentna čestica koja uđe u taj volumen [10]. Na slici 2.14 prikazana je ovisnost apsorbirane doze (D) i sudarne kerme (K_{col}) o dubini u materijalu na koji zračenje pada.



Slika 2.14 Prikaz ovisnosti apsorbirane doze (D) i sudarne kerme (K_{col}) o dubini u materijalu [4]

Sudarna kerma je maksimalna na površini i opada sa dubinom u materijalu zbog atenuacije snopa, dok je apsorbirana doza minimalna na površini i raste sa dubinom (jer se povećava broj oslobođenih elektrona) do maksimalne vrijednosti, a zatim, kao i kerma, opada sa dubinom. Područje rasta apsorbirane doze se naziva područje izgradnje doze (engl. build-up). Na dubini koja odgovara maksimalnom dometu sekundarnih elektrona, uspostavlja se elektronska ravnoteža i tada možemo izjednačiti sudarnu kermu i apsorbiranu dozu. Nakon toga je područje tranzijentne elektronske ravnoteže (TCPE) za koju je karakterističan stalni omjer doze i sudarne kerme. Odnos sudarne kerme i apsorbirane doze se izražava pomoću faktora β , koji je jednak omjeru apsorbirane doze i sudarne kerme.

$$\beta = \frac{D}{K_c} = \begin{cases} > 1 & \text{područje izgradnje doze} \\ = 1 & \text{elektronska ravnoteža} \\ < 1 & \text{tranzijentna elektronska ravnoteža} \end{cases} \quad (2.27)$$

Kada je ostvarena elektronska ravnoteža, vrijedi sljedeći izraz:

$$D = K_c = K(1 - g) \quad (2.28)$$

gdje je g udio radijativnih procesa tj. radijativne kerme u kermi

Biološki učinci u tkivu ovise o kvaliteti zračenja (vrsta i energija) i o vrsti tkiva. Stoga su uvedene veličine ekvivalentna doza i efektivna doza koje uzimaju u obzir težinski faktor pojedinog zračenja i osjetljivost tkiva na zračenje.

Ekvivalentna doza za određeni organ/tkivo se računa kao umnožak apsorbirane doze i težinskog faktora za vrstu zračenja. Mjerna jedinica za ekvivalentnu dozu je sivert (Sv).

Efektivna doza je zbroj umnožaka ekvivalentnih doza različitih organa/tkiva i odgovarajućih težinskih faktora za odgovarajuće tkivo. Mjerna jedinica sivert (Sv).

2.4.2 Mjerenje doze i osobine dozimetra

Apsorbirana doza ionizirajućeg zračenja mjeri se dozimetrom kojeg čini detektor i po potrebi njegov držač. Dozimetar i uređaj za njegovo očitavanje čine dozimetrijski sustav [4]. Osobine dozimetra čine njegova preciznost, točnost, osjetljivost, linearnost, ovisnost o brzini doze, energijska ovisnost, granica detekcije, kutna ovisnost, slabljenje signala i ujednačenost.

Preciznost i točnost

Preciznost dozimetra se odnosi na njegovu reproducibilnost (ponovljivost). Ako se ista doza mjeri više puta u približno istim uvjetima, dozimetar bi trebao svaki puta izmjeriti približno istu vrijednost. Budući da svako mjerenje ima neku grešku može se reći da je precizan dozimetar onaj koji ima malu standardnu devijaciju niza mjerenja, odnosno malo odstupanje pojedinačnih mjerenja od srednje vrijednosti. Točnost dozimetra govori koliko izmjerena vrijednost odstupa od stvarne vrijednosti. Mjerna nesigurnost se odnosi na rasipanje izmjerenih vrijednosti od prave veličine.

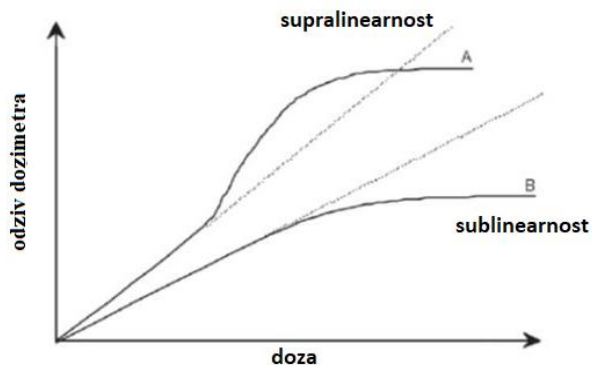
Osjetljivost

Osjetljivost dozimetra se definira kao njegov odziv po jedinici apsorbirane doze.

Linearnost

Općenito odziv dozimetra (očitanje, izlazni signal) ovisan je o apsorbiranoj dozi. Za idealni dozimetar ovisnost je linearna u širokom rasponu doza. Linearnost je poželjna jer su tada mjerenja i kalibracije najjednostavnije. U slučaju nelinearnosti, dozimetar je moguće koristiti ako je poznata jednoznačna funkcija ovisnosti odziva o dozi. Za svaki dozimetar postoji granica linearnosti, odnosno područje u kojemu on više nema linearni odziv. Na slici 2.15 prikazan je primjer ovisnosti odziva dozimetra o dozi. U prvom dijelu grafa (male doze) ovisnost je linearna, u drugom postaje supralinearna (A) ili sublinearna

(B) i u oba slučaja na kraju je područje zasićenja. Supralinearna ovisnost je slučaj kada odziv dozimetra raste brže od linearnog, a sublinearna kada odziv raste sporije od linearnog .



Slika 2.15. Linearnost dozimetra [4]

Ujednačenost

Poželjno je da dozimetari iste vrste imaju jednaki odziv tj. osjetljivost, ukoliko su ozračeni istim ionizacijskim zračenjem. Drugim riječima, ujednačenost govori o razlikama u osjetljivosti unutar skupine dozimetara iste vrste. Izražava se kao jedna standardna devijacija izmjerenih vrijednosti, izražena u postocima.

Ovisnost o brzini doze

Odziv idealnog dozimetra ne ovisi o brzini doze. U stvarnosti brzina doze ipak može utjecati na odziv pa je potrebno znati kada do toga dolazi i koristiti drugi odgovarajući dozimeter.

Energijska ovisnost

Energijska ovisnost se odnosi na to da je odziv dozimetrijskog sustava funkcija kvalitete zračenja, odnosno energije [4]. Glavni razlog za energijsku ovisnost je ovisnost masenih koeficijenata apsorpcije energije materijala o energiji zračenja. Idealni dozimeter nema energijsku ovisnost. Za pojedini dozimeter njegova energijska ovisnost uvjetuje u kojem zračenju se on može koristiti. Kad foton određene energije uđe u materijal on međudjeluje sa njim preko različitih procesa (fotoelektrični učinak, comptonско raspršenje...). Kojim će procesom međudjelovati ovisi o efektivnom atomskom broju, Z_{eff} , materijala. Važno je da su svojstva poput Z_{eff} dozimetra i materijala (tvari) u kojoj se mjeri tj.

stavlja dozimetar jednaka kako bi apsorbirana doza zračenja bila jednaka i u dozimetru i u materijalu. U medicini, pacijenta aproksimiramo vodom pa dozimetar treba imati sličan Z_{eff} s vodom. Neki dozimetri poput RPL dozimetra imaju veći Z_{eff} i zbog toga se na malim energijama zračenja (za tkivo manje od 100keV [14]), gdje dominira fotoelektrični učinak, javlja veći odziv u odnosu na tijelo. Zbog toga se za polja niskih fotonskih energija koriste RPL dozimetri čiji držači imaju tanki kositreni filter koji onda filtrira zračenje na niskim energijama i tako smanjuje odziv u odnosu na RPL dozimetar bez filtera.

Granice detekcije

Granice detekcije se odnose na najmanju i najveću apsorbiranu dozu koje se mogu izmjeriti nekim dozimetrom s određenom pozdanosti. Najniža mjerljiva doza se izražava kao trostruka standardna devijacija odziva neozračenog dozimetra. Gornja granica tj. najviša mjerljiva doza je doza kod koje se sve zamke u materijalu detektora popune (tzv. područje zasićenja) pa povećanjem doze više ne dolazi do povećanja odziva.

Slabljenje signala

Slabljenje signala se odnosi na to da ozračenom dozimetru tokom vremena signal slabi (engl. fading). Naime, pod utjecanjem svjetla i topline (čak i na sobnoj temperaturi), postoji vjerojatnost da zarobljeni elektroni napuste zamke prije očitavanja i tako smanje signal.

Kutna ovisnost

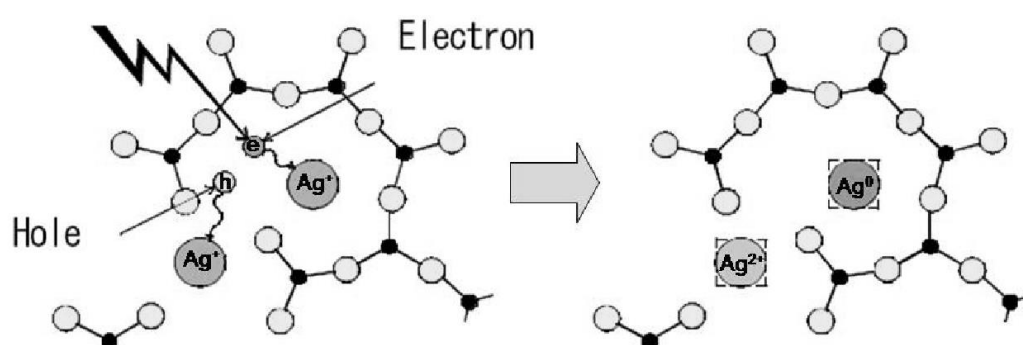
Kutna ovisnost se odnosi na to kako se mijenja očitavanje dozimetra u donosu na kut upada zračenja. Kutna ovisnost dozimetra se može provjeriti tako da u jedno polje zračenja stavimo više dozimetara pod različitim kutevima. Idealni dozimetar bez kutne ovisnosti bio bi homogen i sfernosimetričan.

2.4.3 Radiofotoluminiscentna (RPL) dozimetrija

Ako neki izolator ili poluvodič izložimo ioniziranom zračenju elektroni, u njihovoj kristalnoj rešetki, mogu prijeći u viša metastabilna stanja (tj. biti uhvaćeni u tzv. zamke). Broj zarobljenih elektrona povezan je s dozom zračenja. Oslobađanje zarobljenih elektrona i relaksacija se može stimulirati na različite načine kao što su zagrijavanje uzorka, izlaganje svjetlosti različitih valnih duljina i slično. Ako se relaksacija stimulira laserom dolazi do pojave radiofotoluminiscencije (RPL) [15]. RPL metoda otkrivena je još pedesetih go-

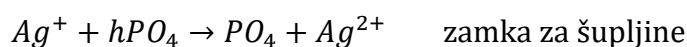
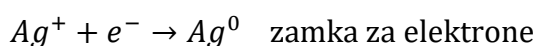
dina 20 stoljeća, no intenzivnije se počela koristiti tek nakon otkrića pulsno-
lasera. Najčešće se upotrebljava u medicinskoj, osobnoj dozimetriji i dozimetriji okoliša.

RPL dozimetar je izgrađen od fosfatnog stakla dopiranog s atomima srebra (Ag).
Unutar fosfatnog stakla atomi srebra se nalaze u obliku iona Ag^+ i predstavljaju zamke.
Pod utjecajem ioniziranog zračenja elektroni iz vodljive vrpce prijeđu u valentnu vrp-
cu i zatim se vežu na ione srebra i tako stvore stabilne RPL centre Ag^0 . Osim na ovaj način
RPL centri se mogu dobiti i kretanjem šupljina. Šupljine s ionom srebra Ag^+ tvore ione
 Ag^{2+} [16]. Shematski prikaz ovih procesa prikazan je na slici 2.16.

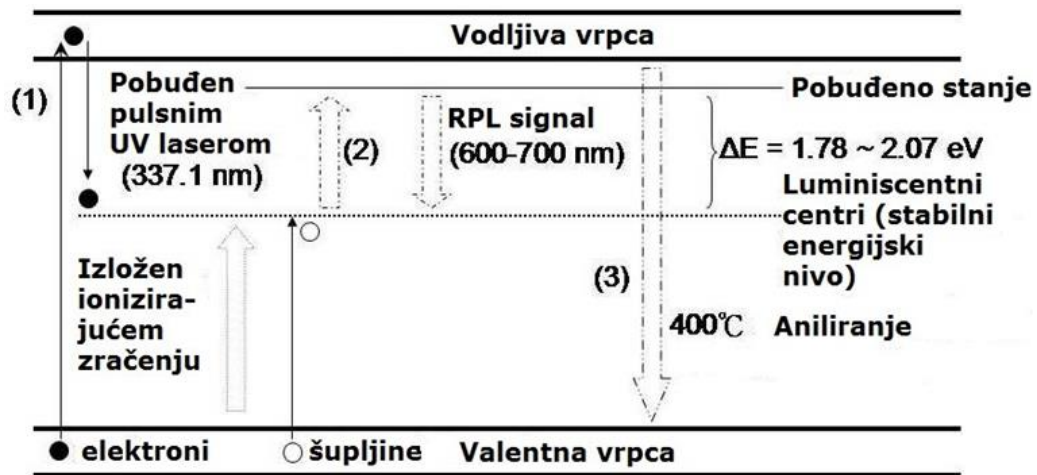


Slika 2.16 Prikaz nastanka stabilnih RPL centara [16]

Slijede jednačbe kojima se opisuju navedeni procesi:



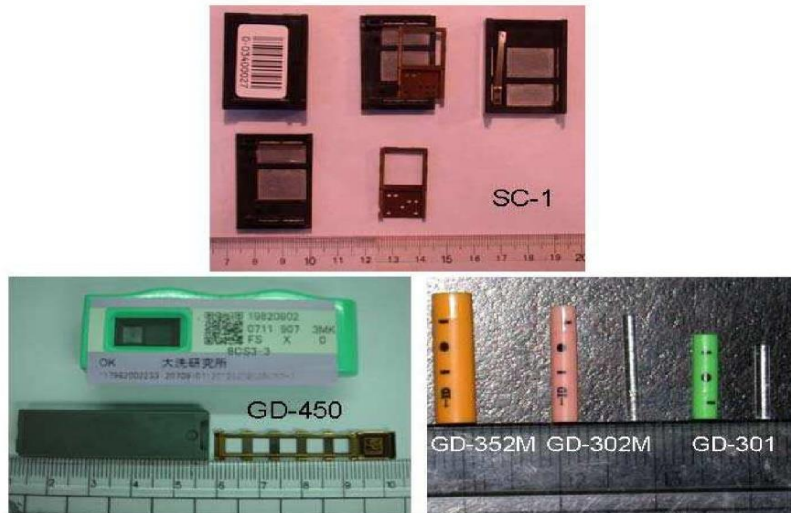
Na slici 2.17 prikazan je shematski prikaz RPL metode: (1) Djelovanjem ionizira-
jućeg zračenja, nastaju stabilni RPL centri Ag^0 i Ag^{2+} , (2) Pobuđivanjem nastalih RPL cen-
tara UV zračenjem elektroni prelaze u pobuđena stanja. Relaksiranjem tj. vraćanjem u RPL
centar emitira se narančasta svjetlost (600-700 nm). Intenzitet emitirane svjetlosti (RPL
signal) povezan je s apsorbiranom dozom zračenja. Karakteristika RPL materijala je stabil-
nost RPL centara tj. da bi ih se poništilo i vratilo zarobljene elektrone u valentnu vrpću
mora ih se zagrijavati na visokoj temperaturi (400°C, obično 20min). Proces se naziva ani-
liranje i prikazan je na slici 2.17 s (3).



Slika 2.17 Prikaz RPL metode [12]

Osnovne vrste i svojstva RPL dozimetara

Postoji više različitih vrsta RPL dozimetara. Primjeri dozimetara koji se koriste u dozimetriji okoliša (SC-1), osobnoj dozimetriji (GD-450) i medicinskoj dozimetriji prikazani su na slici 2.18. Dozimetri SC-1 i GD 450 koriste pravokutne staklene RPL detektore. U medicini se najčešće koriste štapičasti stakleni detektori (engl. glass detector - GD). Dozimetri GD-352M i GD-302M se najčešće koriste za istraživanja u medicini. Imaju isti stakleni detektor štapičastog oblika, ali im se držači razlikuju. Držać detektora GD-352M, koji smo koristili u radu, ima dodatni kositreni filter radi kompenziranja energijske ovisnosti na malim energijama. Držać detektora GD-302M nema filter pa se koristi samo za više energije (npr. u radioterapiji za dozimetriju u ciljnom volumenu). Naime, karakteristike dobrog dozimetra su to da nema energijsku ovisnost i da je što sličniji tkivu, kako bi apsorbirana doza u dozimetru i u tijelu bile jednake. Međutim, efektivni atomski broj (Z_{eff}) RPL detektora je 12,04, a voda (kojom aproksimiramo tkivo) ima efektivni atomski broj 7,1 pa je na niskim energijama RPL odziv veći nego u vodi. Do većeg odziva dolazi zato jer na niskim energijama dominira fotoelektrični učinak čiji udarni presjek ovisi o Z^3 . Stavljanjem kositrenog filtera poništava se ovaj učinak. Dozimetri bez filtera se koriste na visokim energijama. Još jedna vrlo bitna karakteristika RPL dozimetra je ta da ima stabilne RPL centre. Stabilni RPL centri daju mogućnost ponovnog očitavanja dozimetra bez uništavanja podataka o dozi. Za usporedbu kod TL i OSL detektora ove mogućnosti nema jer se primjenom termičke ili optičke stimulacije elektroni (koji su bili zarobljeni u zamkama) vraćaju u valentnu vrpca i informacija o dozi se gubi.



Slika 2.18 Različite vrste dozimetara [16]

Prednosti RPL dozimetara:

- Mogućnost ponovnog očitavanja bez gubitka informacije o dozi
- Dobra reproducibilnost
- Linearnost u širokom rasponu doza (od oko 10 μ Gy do stotinjak Gy)
- Dobra ujednačenost
- Energijska ovisnost postoji samo na niskim energijama i kompenzira se filterom u držaču
- Zanemarivo slabljenje signala (< 5% /god)
- Relativno male dimenzije

Nedostatci RPL dozimetara:

- Kutna ovisnost
- Veći Z_{eff} (12,04) u odnosu na tkivo

3 Eksperimentalni dio

U eksperimentalnom djelu ovog rada provjeravala se kutna ovisnost RPL dozimetara za dvije energije fotonskog zračenja. Ispitana je jedna vrsta RPL dozimetara: GD-352M. Na početku je provjerena ujednačenost i ponovljivost dozimetara koji su se kasnije koristili za provjeru kutne ovisnosti. Za provjeru ujednačenosti i ponovljivosti dozimetri su zračeni ukupno 3 puta na izvoru ^{137}Cs . Provjera kutne ovisnosti uključivala je zračenja koristeći dva izvora gama fotona: ^{137}Cs (0,661 MeV) i ^{60}Co (1,25 MeV).

3.1 RPL dozimetrijski sustav

RPL dozimetrijski sustav se sastoji od dozimetra, instrumenta za očitavanje (RPL čitač) i cijelog ciklusa mjerenja s obradom podataka.

3.1.1 RPL dozimetri

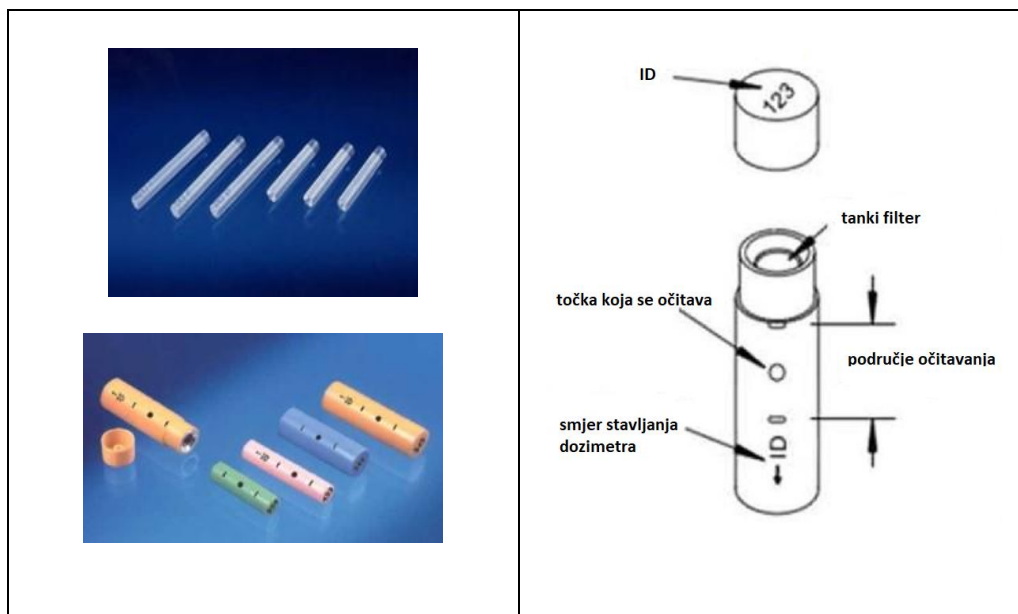
Dozimetri koji su korišteni za potrebe ovog rada su GD-352M i oni se sastoje od staklenog štapičastog detektora i plastičnog držača s tankim kositrenim (Sn) filterom zbog kojeg je deblji u odnosu na ostale držače (slika 3.1). Detektori su napravljeni od fosfatnog stakla koje je dopirano atomima srebra. Točan kemijski sastav prikazan je u tablici 3.1.

Kemijski element	Udio u detektoru (%)
P	31,55
O	51,16
Al	6,12
Na	11,00
Ag	0,7

Tablica 3.1 Udio pojedinog kemijskog elementa u RPL detektoru [15]

Detektori su napravljeni u obliku cilindričnog staklenog štapića duljine 12 mm i promjera 1,5 mm. Žuti pastični držač u koji se stavlja detektor je duljine 14,5 mm i vanjskog promjera 4,4 mm. Efektivni atomski broj, Z_{eff} , je jednak 12,04, a gustoća detektora iznosi

2,61g/cm³. Područje očitavanja primljene doze nalazi se 0,7 mm od kraja dozimetra, promjera je 1 mm i na dubini 0,6 mm [15].



Slika 3.1 Djelovi RPL dozimetra: stakleni detektor i različiti plastični držači (lijevo), dijelovi žutog plastičnog držača za GD-352M (desno) [17]



Slika 3.2 Prikaz presjeka dozimetra i područja očitavanja doze

3.1.2 RPL čitač

Detektori se očitavaju pomoću automatiziranog čitača Dose Ace FDG-1000 (slika 3.3). Detektori se izvade iz svojih držača i stave u posebne plastične stalke prikazane na slici 3.4 koji se zatim stavljaju u čitač. U stalak stane 20 detektora. Unutar čitača se nalazi pulsni laser koji emitira UV zračenje valne duljine 337,1 nm. UV zračenje pobudi RPL centre u detektoru i dolazi do emisije narančaste svjetlosti valne duljine 600 – 700 nm.

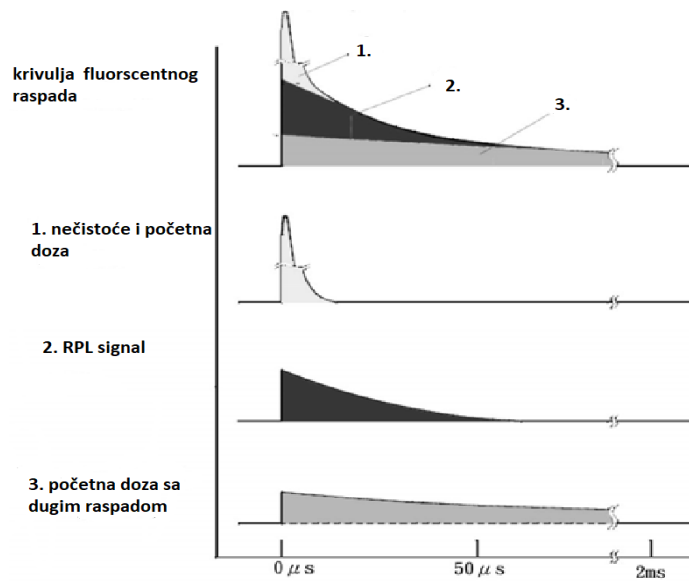


Slika 3.3 Čitač Dose Ace FGD-1000 [17]



Slika 3.4 Postavljanje staklenih detektora u plastični stalak (lijevo) koji se umeće u RPL čitač (desno) [17]

Intenzitet emitirane svjetlosti proporcionalan je apsorbiranoj dozi u detektoru. Očitavanjem se dobiva vrijednost koja odgovara integralu krivulje luminiscentnog raspada koja je prikazana na slici 3.3. Svaki dozimetar se očitava prije (tzv. početna doza) te nakon ciljanog zračenja i dobivene vrijednosti se oduzmu da bi se dobio RPL signal koji odgovara dozi ciljanog zračenja.



Slika 3.3 Krivulja luminescentnog raspada RPL signala [16]

Čitač je kalibriran uz pomoć unutarnjeg kalibracijskog elementa, koji je sastavni dio uređaja i provjerava se tijekom redovnog servisa, te standardnog ozračenog elementa. Standardni ozračeni element je referentni dozimetar ozračen na poznatom izvoru poznatom dozom. U ovom radu, ovisno o tome koji dozimetri se očitavaju, korištene su kalibracije dobivene zračenjem referentnih dozimetara na izvorima ^{137}Cs i ^{60}Co dozama reda mGy u Sekundarnom dozimetrijskom laboratoriju (SSDL) Instituta Ruđer Bošković [18]. Sve kalibracije su napravljene tako da je očitana vrijednost specificirana kao apsorbirana doza u zraku. Doza u svakom detektoru se može očitati željeni broj puta (odabrali smo 10), te se izračuna srednja vrijednost i standardna devijacija koje smo dalje koristili u obradi.

3.2 Mjerni ciklus

Postupak mjerenja sastoji se od sljedećih koraka:

1. Aniliranje dozimetara
2. Očitavanje početne doze dozimetara
3. Zračenje dozimetara
4. Predgrijavanje i očitavanje dozimetara

5. Obrada dobivenih rezultata

3.2.1 Aniliranje

Aniliranje je postupak u kojem se poništavaju stabilni RPL centri u dozimetru. Postupak se odvija u peći za aniliranje NEW-1C, HAYASHI DENKO prikazanoj na slici 3.6. Detektori (stakleni štapić) se izvade iz plastičnih držača i stavie na posebni metalni držač (slika 3.6 desno) koji se stavlja u peć. U peći se detektori postepeno zagrijavaju do 400°C i ostaju na toj temperaturi 20 min. Nakon 20 min peć se isključi i detektori se postepeno hlade do sobne temperature. Nakon što su postignuli sobnu temperaturu mogu se izvaditi iz peći.



Slika 3.6 Peć za aniliranje (lijevo) i metalni držač (desno) [12]

3.2.2 Očitavanje početne doze

Nakon aniliranja detektora, potrebno je očitati njihovu početnu dozu. Početna doza nastaje zbog fluorescencije, koja se emitira sa nečistoća na staklu dozimetra i zbog zračenja iz okoline. Red veličine početne doze iznosi μGy . Kao što je navedeno u poglavlju 3.1.2 za očitavanje se koristi čitač Dose Ace FDG-1000 (slika 3.4). Doza u svakom pojedinih detektoru se očitava 10 puta te se izračuna srednja vrijednost dobivenih rezultata i pripadna standardna devijacija. Nakon očitavanja početne doze, detektore je potrebno vratiti u njihova plastična kućišta i onda su spremni za zračenje. Pored dozimetara koji će se zračiti, nekoliko dozimetara se uvijek ostavi za kontrolu. Kontrolni dozimetri služe za to da se može provjeriti koliku dozu bi dozimetri primili bez zračenja i po potrebi je oduzeti (npr.

ako duže stoje u laboratoriju ili tijekom transporta prime neplaniranu dozu zračenja onda se ta doza mora oduzeti).

3.2.3 Ozračivanje

Dozimetri su zračeni u Sekundarnom standardnom dozimetrijskom laboratoriju (SSDL) Instituta Ruđer Bošković na izvorima ^{60}Co i ^{137}Cs (slike 3.8 i 3.12).

Izvor gama zračenja ^{137}Cs

Izvor ^{137}Cs se sastoji od iglica radioizotopa ^{137}Cs smještenih u olovnom zaštitnom spremniku prikazanom na slici 3.8. Vrata spremnika se otvaraju daljinskim upravljanjem iz kontrolne sobe te se dobiva kolimirani snop fotona energije 0,661 MeV. Veličina polja u kojem je zračenje iz ovog izvora homogeno je kružnica polumjera oko 15 cm.

Izvor gama zračenja ^{60}Co

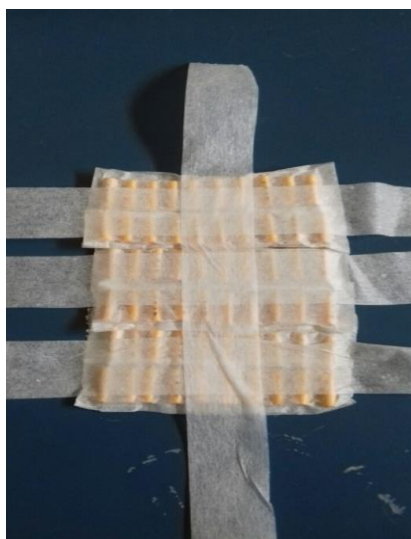
Uređaj s izvorom ^{60}Co , prikazan na slici 3.12, je stari radioterapijski uređaj. Kad mu je aktivnost pala ispod vrijednosti potrebne u radioterapiji, uređaj je prebačen u SSDL i koristi se za istraživanja i kalibracije dozimetrijskih uređaja. Pomoću kolimatora je moguće mijenjati dimenzije polja. Mi smo koristili polje veličine 10 x 10 cm koje je bilo homogeno u području 7 x 7 cm.

1. Provjera ujednačenosti i ponovljivosti

Za provjeru ujednačenosti i reproducibilnosti korišteno je 60 RPL dozimetara tipa GD-352M. Svi dozimetri zračeni su istovremeno u homogenom polju fotona iz izvora ^{137}Cs . Dozimetri su postavljeni na udaljenost 1 m od izvora. Pričvršćeni su na prednju stranu kočke od stiropora da bi se ostvarili uvjeti zračenja u zraku (stiropor je po svom sastavu sličan zraku). Vrijeme zračenja odabrano je tako da doza kojom su dozimetri ozračeni iznosi 3 mGy. Za danu brzinu doze izvora na dan zračenja, dozimetri su zračeni 268,71 s. Na slikama 3.8 i 3.9 su prikazani izvor i dozimetri pripremljeni za zračenje. Napravljena su ukupno tri zračenja, dva prije mjerenja kutne ovisnosti i jedno na kraju. Za svako zračenje provjerena je ujednačenost u skupini od 60 zračenih dozimetara. Za svaki dozimetar provjerena je ponovljivost na temelju tri zračenja istom dozom.



Slika 3.8 Prikaz izvora gama zračenja ^{137}Cs i kocke od stiropora na koju su pričvršćeni dozimetri

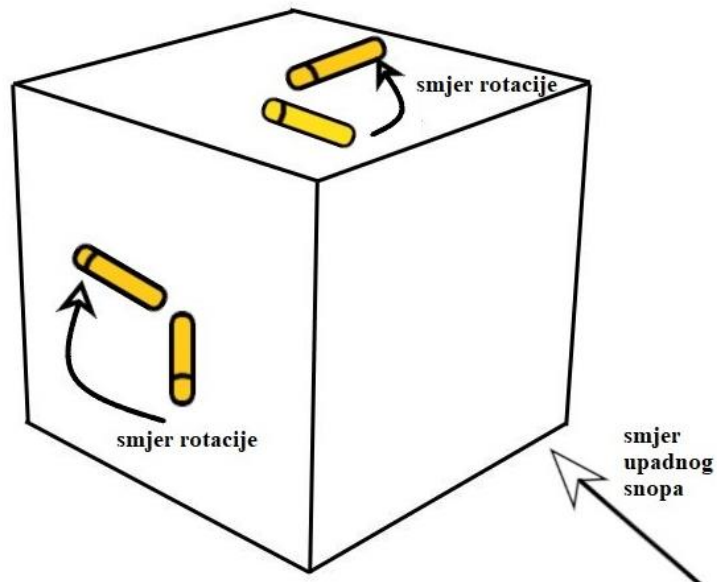


Slika 3.9 Dozimetri pripremljeni za ozračivanje

2. Provjera kutne ovisnosti

Kutna ovisnost mjerena je na oba ranije navedena izvora tj. za dvije energije. Prosječna energija gama fotona dobivenih na izvoru ^{60}Co iznosi 1,252 MeV, a na izvoru ^{137}Cs je 661 keV. Na temelju provjere ujednačenosti i ponovljivosti 60 dozimetara, odabrani su najbolji dozimetri. Korišteno je ukupno 42 dozimetra GD-352M. Prilikom mjerenja dozi-

metri su postavljeni na kocku od stiropora na udaljenosti 1 m od izvora. Mjerenja su napravljena u dva slučaja, dozimetri na vrhu kocke i dozimetri na bočnoj strani kocke (slika 3.10). Na taj način provjeravala se kutna ovisnost za zakrivljenost u dvije ravnine. Postavljanje dozimetra na gornjoj strani kocke prikazano je na slici 3.11. Prikaz izvora ^{60}Co i dozimetra na bočnoj strani kocke prilikom mjerenja kutne ovisnosti je na slici 3.12.



Slika 3.10 Rotacija dozimetra na kocki u odnosu na upadno zračenje



Slika 3.11 Eksperimentalni postav za mjerenje kutne ovisnosti



Slika 3.12 Prikaz izvora ^{60}Co i dozimetra prilikom mjerenje kutne ovisnosti

Doza kojom su dozimetri ozračeni na izvoru ^{137}Cs ponovo iznosi 3 mGy i za danu brzinu zračenja izvora dozimetri su zračeni 268,71s. Za izvor ^{60}Co doza je iznosila 20 mGy za što je bilo potrebno 0,21min. Za svaki kut zračena su tri dozimetra (svaki posebno) i kao konačni rezultat uzeta je njihova srednja vrijednost.

3.2.4 Očitavanje ozračenih dozimetara

Ozračene i kontrolne dozimetre očitavali smo dan nakon zračenja. Prije samog očitavanja, dozimetre je potrebno predgrijati. Predgrijavanjem dozimetara ubrzavamo njihov proces izgradnje signala (engl. build up). Nakon zračenja treba proći neko vrijeme dok se RPL intezitet stabilizira. Ovaj proces ovisi o temperaturi okoliša dozimetra. Na sobnoj temperaturi 20°C potrebno je i do mjesec dana kako bi se RPL intezitet stabilizirao [16]. Stoga, dozimetri se predgrijavaju 30 min na 70°C u peći DK 300T Constant Temperature Oven (slika 3.13). Nakon predgrijavanja dozimetri se ostave da se postepeno ohlade na sobnu temperaturu i onda su spremni za očitavanje.

Ozračeni dozimetri se očitavaju na isti način kao što se očitavala početna doza. Dakle pomoću čitača se za svaki pojedini dozimetar dobije srednja vrijednost 10 mjerenja te pripadna standardna devijacija.



Slika 3.13 Peć za predgrijavanje DK 300T Constant Temperature Oven i plastični držač za dozimetre [12]

3.2.5 Obrada podataka

Za ovo poglavlje korištena je literatura [19]. Kao što je već ranije rečeno, čitač 10 puta mjeri dozu u svakom detektoru i računa srednju vrijednost i standardnu devijaciju. Srednja vrijednost se računa iz sljedećeg izraza:

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (3.3)$$

gdje je n broj mjerenja.

Standardna devijacija pojedinog mjerenja se računa pomoću izraza:

$$SD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n-1}} \quad (3.4)$$

Da bi se za svaki dozimetar dobila konačna vrijednost apsorbirane doze koja odgovara zračenju (D), od izmjerene vrijednosti nakon zračenja mora se oduzeti izmjerena vrijednost prije zračenja (početna doza) prema izrazu:

$$D = \overline{D_{RD}} - \overline{D_I} \quad (3.5)$$

$\overline{D_{RD}}$ - srednja vrijednost očitane doze ozračenog dozimetra

\overline{D}_I - srednja vrijednost očitane početne doze

Standardna devijacija se računa pomoću izraza:

$$SD = \sqrt{\sum_{i=1}^2 \left(\frac{\partial D}{\partial x_i} * SD_i\right)^2} = \sqrt{(SD_{D_{RD}})^2 + (SD_{D_I})^2} \quad (3.6)$$

SD_i - standardna devijacija veličine x_i

U radu se još koristila relativna standardna devijacija (koeficijent varijacije) koja se računa pomoću izraza:

$$R_f = \frac{SD_f}{\bar{f}} * 100\% \quad (3.7)$$

SD_f - standardna devijacija mjerenja f

\bar{f} - srednja vrijednost mjerenja f

U radu su se provjeravale karakteristike dozimetra:

- Ujednačenost
- Ponovljivost
- Kutna ovisnost

Ujednačenost je provjerena na taj način da je istovremeno u istim uvjetima ozračeno 60 dozimetra dozom 3 mGy. Absorbirana doza u zraku za svaki dozimetar izračunata je pomoću izraza (3.5), a standardna devijacija pomoću izraza (3.6). Na temelju (3.3) izračunata je srednja vrijednost za skup od 60 dozimetara. Standardna devijacija izračunata je izrazom (3.4). Relacija (3.4) se mogla primijeniti jer su standardne devijacije pojedinačnih dozimetara bile puno manje od odstupanja srednjih vrijednosti pojedinačnih dozimetara od srednje vrijednosti za cijelu skupinu od 60 dozimetara. Relativna standardna devijacija (koeficijent varijacije) koja pokazuje ujednačenost izračunata je preko (3.7).

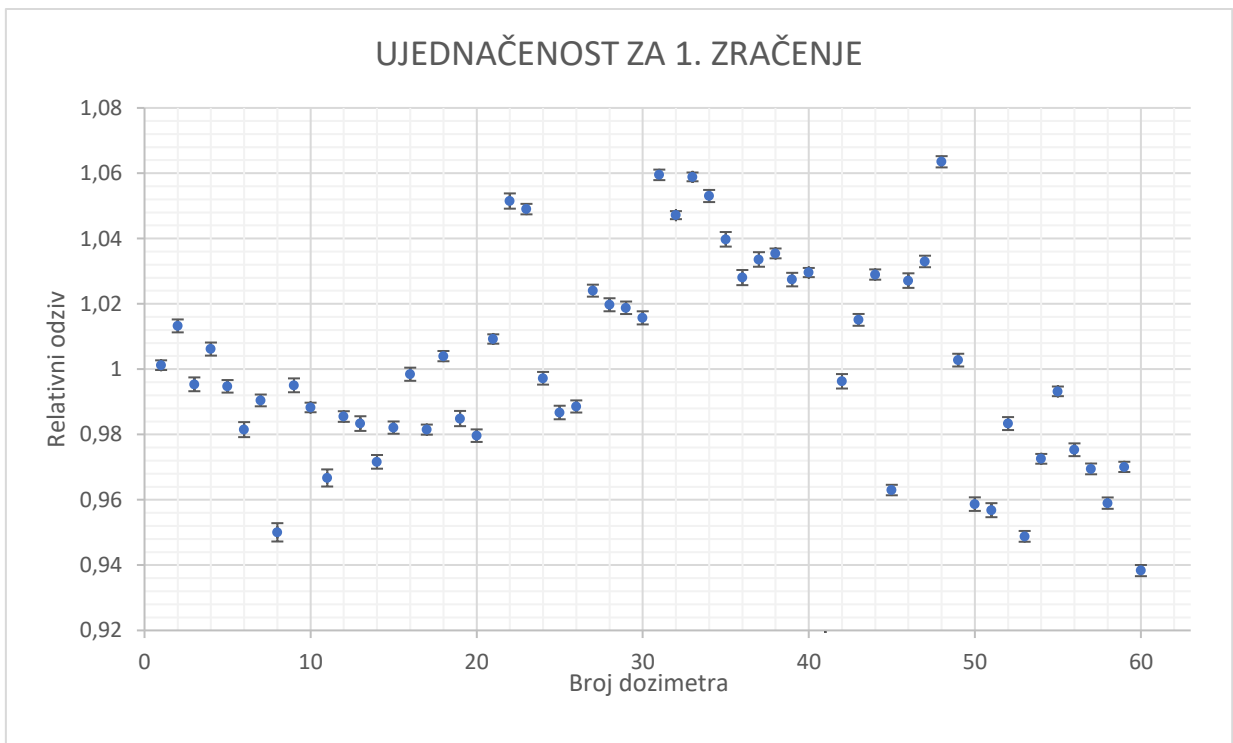
Ponovljivost je izračunata za svaki dozimetar na temelju 3 zračenja. Apsoorbirana doza svakog pojedinog mjerenja dobivena je pomoću (3.5), a standardna devijacija pomoću (3.6). Za srednju vrijednost 3 mjerenja istog dozimetra korišten je izraz (3.3), a za standardnu devijaciju i koeficijent varijacije koji pokazuje ponovljivost pomoću (3.4) i (3.7).

Kod kutne ovisnosti, svaki kut je mjeren s 3 dozimetra. Kao i kod ponovljivosti za svaki dozimetar apsorbirana doza je izračunata iz (3.5), a standardna devijacija iz (3.6). Za svaki kut izračunata je srednja vrijednost (3.3) i standardna devijacija (3.4) apsorbirane doze 3 dozimetra koji su zračeni pod tim kutom.

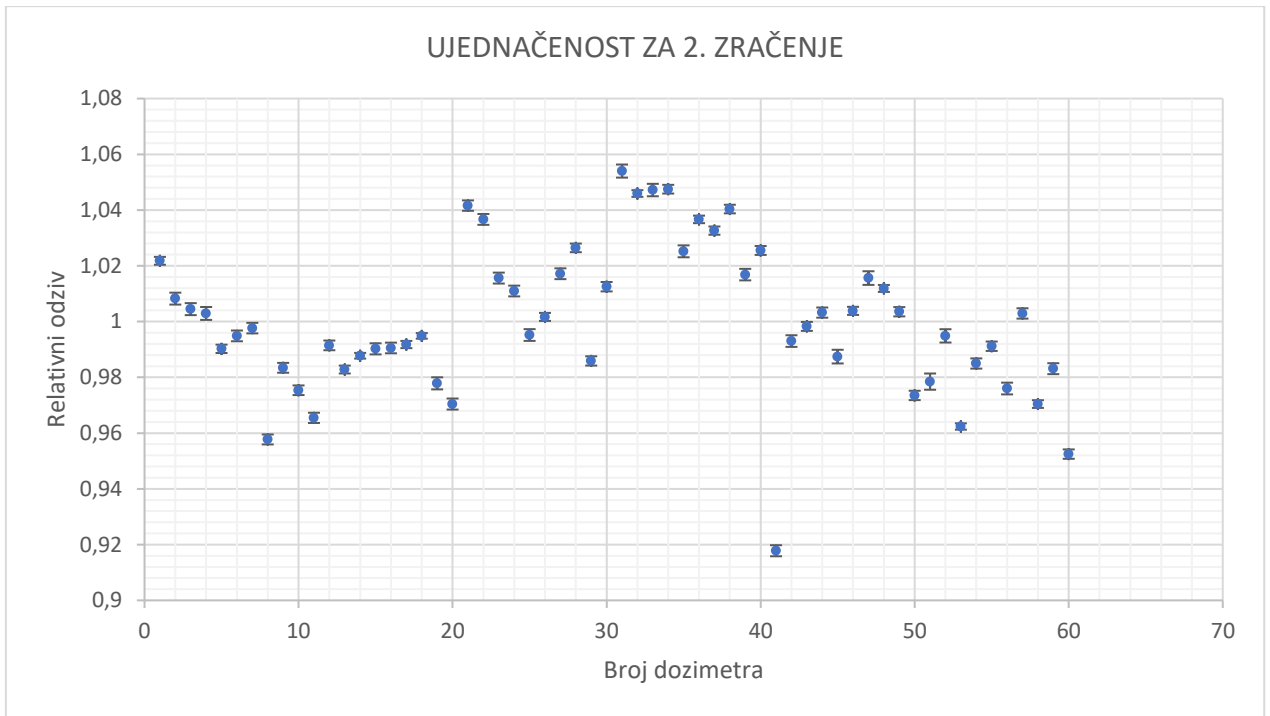
4 Rezultati i rasprava

4.1 Ujednačenost i ponovljivost

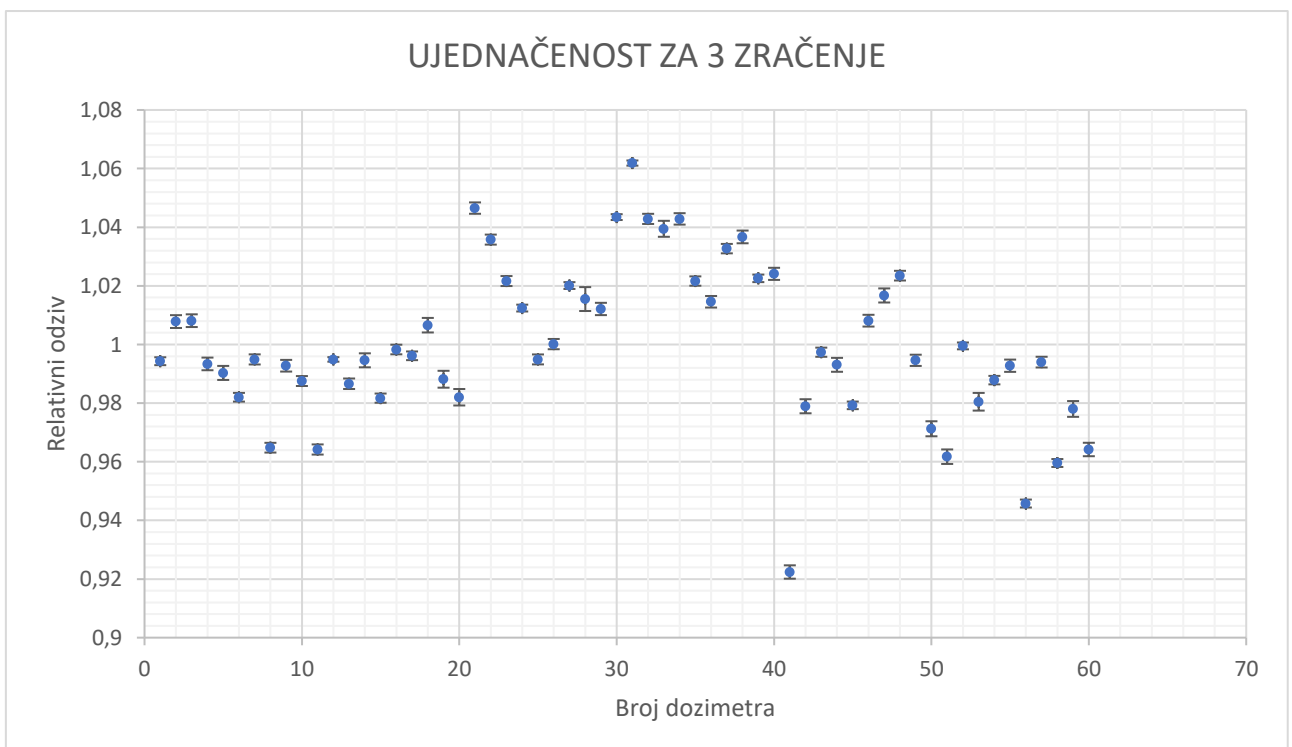
Kao što je rečeno u (3.2.5) ujednačenost se provjeravala na uzorku od 60 GD-352M dozimetara. Cilj je bio pokazati koliko se apsorbirana doza u dozimetrima, koji su zračeni pod istim uvjetima, razlikuje od dozimetra do dozimetra. Izmjerena vrijednost za svaki dozimetar je podijeljena sa srednjom vrijednosti 60 dozimetara i rezultati za dobivene relativne odzive su prikazani na grafovima 4.1, 4.2 i 4.3. Prikazane greške odnose se na standardnu devijaciju zbog 10 očitavanja istog dozimetra. Za provjeru ujednačenosti bilo je dovoljno jedno zračenje 60 dozimetara na početku eksperimenta, no budući da smo radi provjere ponovljivosti zračenje ponovili još dva puta, prikazani su svi rezultati. Na slici 4.4 prikazana je usporedba relativnog odziva svih dozimetara za sva tri zračenja.



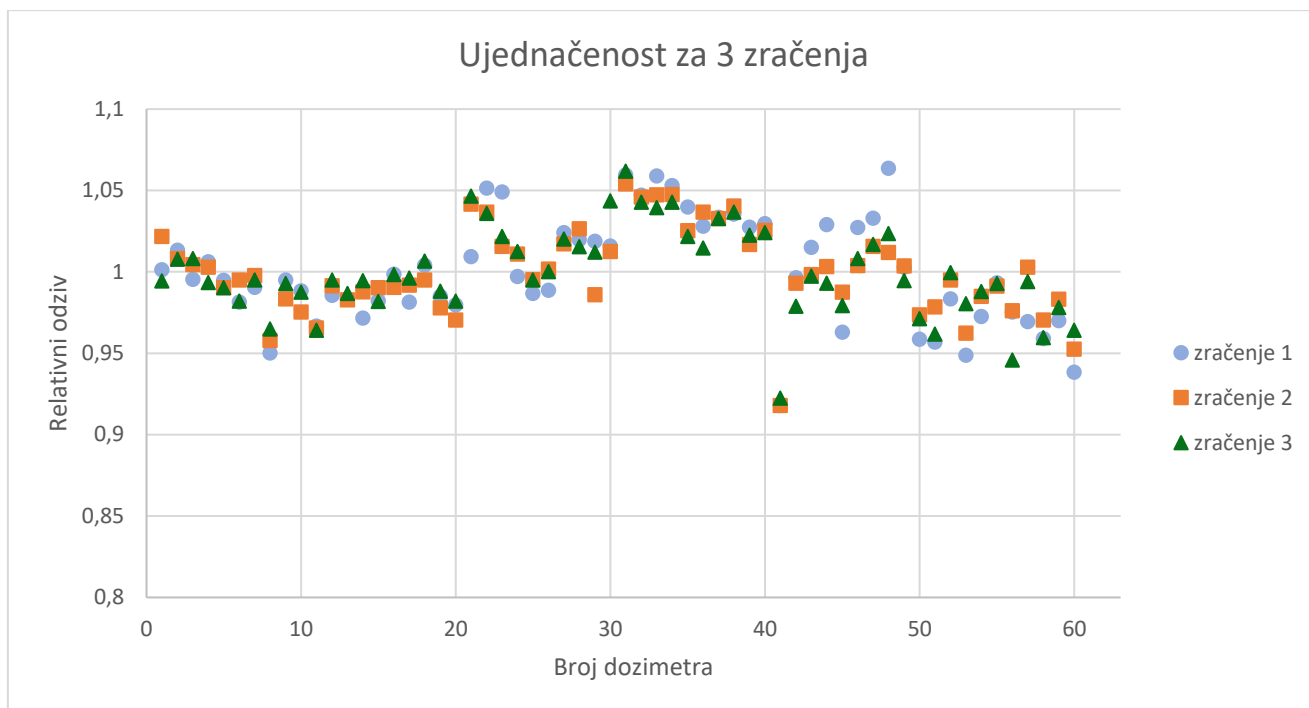
Slika 4.1 Ovisnost relativnog odziva svakog dozimetra za prvo zračenje



Slika 4.2 Ovisnost relativnog odziva svakog dozimetra za drugo zračenje



Slika 4.3 Ovisnost relativnog odziva svakog dozimetra za treće zračenje



Slika 4.4 Ovisnost relativnog odziva svakog dozimetra za sva tri zračenja

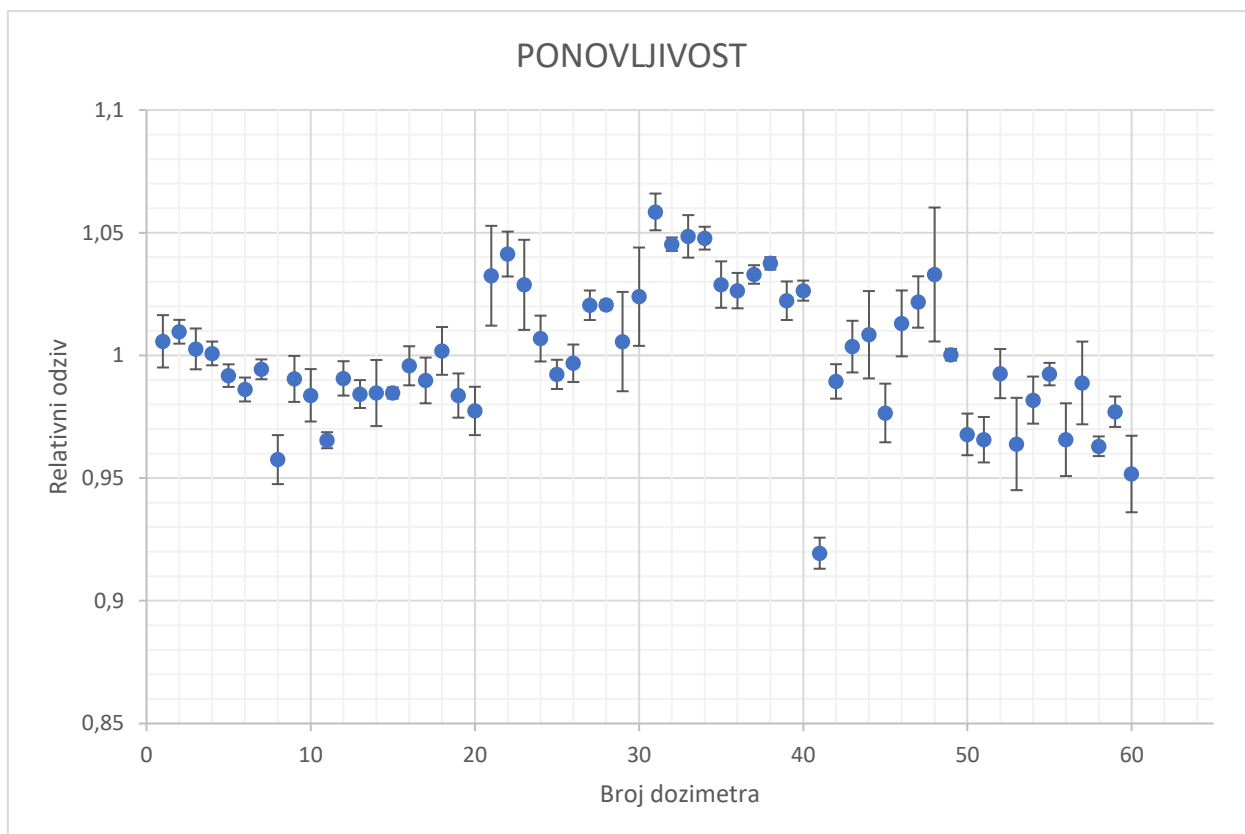
U tablici 4.1 prikazano je srednje rasipanje 10 očitavanja jednog dozimetra i rasipanje rezultata mjerenja za 60 dozimetara.

	Srednji koeficijent varijacije 1 dozimetra (%)	Koeficijent varijacije 60 dozimetara (%)	Koeficijent varijacije 42 dozimetara (%)
1. zračenje	0,19	3,3	1,8
2. zračenje	0,18	2,6	1,6
3. zračenje	0,19	2,7	2,0
srednja vrijednost	0,19	2,9	1,8

Tablica 4.1: Prikaz koeficijenta varijacije za 3 zračenja 60 dozimetara istom dozom. Prikazan je i koeficijent varijacije za 42 odabrana dozimetra koja su korištena za provjeru kutne ovisnosti.

Srednji koeficijent varijacije 60 dozimetra iznosi 2,9 %. Srednji koeficijent za 42 dozimetara (odabrani dozimetri korišteni za provjeru kutne ovisnosti) je očekivano manji i iznosi 1,8 %. Dobiveni rezultati su u skladu s očekivanjima tj. pokazuju zadovoljavajuće dobru ujednačenost korištenih dozimetara. Koeficijent varijacije za jedan dozimetar je puno manji (za red veličine) od koeficijenta varijacije 60 dozimetara i u nastavku se neće uzimati u obzir.

Da bi se provjerila ponovljivost, napravljena su tri zračenja s istom dozom (3 mGy). Nakon svakog mjerenja dozimetri su anilirani, kako bi se poništili RPL centri, te ponovno zračeni. Rezultati su normalizirani na srednju vrijednost mjerenja 60 dozimetara tj izračunat je relativni odziv. Na slici 4.5 prikazane su srednje vrijednosti relativnih odziva za tri zračenja za svaki dozimetar. Pogreške na grafu prikazuju standardnu devijaciju 3 mjerenja za svaki pojedini dozimetar. Srednji koeficijent varijacije za 60 dozimetara iznosi 0,92 %. Maksimalni koeficijent varijacije iznosi 2,72 % (dozimetar broj 48 s najvećom pogreškom). Iako se na prvi pogled čini da najveći koeficijent varijacije ima dozimetar broj 41 (jer najviše odudara od ostalih) njegov koeficijent varijacije iznosi 0.41%. Može se zaključiti da je njegova ponovljivost puno bolja u odnosu na dozimetar broj 48 koji ima maksimalni koeficijent varijacije. Dobiveni rezultat u skladu je s očekivanim vrijednostima i literaturom.

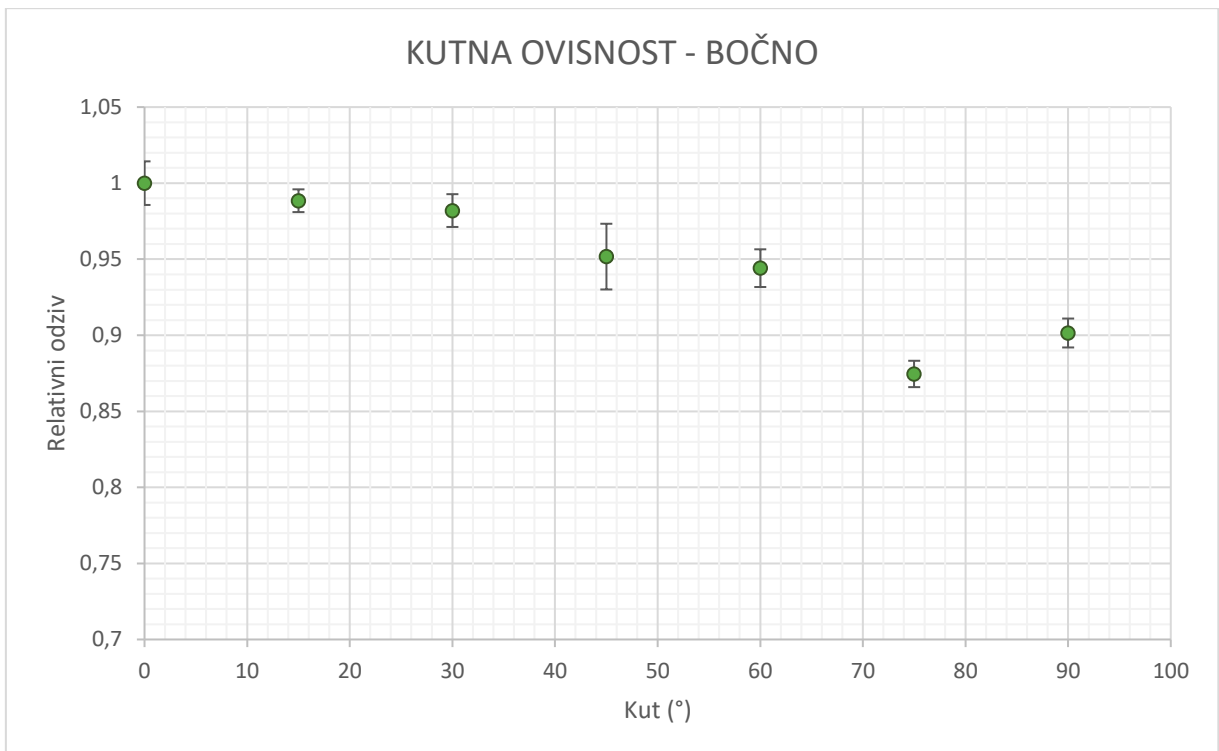


Slika 4.5 Ponovljivost za 60 dozimetara. Za svaki dozimetar prikazana je srednja vrijednost i standardna devijacija relativnog odziva za 3 zračenja istom dozom

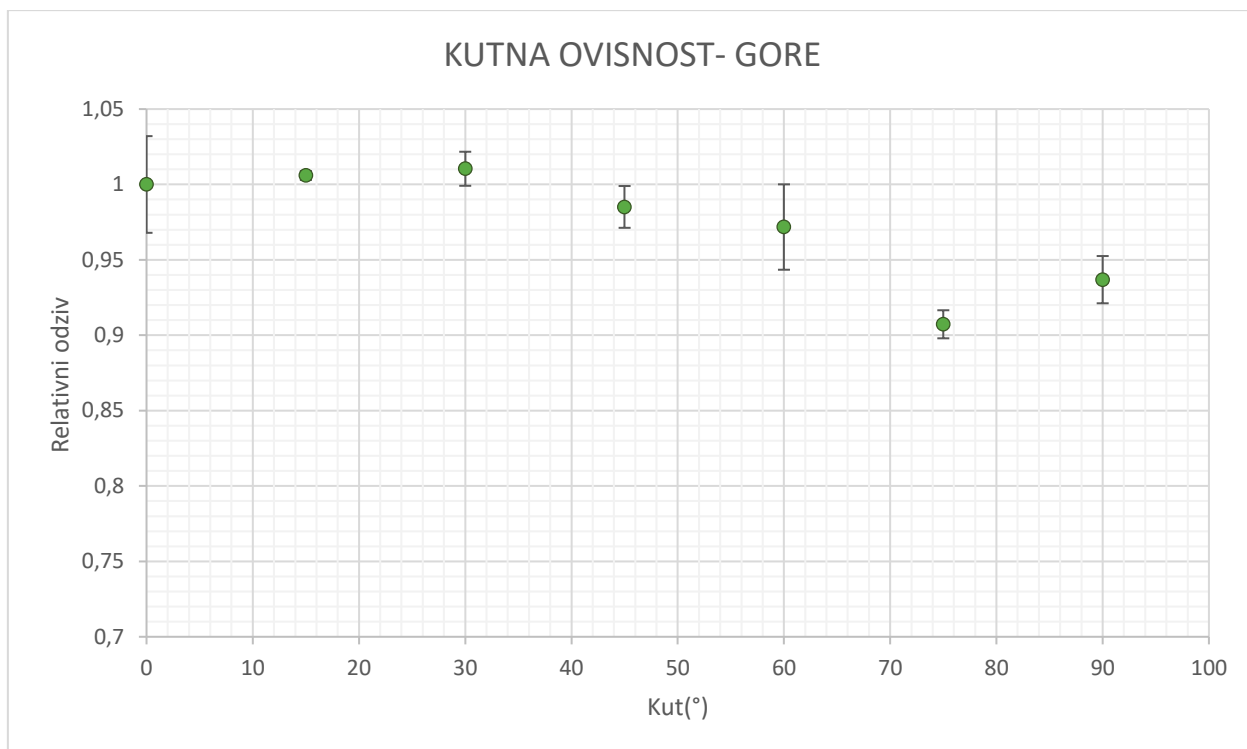
a. Kutna ovisnost

Na temelju rezultata za ponovljivost i ujednačenost odabrano je i korišteno 42 najboljih dozimetara (njihova ujednačenost prikazana je u tablici 4.1). Kutna ovisnost dozimetra GD-352M provjerena je na izvoru ^{60}Co i ^{137}Cs . Napravljena su mjerenja na kutevima 0, 15, 30, 45, 60, 75 i 90°. Za svaki kut doza je mjerena s 3 dozimetara, a kao konačna vrijednost uzet je prosjek ta tri mjerenja. Svi rezultati su normalizirani u odnosu na kut 0°. Pogreške na grafovima prikazuju standardnu devijaciju za tri dozimetra na istom kutu. Rezultati mjerenja na ^{137}Cs prikazani su na slikama 4.6 – 4.8 te tablici 4.2, a za ^{60}Co na slikama 4.9 - 4.11 te tablici 4.3.

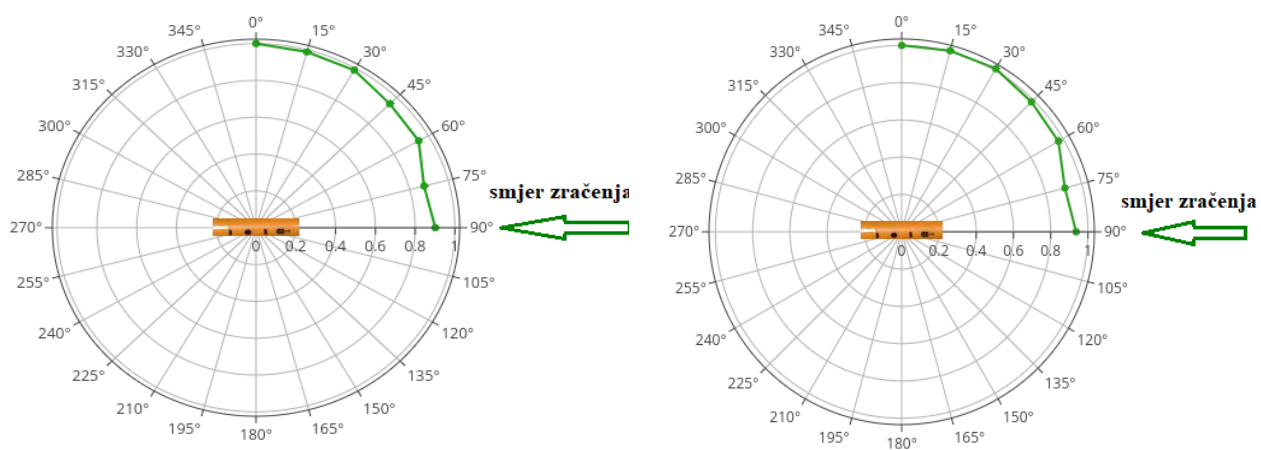
4.2.1 Mjerenje na ^{137}Cs



Slika 4.6 Kutna ovisnost za dozimetre stavljene bočno na kutiji od stiropora prilikom zračenja na izvoru ^{137}Cs



Slika 4.7 Kutna ovisnost za dozimetre stavljene na vrh kutije od stiropora prilikom zračenja na izvoru ^{137}Cs



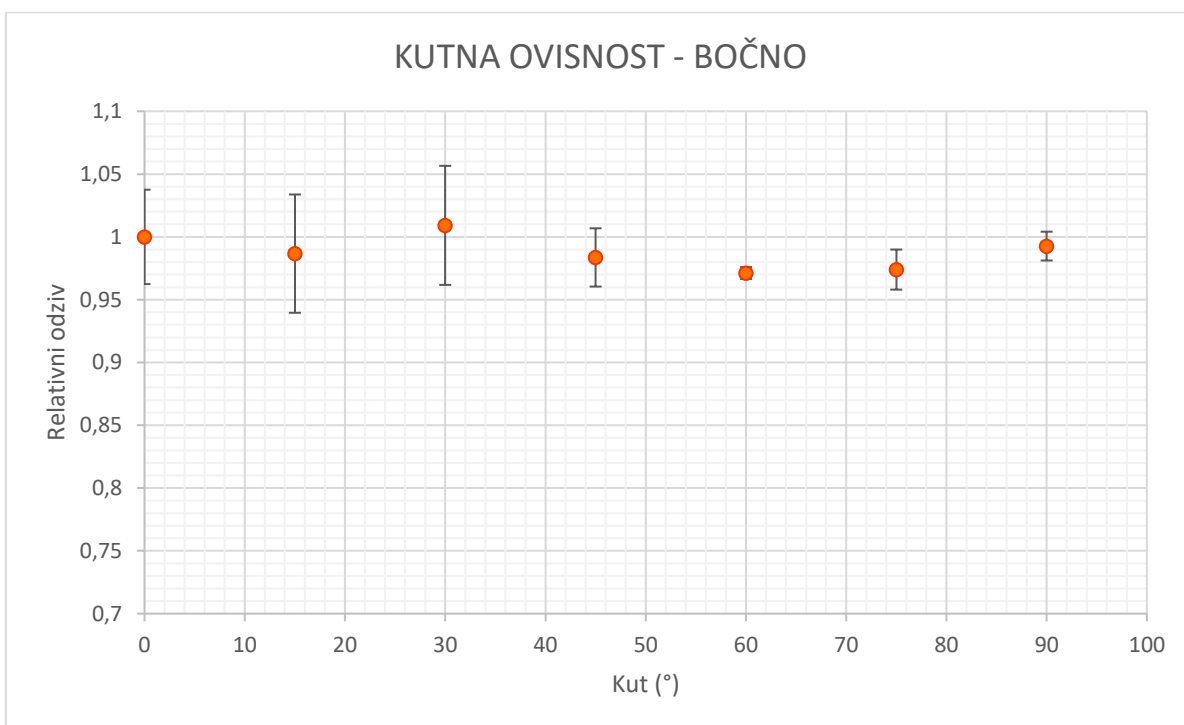
Slika 4.8 Prikaz mjerenja na različitim kutovima za ^{137}Cs . Na lijevoj slici su mjerenja na bočnoj strani, a na desnoj su mjerenja na gornjoj strani kutije. Zelenom krivuljom su povezane srednje normirane vrijednosti izmjerenih doza.

Kut (°)	Odstupanje srednje vrijednosti relativnog odziva u odnosu na kut 0° - bočno (%)	Odstupanje srednje vrijednosti relativnog odziva u odnosu na kut 0° - gore (%)	Koeficijent varijacije za 3 dozimetra - bočno (%)	Koeficijent varijacije za 3 dozimetra - gore (%)
0	-	-	1.4	3.2
15	1.2	0.6	0.8	0.3
30	1.8	1.0	1.1	1.1
45	4.8	1.5	2.2	1.4
60	5.6	2.8	1.2	2.8
75	12.5	9.3	0.9	0.9
90	9.6	6.3	1.0	1.6

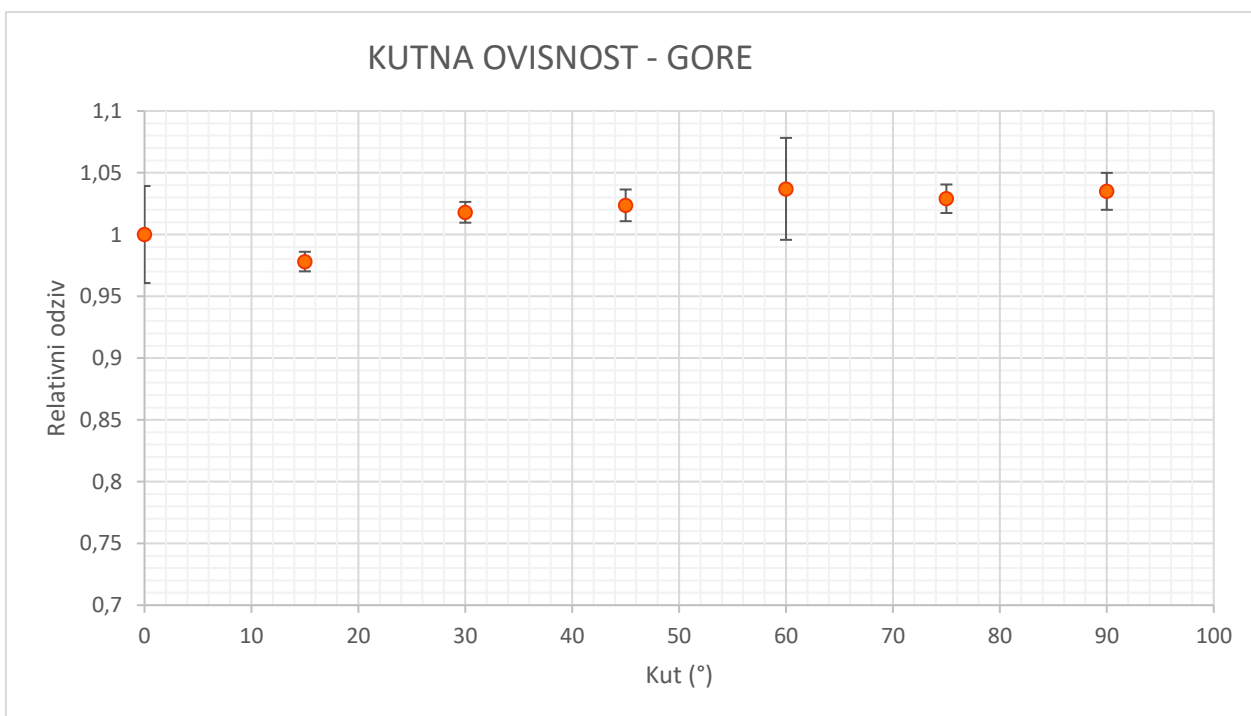
Tablica 4.2 Prikaz rezultata mjerenja za različite kutove prilikom zračenja na izvoru ^{137}Cs . Odstupanja su računata kao $1 - D_{kut}/D_0$

Na temelju dobivenih rezultata vidljivo je da relativni odziv dozimetara GD-352M opada s povećanjem kuta. Rezultati u tablici 4.2 pokazuju da se o kutnoj ovisnosti može govoriti samo za kuteve veće od 60°. Najveće odstupanje u odnosu na normalizaciju (kut 0°) pojavljuje se na kutu 75°. Za slučaj kada su dozimetri gore odstupanje iznosi 9,3 %, a kada su dozimetri postavljeni bočno 12,5% (tablica 4.2). Budući da su odstupanja među dozimetrima na istom kutu puno manja, reda veličine 1 % (tablica 4.2), ima smisla govoriti o kutnoj ovisnosti. Za kutove manje od 60° ne može se zaključiti da promjena kuta pod kojim zračenje pada na dozimetar utječe na izmjerenu vrijednost.

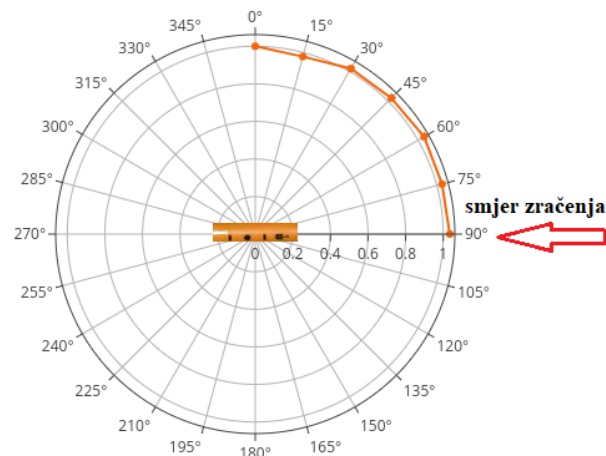
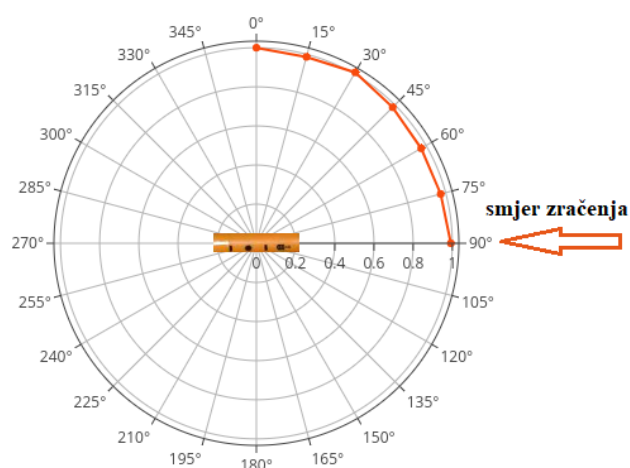
4.2.2 Mjerenje na ^{60}Co



Slika 4.9 Kutna ovisnost za dozimetre stavljene bočno na kutiji od stiropora prilikom zračenja na izvoru ^{60}Co



Slika 4.10 Kutna ovisnost za dozimetre stavljene na vrh kutije od stiropora prilikom zračenja na izvoru ^{60}Co



Slika 4.11 Prikaz mjerenja na različitim kutovima za ^{60}Co . Na lijevoj slici su mjerenja na bočnoj strani, a na desnoj su mjerenja na gornjoj strani kutije. Narančastom krivuljom povezane su srednje vrijednosti normiranih izmjerenih doza.

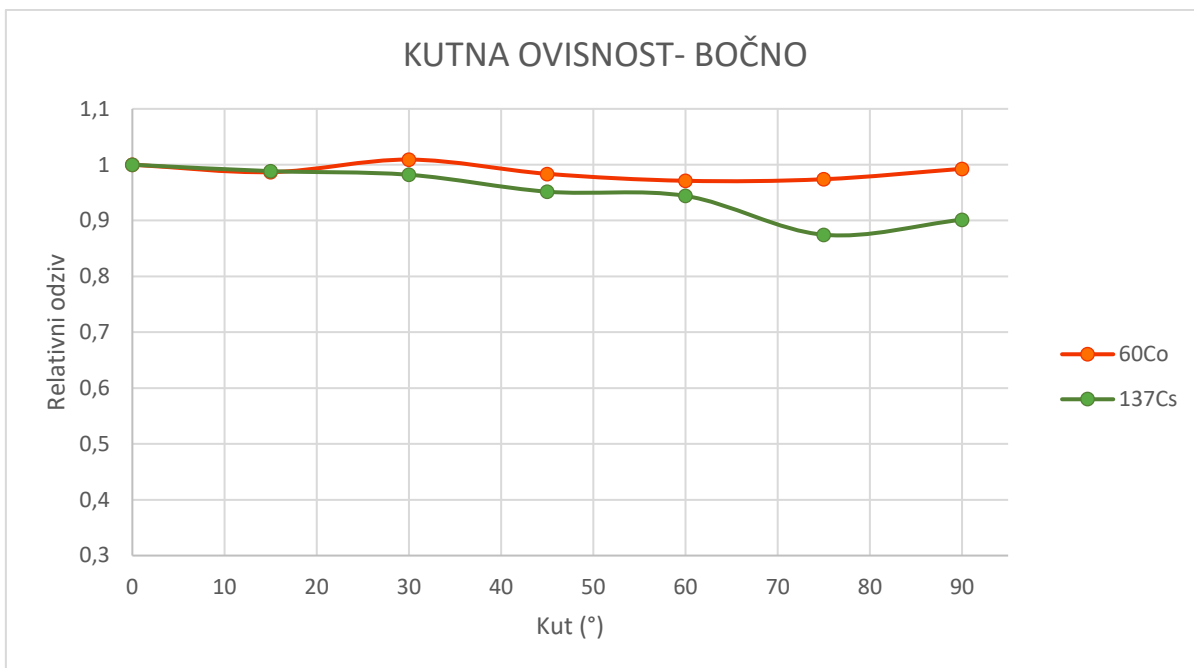
Kut (°)	Odstupanje bočno u odnosu na kut 0° (%)	Odstupanje gore u odnosu na kut 0° (%)	Koeficijent varijacije za tri dozimetra-bočno (%)	Koeficijent varijacije za tri dozimetra-gore (%)
0	-	-	3,8	3,9
15	1,3	2,2	4,7	0,8
30	-0,01	-1,8	4,7	0,8
45	1,6	-2,4	2,3	1,3
60	2,9	-3,7	0,5	4,1
75	2,6	-2,9	1,6	1,2
90	0,7	-3,5	1,2	1,5

Tablica 4.3 Prikaz rezultata mjerenja za različite kutove prilikom zračenja na izvoru ^{60}Co . Odstupanja su računata kao $1 - D_{kut}/D_0$

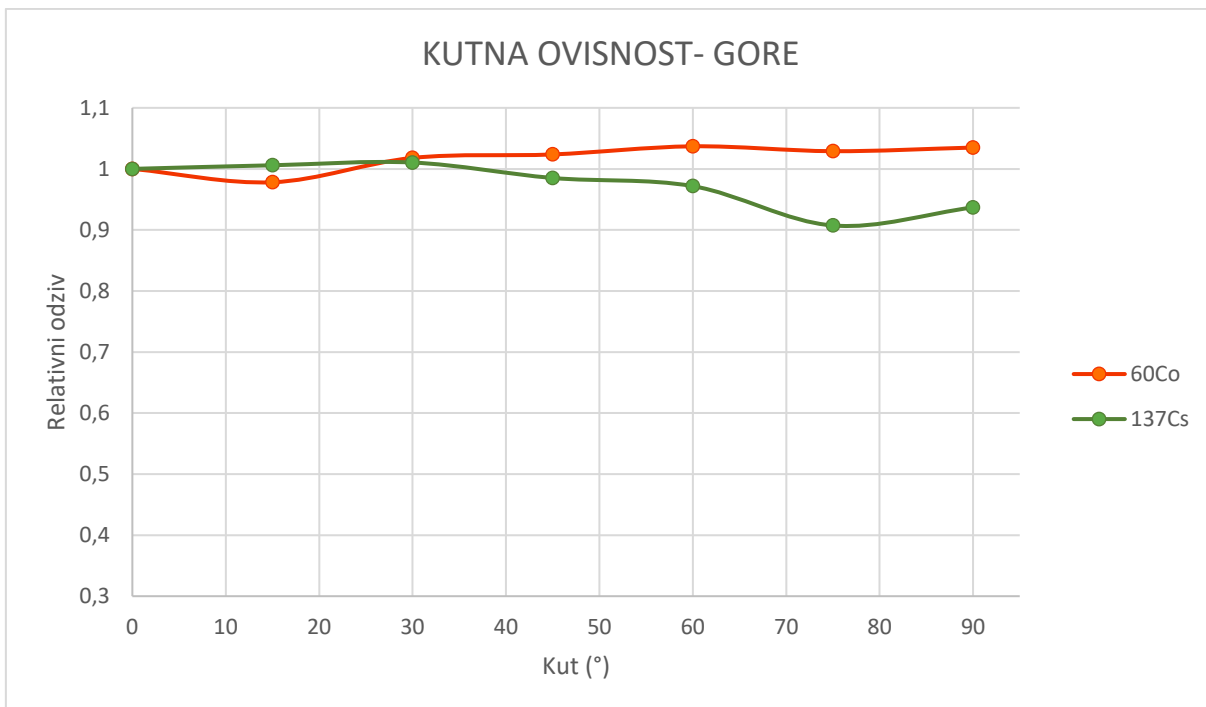
Rezultati dobivenim zračenjem na izvoru ^{60}Co ne pokazuju postojanje kutne ovisnosti. Vrijednosti prikazane u tablici 4.3 pokazuju da su razlike u dozi na različitim kutovima (stupci 2 i 3) usporedive s varijacijama između tri dozimetra na istom kutu (stupci 4 i 5) tako da se ne može zaključiti da postoji kutna ovisnost.

4.2.3 Usporedba

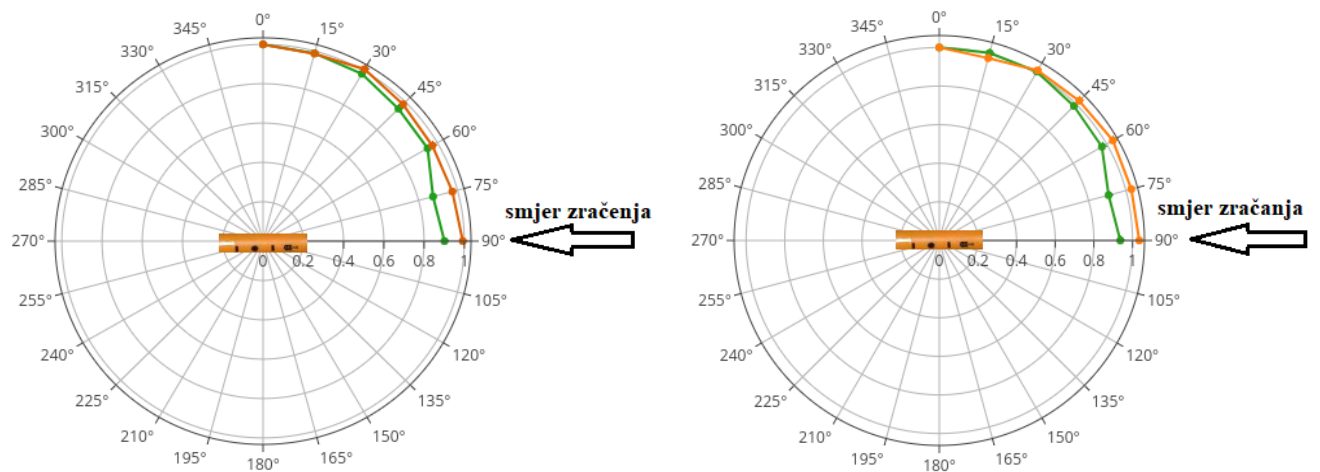
Na slikama 4.12 – 4.13 prikazana je usporedba rezultata na dva izvora.



Slika 4.12 Usporedba rezultata dobivenih za izvore zračenja ^{60}Co i ^{137}Cs kada su dozimetri bili smješteni na bočnoj strani kocke



Slika 4.13 Usporedba rezultata dobivenih za izvore zračenja ^{60}Co i ^{137}Cs kada su dozimetri bili smješteni na gornjoj strani kocke



Slika 4.14 Usporedba mjerenja na ^{137}Cs (zeleno krivulja) i ^{60}Co (narančasta krivulja). Lijevo dozimetri na bočnoj strani, desno dozimetri gore

Razlika između dva korištena izvora je u energiji njihovih gama fotona (1,25 MeV za ^{60}Co i 0,661 MeV za ^{137}Cs). U istom materijalu, atenuacija će biti veća za fotone niže energije tj. za izvor ^{137}Cs .

RPL dozimetri GD-352M nisu sferno simetrični. Stakleni detektori su u obliku štapića pri čemu se mjerno područje nalazi bliže jednom kraju. Plastični držač, u koji se u meću detektori, sadrži tanki kositreni filter da bi atenuirao upadni snop te tako korigirao energijsku ovisnost tj. smanjio povećani relativni odziv na niskim energijama. Filter se nalazi samo u plaštu plastičnog cilindričnog držača pri čemu je izostavljen uski dio oko mjerne točke detektora (slika 3.2). Atenuacija fotona ovisi o debljini filtera kroz koju prolazi zračenje. Mijenjanjem kuta između dozimetra i upadnog zračenja mijenja se efektivna debljina. Prema oznakama kuta na slici 4.8, povećanjem kuta efektivna debljina filtera se povećava pa se izmjerena doza smanjuje i najmanja je za kut 75° . Za kut 90° nema atenuacije u filteru budući da na poklopcu i bazi plastičnog držača nema filtera kao što je vidljivo na slici 3.2. No, za 90° , zračenje prolazi najveći put u staklu detektora i plastičnom poklopcu pa je odziv ipak manji nego na 0° . To je u skladu s do sada objavljenim rezultatima za RPL dozimetar GD-302M prikazanim u tablici 4.4. GD-302M, u odnosu na GD-352M, nema kositreni filter. Zakretanjem dozimetra povećava se atenuacija u plastici i staklu pa se odziv smanjuje.

U tablici 4.4 prikazani su rezultati za kutnu ovisnost GD-352M i GD-302M RPL dozimetara pronađenih u literaturi. S obzirom na energiju zračenja, rezultati dobiveni u

ovom radu za zračenje sa izvorom ^{137}Cs mogu se najbolje usporediti s rezultatima u radu [14]. Dobivene vrijednosti smanjenja odziva od 9,3% i 12,6% na $60^\circ - 75^\circ$ u skladu su s rezultatima objavljenim u radu [14]. No, u radu [14] dozimetri su postavljeni na fantom i on se zakretao, dok su u ovom radu zračeni u zraku (tj. kocki od stiropora) pa nije bilo utjecaja raspršenog zračenja od fantoma. Za kut 90° je doprinos fotona raspšenih na fantomu najveći i stoga je u radu [14] izmjereno povećanje odziva. U ovom radu dozimetri su zračeni u zraku pa je doprinos raspršenog zračenja zanemariv. Za kut 90° uočeno je samo malo smanjenje odziva koje se može objasniti atenuacijom u staklu i plastici. Za ^{60}Co nismo pronašli radove za kutnu ovisnost GD-352M.

Izvor	Vrsta dozimetra	Izvor / energija	Fantom	Odstupanje u odnosu na kut 0°
[20]	GD-302M	^{137}Cs ili ^{60}Co	Zračeno u zraku?, $-90^\circ - 90^\circ$	Smanjenje do 14% na 90°
[21]	GD-302M	LINAC / 6MV	Dozimetri su u sfernom PMMA fantomu, $0 - 90^\circ$	Smanjenje do 9% na 90°
[22]	GD-302M	^{60}Co / 1,25 MeV	Zračeno u zraku?, $-90^\circ - 90^\circ$	Smanjenje do 16% na 90°
[23]	GD-302M	^{60}Co / 1,25 MeV	Zračeno u zraku?, $-80^\circ - 80^\circ$	Smanjenje do 7% na 80°
[24]	GD-302M	LINAC / 4MV	U sfernom fantomu, $0 - 75^\circ$	Smanjenje do 1% na 80°
[25]	GD-352M	X-zračenje 75kVp, 25mA, 0.1mm Cu filter	Zračeno u zraku, $0 - 90^\circ$	Smanjenje do 38% ($50^\circ - 70^\circ$) Povećanje do 50% ($80^\circ - 90^\circ$)
[14]	GD-352M	X-zračenje / kvaliteta N-60, srednja energija 48 keV	Na cilindričnom fantomu za dozimetriju očne leće, $0 - 90^\circ$	Smanjenje do 26% ($60^\circ - 75^\circ$) Povećanje 3puta na 90°
[14]	GD-352M	^{137}Cs / 661 keV	Na cilindričnom fantomu za dozimetriju očne leće, $0 - 90^\circ$	Smanjenje < 10% ($60^\circ - 75^\circ$) Povećanje 11% na 90°

Tablica 4.4 Pregled objavljenih podataka o kutnoj ovisnosti RPL dozimetara GD-302M i GD-352M za različite energije fotonskog zračenja

5 Zaključak

U ovom radu mjerena je kutna ovisnost radiofotoluminescentnih (RPL) dozimetra za dvije energije fotonskog zračenja. Za eksperiment su se koristili RPL dozimetri GD-352M. GD-352M imaju kositreni filter koji kompenzira povećani odziv na energijama nižim od oko 100 keV i zato su pogodni za mjerenja u dijagnostičkoj radiologiji te za mjerenja doza izvan ciljnog volumena u radioterapiji. Za pravilnu upotrebu potrebno je znati postoji li kutna ovisnost.

Dozimetri su zračeni u zraku na izvorima gama zračenja ^{60}Co i ^{137}Cs . Energije gama fotona ^{60}Co i ^{137}Cs iznose 1,25 MeV i 0,661 MeV. Osim kutne ovisnosti provjerene su ujednačenost i reproducibilnost korištenih dozimetara. Za mjerenje ujednačenosti i reproducibilnosti korišteno je 60 RPL dozimetara. Svi dozimetri zračeni su istovremeno u homogenom polju fotona iz izvora ^{137}Cs . Za reproducibilnost svaki dozimeter zračen je tri puta. Dobiveni koeficijent varijacije za ujednačenost iznosi 2,9%, a za ponovljivost 0,9%. Oba rezultata su u skladu s literaturom i s očekivanjima. Na temelju dobivenih rezultata za ujednačenost i ponovljivosti 60 dozimetara, odabrani su najbolji dozimetri (njih 42 - njihova ujednačenost iznosi 1.8%) koji su korišteni za provjeru kutne ovisnosti.

Za mjerenje kutne ovisnosti doza je za svaki kut mjerena s 3 dozimetara, a kao konačna vrijednost uzet je prosjek ta tri mjerenja (srednji koeficijent varijacije je 1,42% za ^{137}Cs i 2,31% za ^{60}Co). Za svaki izvor, dozimetri su mjereni u dvije ravnine na kutevima 0° - 90° . Za fotone niže energije (izvor ^{137}Cs) rezultati ukazuju na postojanje kutne ovisnosti na kutevima većim od 60° , jer je za njih odstupanje veće od koeficijenta varijacije dozimetara. Najveće smanjenje odziva u odnosu na normalizaciju (kut 0°) pojavljuje se na kutu 75° . Za jednu ravninu zakretanja dozimetara odstupanje iznosi 9,3%, a za drugu 12,5%. Smanjenje se može objasniti povećanom atenuacijom u kositrenom filteru. Za zračenja na energiji 1,25 MeV izvora ^{60}Co promjena odziva u odnosu na 0° bila je usporediva s varijacijama unutar dozimetara koji su mjereni na istom kutu pa se ne može zaključiti da postoji kutna ovisnost. Zbog veće energije fotona ^{60}Co i očekivali smo da za ova mjerenja utjecaj atenuacije bude manji nego u mjerenjima na energiji 0,661 MeV izvora ^{137}Cs .

Idući korak će biti provjera kutne ovisnosti na nižim fotonskim energijama, gdje se očekuje veća atenuacija u kositru. Isto tako, provjerila bi se ovisnost u fantomu i na povr-

šini fantoma – situacijama koje su slične uvjetima u medicini (pri mjerenju površinskih doza i doza u organima čovjeku sličnih fantoma).

6 Metodički dio

6.1 Istraživački usmjerena nastava fizike

Metodika nastave fizike u suvremenu nastavu fizike uvodi istraživački pristup s ciljem poticanja intelektualnog razvoja i znanstvenog zaključivanja učenika kao i lakšeg prepoznavanja i utjecanja na njihove konceptualne i matematičko-logičke poteškoće u učenju fizike, prepoznate kao problem u nizu prethodnih generacija učenika. Kontinuirano se razvijaju i evaluiraju nove nastavne metode kao odgovor na rastuću potrebu društva za učinkovitijom provedbom nastave fizike. Dodatno, provedbom istraživački usmjerene nastave fizike potiče se veći interes i motivacija učenika za znanost općenito. Suprotno klasičnom, predavačkom pristupu, kod istraživački usmjerene nastave naglasak se stavlja na razvijanje prijeko potrebnih sposobnosti poput kritičkog razmišljanja, znanstvenog zaključivanja, eksperimentalnih vještina itd. Tijekom nastave učenici se suočavaju s novim problemima koje samostalno ili grupno istražuju, razmatraju i analiziraju. Nastavnik pitanjima navodi učenike na diskusiju te ih vodi u razmišljanju i zaključivanju. Ovakvim pristupom radu nastavnik izbjegava problem isključivo deklarativnog znanja, koje učenici nisu sposobni samostalno primijeniti u realnim situacijama i problemima. Uz vođenje nastavnika, učenici samostalno korigiraju vlastiti tok misli i ispravljaju svoje pogreške.

Pored istraživačke komponente bitno je istaknuti i važnost interaktivnosti u suvremenoj nastavi fizike. Kako bi nastavu učinili razumljivijom i zanimljivijom, suvremeni nastavnici koriste brojne interaktivne nastavne metode, kao što su kooperativno rješavanje zadataka u grupi, konceptualna pitanja s karticama, provođenje istraživanja pomoću računalnih simulacija itd. Izazov nastavnika je postići maksimalnu efikasnost primjene interaktivnih metoda, pažljivo voditi učenike u razmišljanju i tražiti od njih kontinuirano aktivno sudjelovanje.

Priprema za sat istraživački usmjerene nastave fizike sastoji se od tri cjeline. Uvodni dio sata pred učenike stavlja novi problem, gdje se oni upoznaju s do sada nepoznatom pojavom, budi se interes učenika, a nastavnik dobiva uvid u postojeće shvaćanje novog koncepta ili pojave od strane učenika. Središnji dio sata predviđen je za vođeno istraživanje nove pojave. Učenici predlažu pokuse, testiraju hipoteze i analiziraju rezultate. Teme- ljem dobivenih rezultata konstruira se model nove pojave. Dobiveni model primjenjuje se i

testira u završnom dijelu sata, kada učenici primjenjuju svoje znanje na nove primjere te pritom produbljuju razumijevanje konstruiranog modela.

Za metodički dio ovog diplomskog rada odabrana je tema *Zakon radioaktivnog raspada*. Radioaktivni raspad je proces u kojem se atomska jezgra raspada spontano bez vanjskog utjecaja. Proučavanje radioaktivnosti započeto je 1896 g. kada je H. Becquerel otkrio radioaktivnost uranovih soli. Nakon ovog otkrića slijede intenzivna istraživanja radioaktivnosti. M. Curie Sklodowska i P. Curie otkrili su 1897. godine da element torij zrači iste zrake. Ovo je bilo važno otkriće zbog toga što se do tada smatralo da je ovakvo zračenje karakteristično isključivo za uran. Oni su ovo zračenje nazvali radioaktivnim zračenjem. E. Rutherford 1899. godine otkriva da uzorak urana emitira dvije različite zrake. Nazvao ih je α i β zrakama. P. Villard 1900. godine otkriva i treću vrstu zračenja koju naziva γ zrakama [27].

Otkriće radioaktivnosti i njene primjene u nuklearnoj fizici imali su veliki utjecaj na čovječanstvo općenito. Neki od tih utjecaja, poput primjene radioaktivnih tvari u medicini za liječenje, su bili na dobrobit čovječanstvu, dok su neki, poput atomske bombe, imali katastrofalne učinke. U svakom slučaju, unutar društva postoje različita razmišljanja i predrasude u vezi nuklearne fizike i njene primjene. Smatram kako je upravo iz ovih razloga vrlo bitno učenike upoznati s osnovnim činjenicama i zakonima nuklearne fizike kako bi u budućnosti svoja mišljenja i zaključke mogli temeljiti na njima

6.2 Nastavna priprema

Nastavna jedinica Zakon radioaktivnog raspada obrađuje se u četvrtom razredu prirodoslovno-matematičke gimnazije i za nju je predviđen jedan školski sat. U četvrtom razredu gimnazije učenici se susreću s gradivom moderne fizike. Između ostalog upoznaju se i s razvojem ideje o atomu. Proučavajući razne modele atoma učenici bi se trebali upoznati s temeljnom građom atoma. Neposredno prije nastavne jedinice „Zakon radioaktivnog zračenja“ učenici obrađuju radioaktivne raspade (α , β i γ raspad). Osim navedenog gradiva fizike, postoji i korelacija s kemijom i matematikom. Kako je predložena priprema pisana za učenike četvrtih razreda gimnazije pretpostavlja se da interes za ovo gradivo već postoji, inspiriran popularnom kulturom.

U uvodnom dijelu sata učenici upoznaju novu pojavu i rade pokus u grupama. Cilj ovoga pokusa je navesti učenike da sami dođu do zaključka što je vrijeme poluraspada, kao ključno obilježje radioaktivnog raspada. Središnji dio sata započinje istraživačkim pitanjem: „Kako matematički opisati radioaktivni raspad?“. Cilj je ovoga pitanja potaknuti učenike na kvantitativno istraživanje i razmišljanje o tome kako bi matematički opisali pokus koji su vidjeli u uvodnom djelu sata. Uz pomoć računalne simulacije, koja prikazuje kako se broj radioaktivnih jezgri smanjuje u ovisnosti o vremenu, učenici sami dolaze do matematičkog izraza za zakon radioaktivnog raspada. U završnom dijelu sata učenici primjenjuju znanje stečeno na satu za objašnjenje radioaktivnog datiranja. Cilj je da učenici razumiju osnovni princip radioaktivnog datiranja te da uz pomoć simulacije odrede starost raznih organizama u slojevima Zemlje.

Nastavne metode predviđene za ovaj sat su demonstracija pokusa, učeničko izvođenje pokusa/mjerenja u skupinama i metoda razgovora/usmjerena rasprava.

Odgojni i obrazovni ishodi predstavljaju očekivane vještine, znanja i sposobnosti te stavove i vrijednosti koje učenici stječu i koje mogu pokazati nakon uspješno obrađene teme. Obrazovni ishodi, odnosno učenička postignuća, za ovu nastavnu jedinicu su:

- ~ Opisati pojavu radioaktivnog raspada
- ~ Matematički opisati zakon radioaktivnog raspada
- ~ Definirati vrijeme poluraspada i konstantu raspada λ
- ~ Matematički opisati aktivnost radioaktivnog uzorka
- ~ Objasniti radioaktivno datiranje
- ~ Primijeniti zakon radioaktivnog raspada i pripadne pojmove
- ~ Razvijati sposobnosti usmenog i pismenog izražavanja
- ~ Razvijati formiranje mišljenja na temelju činjenica
- ~ Razvijati znanstveno zaključivanje
- ~ Razvijati komunikacijske vještine

Odgojni ishodi, odnosno vrijednosti koje će učenici usvajati tokom sata:

- ~ Uvažavati tuđe i izražavati vlastito mišljenje
- ~ Razvijati kooperativnost pri radu u skupini
- ~ Razvijati uljudnost
- ~ Razvijati interes za znanost

- ~ Poticati radoznalost i motivaciju za učenje

Pribor koji je potreban za izvođenje ove nastavne jedinice su M&M bomboni, kutijice, računalo i projektor.

6.2.1 Tijek nastavnog sata

- ~ **UVODNI PROBLEM: Ako imamo veliku količinu radioaktivnog otpada, kako možemo znati nakon koliko će se vremena on razgraditi?**

Pomoću razredne rasprave odgovaramo na pitanje. Rasprava se vodi o tome kako uopće nastaje radioaktivni otpad, kako se odlaže i učenici daju svoje pretpostavke o tome kako bi mogli znati nakon koliko vremena će se radioaktivni otpad razgraditi.

- ~ **Kako znamo da je nešto radioaktivno? Znete li možda primjer nekih predmeta iz svakodnevnog života koji su radioaktivni?**

Radioaktivnost se mjeri uređajima za mjerenje radioaktivnosti. Očekujem različite ideje za radioaktivne predmete.

Geiger-Müllerov brojač je uređaj koji mjeri radioaktivnost (video [31]) U videu je prikazan pokus s prolaznicima na ulici koji su morali poredati obične svakodnevne stvari po radioaktivnosti. Nakon toga ispitivač je Geiger-Müllerovim brojačem izmjerio radioaktivnost svakog predmeta.

Gledanje ovog videa u razredu je zamišljeno tako da učenici aktivno sudjeluju. U prvom dijelu oni bi isto dali pretpostavke o tome što misle kako treba poredati predmete s obzirom na radioaktivnost, a zatim bi pogledali ostatak videa kako bi vidjeli jesu li bili u pravu.

- ~ **Što biste rekli, što je radioaktivni raspad? Kakva jezgra mora biti da bi došlo do radioaktivnog raspada?**

Radioaktivni raspad je raspad u kojem dolazi do spontane promjene nestabilne atomske jezgre.

- ~ **Pokus s bombonima: bomboni predstavljaju radioaktivne jezgre. Označena strana bombona predstavlja raspadnutu jezgru, a neoznačena strana predstavlja neraspadnutu jezgru**

Učenici se podijele u grupe. Svaka grupa dobije kutiju s bombonima. Pobroje se bomboni i stave u kutiju. Kutija se lagano protrese. Oni bomboni koji su se okrenuli na označenu stranu (raspadnute jezgre) se izvade van.

~ **Koliko bombona se otprilike raspalo?**

Otprilike pola.

~ **Ponovimo pokus. Koliko se sad bombona raspalo?**

Pola od bombona koji su u kutiji.

~ **Ako izvadimo „raspadnute“ bombone i ponovo protresemo kutiju, što očekujete?**

Ponovno će se „raspasti“ otprilike pola bombona koje smo protresli u kutiji.

~ **Da li znamo unaprijed koji bomboni će se raspasti? Što možemo zaključiti?**

Ne, bomboni se „raspadaju“ nasumično. Možemo zaključiti da je radioaktivni raspad nasumičan i ne može se znati točno koja će se jezgra u nekom trenutku raspasti. Može se jedino predvidjeti statističko ponašanje čitavog uzorka.

~ **Vrijeme u kojemu se raspadne polovica od početnog broja jezgri naziva se vremenom poluraspada i ono je karakteristično za svaki radioaktivni element.**

Primjeri vremena poluraspada za neke jezgre [30]:

-⁸Be-10⁻¹⁶ s

- ⁶⁰Co- 5,27 godina

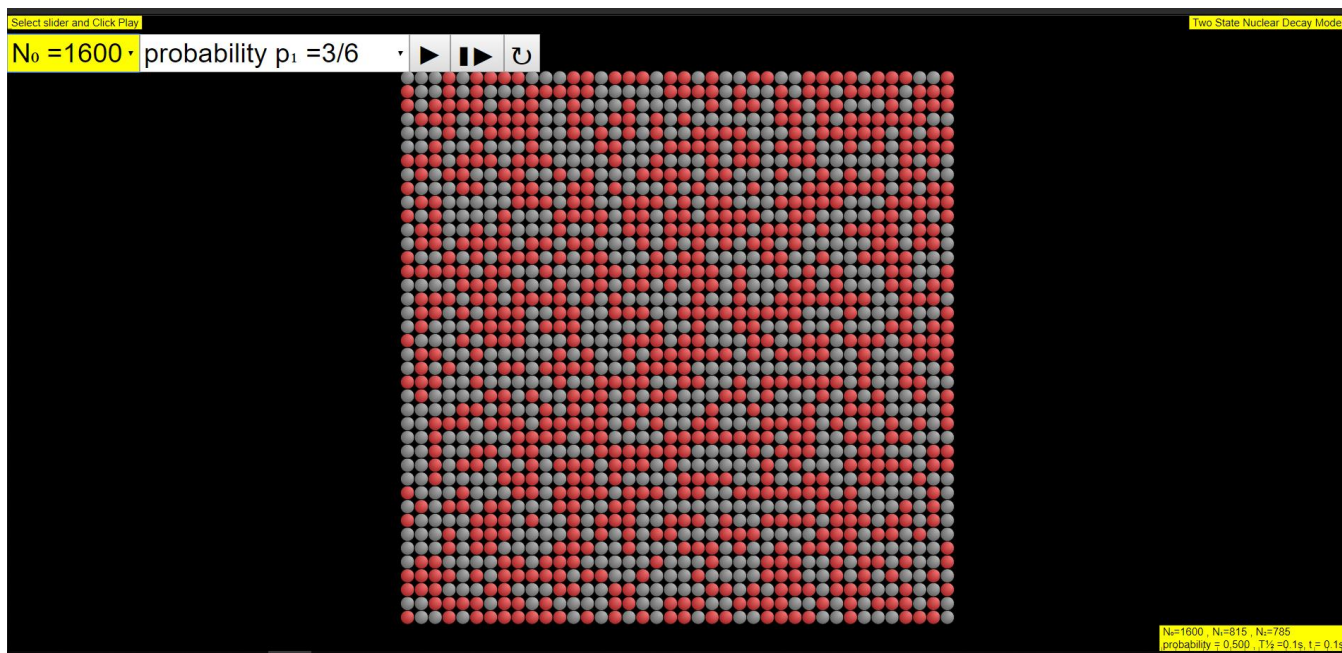
-¹³⁷Cs-30,07 godina

-²⁰⁴Pb-1,4*10¹⁷ godina

~ **ISTRAŽIVAČKO PITANJE: Kako matematički opisati radioaktivni raspad?**

~ **Uvodimo naslov: Zakon radioaktivnog raspada**

~ **Simulacija**



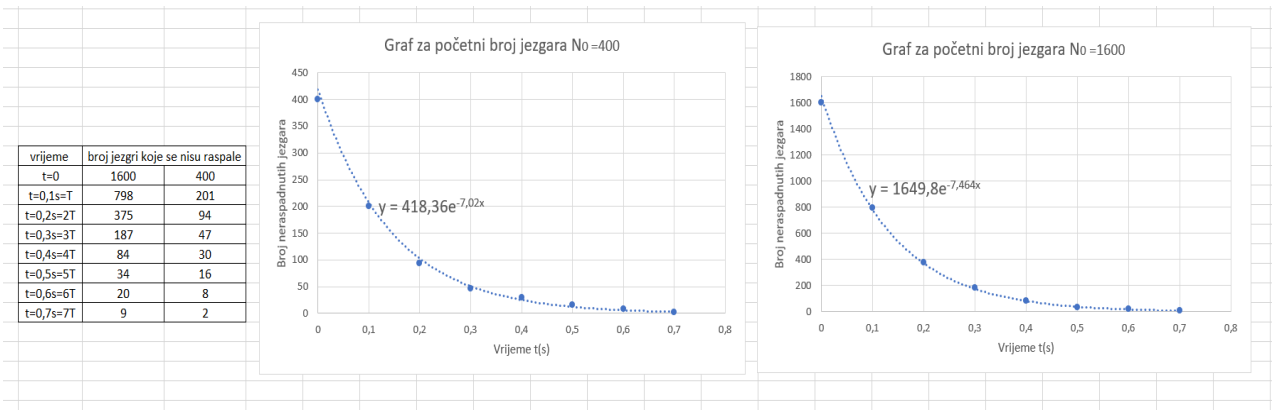
Slika 6.1 Simulacija radioaktivnog raspada [32]

Na simulaciji se odredi početni broj jezgara (u slučaju na Slici 6.1 $N_0=1600$) i vrijeme poluraspada (u slučaju na Slici 6.1 $T=0.1$ s). Promatra se kako se jezgre raspadaju u vremenu. Nakon svakog vremenskog perioda učenici zapisuju broj jezgara koje se nisu raspale i rezultate zapisuju u tablicu (Tablica 6.1). Ideja je da se napravi nekoliko mjerenja za bar dva različita početna broja jezgara.

vrijeme	broj jezgri koje se nisu raspale	
	N_1	N_2
t=0	1600	400
t=0,1s=T	777	201
t=0,2s=2T	378	94
t=0,3s=3T	195	47
t=0,4s=4T	101	30
t=0,5s=5T	62	16
t=0,6s=6T	33	8
t=0,7s=7T	19	2

Tablica 6.1 Tablica koju ispunjavamo na računaru za vrijeme simulacije. Mjerenja su napravljena za početne brojeve jezgara $N_0=1600$ i $N_0=400$

~ Nakon simulacije crtamo graf ovisnosti broja neraspadnutih jezgara i vremena t .



Slika 6.2 Grafovi dobiveni na temelju ueničkih opažanja (desno $N_0=1600$, lijevo $N_0=400$). Korišteni program je Microsoft office Excell.

~ Što primjećujete? Kakva je ovisnost?

Dobivena ovisnost je eksponencijalna. Broj ispred eksponencijalnog člana je približno jednak broju početnih jezgara N_0 . Član x u eksponentu jednak je vremenu t

~ Kako bi uz pomoć tablice (tablica 6.1) napisali općenite izraze za vrijeme i za ovisnost ne raspadnutih jezgri o početnom broju jezgri?

$$t = n \cdot T \tag{6.1}$$

~ Pogledajmo kako ovaj dobiveni izraz iz eksperimenta možemo teorijski izvesti.

~ Što mislite čemu je proporcionalna promjena broja čestica ΔN (broj raspadnutih jezgri) u nekom vremenu Δt ?

Umnošku broja čestica i vremena Δt

$$\Delta N \sim - N \cdot \Delta t \tag{6.2}$$

~ Zašto minus?

Jer se broj čestica smanjuje

~ Koeficijent proporcionalnosti je konstanta raspada λ . Konstanta raspada ima različite vrijednosti za različite elemente. Mjerna jedinica je s^{-1} i ona karakterizira brzinu raspada. Što je konstanta raspada veća, veća je i brzina raspada jezgre.

Primjer za neke elemente:

$${}^8\text{Li } \lambda = 0,825 \text{ s}^{-1}$$

$${}^{14}\text{C } \lambda = 3,83 \cdot 10^{-12} \text{ s}^{-1}$$

- ~ **Kako biste sada iz gornjeg izraza napisali čemu je jednak omjer broja raspadnutih čestica i broja čestica?**

$$\frac{\Delta N}{N} = -\lambda \cdot \Delta t \quad (6.3)$$

- ~ **Što dobivamo integracijom ovog izraza?**

$$\frac{dN}{N} = -\lambda \cdot dt \quad (6.4)$$

$$\int_{N_0}^N \frac{dN}{N} = -\lambda \int_0^t dt \quad (6.5)$$

$$\ln \frac{N}{N_0} = -\lambda \cdot t \quad (6.6)$$

$$N = N_0 \cdot e^{-\lambda t} \quad (6.7)$$

- ~ **Kako biste sada riječima opisali zakon radioaktivnog raspada?**

Zakon radioaktivnog raspada je eksponencijalni proces, broj neraspadnutih jezgara se s protjecanjem vremena eksponencijalno smanjuje.

- ~ **Ispunite sljedeću tablicu očekivanog broja neraspadnutih jezgara za $N_0 = 16$. Ovisnost napišite preko potencija broja 2.**

Početni broj jezgara	$N_0=16$			
vrijeme (s)	$t=0$	$t=T$	$t=2T$	$t=3T$
Broj jezgara koje se nisu raspale	16	8	4	2
Ovisnost	$N_0 = N_0 \cdot 2^0$	$\frac{N_0}{2} = N_0 \cdot 2^{-1}$	$\frac{N_0}{4} = N_0 \cdot 2^{-2}$	$\frac{N_0}{8} = N_0 \cdot 2^{-3}$

Tablica 6.2 Tablica očekivanog broja neraspadnutih jezgara za $N_0 = 16$ koju učenici moraju ispuniti

~ **Zakon radioaktivnog raspada možemo izraziti i na sljedeći način:**

$$N = N_0 \cdot 2^{-\frac{t}{T}} \quad (6.8)$$

~ **Kako biste izrazili λ preko ove formule i formule koju smo dobili iz simulacije?**

$$\lambda = \frac{\ln 2}{T} \quad (6.9)$$

~ **Broj raspada u jedinici vremena nazivamo aktivnošću radioaktivnog izvora i mjerimo u bekerelima (Bq):**

$$A = \left| \frac{\Delta N}{\Delta t} \right| \quad (6.10)$$

~ **Čemu je jednak ΔN ?**

$$A = \left| \frac{-\lambda N \Delta t}{\Delta t} \right| = \lambda N \quad (6.11)$$

~ **Što dobivamo ako umjesto N uvrstimo zakon radioaktivnog raspada?**

$$A = \lambda N_0 \cdot e^{-\lambda t} \quad (6.12)$$

~ **Ako umnožak λN_0 nazovemo početnom aktivnosti A_0 , što dobivamo?**

$$A = A_0 \cdot e^{-\lambda t} \quad (6.13)$$

~ **Kako biste sada opisali aktivnost uzorka u vremenu?**

Aktivnost radioaktivnog uzorka se smanjuje eksponencijalno s vremenom.

~ **Kako biste riječima opisali čemu je jednak 1 Bq?**

Bq je jednak s^{-1} i govori o aktivnosti uzorka kod kojega se događa 1 raspad u sekundi.

~ **Završni dio**

~ **Možete li navesti još neku znanost osim fizike koja u svom radu koristi zakon radioaktivnog raspada?**

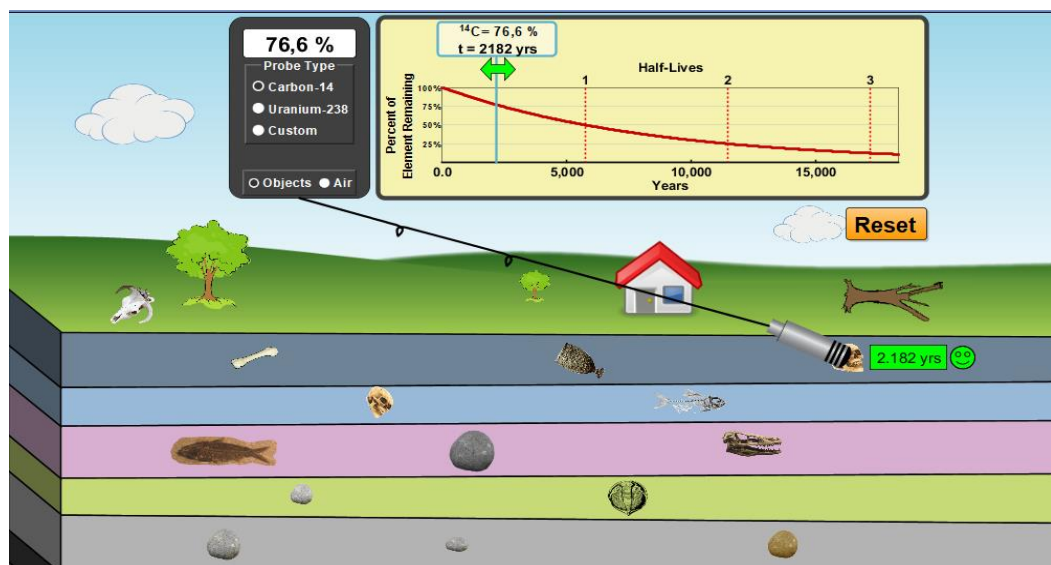
Arheologija

~ **Na koji se način u arheologiji primjenjuje zakon radioaktivnog raspada?**

Zakon radioaktivnog raspada u arheologiji se koristi za određivanje starosti arheoloških predmeta organskog podrijetla. Starost se određuje na temelju koncentracije nekog radioaktivnog elementa u predmetu.

~ **Za određivanje starosti fosila živih organizama koristi se radioaktivni izotop ugljika ^{14}C . Postoji ravnoteža između koncentracije ^{14}C u atmosferi i u živom organizmu. U trenutku smrti počinje razgradnja ^{14}C u organizmu i zbog toga na temelju koncentracije ^{14}C možemo odrediti starost predmeta organskog podrijetla.**

~ **Simulacija:**



Slika 6.3 Simulacija određivanja starosti predmeta pomoću radioaktivnih izvora [33]

Na simulaciji su prikazani različiti organski organizmi u slojevima Zemlje. Prikazan je i graf raspada ^{14}C . Cilj je simulacije da učenici na temelju krivulje na grafu odrede starost organizma. Dovođenjem probe do organizma čiju starost želimo odrediti dobivamo postotak ^{14}C u organizmu (u slučaju na slici postotak je 76,6%). Pomicanjem zelene strelice na grafu do postotka koji nas zanima dobiva se vrijeme koje je potrebno da ^{14}C u organizmu bude u tom postotku.

7 Literatura:

- [1] Bailey D.L., Humm J.L., Todd-Pokropek A., van Aswegen A. Nuclear medicine physics: a handbook for teachers and students, International atomic energy agency, Vienna, 2014
- [2] Ronan P. Gringer [CC BY-SA 3.0 (<https://creativecommons.org/licenses/by-sa/3.0/>)], (19.2.2013), EM spectrum,
https://commons.wikimedia.org/wiki/File:EM_spectrumrevised.png
- [3] Khan F.M., Gibbons J.P. The physics of radiation therapy, fifth edition, Two commerce square, 2014
- [4] Podgorsak E.B. Radiation oncology physics, a handbook for teachers and students, International atomic energy agency, Vienna, 2005
- [5] Knoll G.F. Radiation detection and measurements, third edition, J. Wiley and sons, 1999
- [6] X-ray Transition Energies Database
<https://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayTrans/Html/search.html>
- [7] Jens Maus (<http://jens-maus.de/>) [Public domain], (4.7.2009), Annihilation proces
<https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Annihilation.png>
- [8] Tubas-en [Public domain], (24.3.2009), Cobalt-60m decay
<https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Cobalt-60m-decay.svg>
- [9] Tubas-en [Public domain], (28.8.2019), Cs-137 decay
<https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Cs-137-decay.svg>
- [10] Attix F.H. Introduction to radiological physics and radiation dosimetry, Wiley and sons, 1986
- [11] Table of X-ray mass attenuation coefficients
<https://www.nist.gov/pml/x-ray-mass-attenuation-coefficients>
- [12] Tomić P. Mjerenja perifernih doza za različite kolimatore gama noža, Diplomski rad. Zagreb: Prirodoslovno-matematički fakultet, 2016

- [13] Dougsim [CC BY-SA 3.0 (<https://creativecommons.org/licenses/by-sa/3.0>)], (27.10.2012), Ion chamber operation
https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Ion_chamber_operation.gif
- [14] Silva E.H. et al, Energy and angular dependence of radiophotoluminescent glass dosimeters for eye lens dosimetry, Radiation Protection Dosimetry (2016) 1-5
- [15] Knežević Ž. et al, Photon dosimetry methods outside the target volume in radiation therapy: Optically stimulated luminescence (OSL), thermoluminescence (TL) and radiophotoluminescence (RPL) dosimetry. // Radiation Measurement 57 (2013) 9-18
- [16] Huang, Y.C.D and Hsu Shih-Ming Radio-Photoluminescence Glass Dosimeter (RPLGD), Advances in Cancer Therapy, Prof. Hala Gali-Muhtasib 8, Intech, 2011
- [17] Chiyoda Technol Corporation, (1.10.2016)
http://www.c-technol.co.jp/eng/e-small_1_10_2016
- [18] Vekić B., Ban R., Miljanić S. Sekundarni standardni dozimetrijski laboratorij u Institutu Ruđer Bošković, Zagreb, Arh. Hig. Rada Toksikol. 57 (2006) 189-194
- [19] Požek M. i Dulčić A. Fizički praktikum 1 i 2, Sunnypress, Zagreb, 1999
- [20] Hsu S.-M. et al, Synthesis and physical characteristic of radiophotoluminescent glass dosimeters, Radiat Meas 42 (2007) 621-624
- [21] Son K. et al, Evaluation of the dosimetric characteristic of radiophotoluminescent glass dosimeter for high-energy photon and electron beams in the field of radiotherapy, Radiat Meas 46 (2011) 1117-1122
- [22] Lee M.-S. et al, Radiation characteristic of homemade radiophotoluminescent glass dosimeter, Radiat Meas 46 (2011) 1477-1479
- [23] Hsu S.-M. et al, Dose measurements for gamma knife with radiophotoluminescent glass dosimeter and radiochromic film, Radiation Protection Dosimetry 146 (2011) 256-259
- [24] Araki F. et al, Measurements of Gamma-Knife helmet output factors using a radiophotoluminescent glass dosimeter and diode detector, Medical Physics 30 (2003) 1976-1981

- [25] Manninen. L. et al The applicabilty of radiophotoluminescence dosimeter (RPLD) for measuring medical radiation (MR) doses, Radiation Protection Dosimetry (2012) 1-9
- [26] Krsnik, R. Suvremene ideje u metodici fizike: sveučilišni udžbenik, Školska knjiga, Zagreb, 2008
- [27] Andreis T., Plavčić M., Simić N. Fizika 4, udžbenik za četvrti razred gimnazije, Profil, Zagreb, 2013.
- [28] Paar V. Fizika 4, udžbenik za četvrti razred gimnazije, Školska knjiga, Zagreb, 2006.
- [29] Brković N., Pećina P. Fizika u 24 lekcije, priručnik za pripremu državne mature, Element, Zagreb, 2012.
- [30] Young and Freedman: University physics with modern physics 12th edition. Pearson Addison- Wesley, 2008.
- [31] <https://www.youtube.com/watch?v=Pt-SMAVN898>
- [32] Radioactive decay model- simulation
https://iwant2study.org/lookangejss/06QuantumPhysics_20nuclear/ejss_model_decaychangeNwee/decaychangeNwee_Simulation.xhtml
- [33] Radioactive dating game
<https://phet.colorado.edu/en/simulation/radioactive-dating-game>