

Ispitivanje radiofotoluminiscentnih dozimetara za dozimetriju u računalnoj tomografiji (CT)

Mikolaj, Franka

Master's thesis / Diplomski rad

2021

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

Permanent link / Trajna poveznica: <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:217:054585>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2025-01-14**



Repository / Repozitorij:

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



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
PRIRODOSLOVNO-MATEMATIČKI FAKULTET
FIZIČKI ODSJEK

Franka Mikolaj

ISPITIVANJE RADIOFOTOLUMINISCENTNIH
DOZIMETARA ZA DOZIMETRIJU U
RAČUNALNOJ TOMOGRAFIJI (CT)

Diplomski rad

Zagreb, 2021.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
PRIRODOSLOVNO-MATEMATIČKI FAKULTET
FIZIČKI ODSJEK

INTEGRIRANI PREDDIPLOMSKI I DIPLOMSKI SVEUČILIŠNI STUDIJ
FIZIKA; SMJER: NASTAVNIČKI

Franka Mikolaj

Diplomski rad

**Ispitivanje radiofotoluminiscentnih
dozimetara za dozimetriju u računalnoj
tomografiji (CT)**

Voditelj diplomskog rada: dr.sc. Željka Knežević Medija

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

Ocjena diplomskog rada: _____

Povjerenstvo: 1. doc.dr.sc. Marija Majer

2. dr.sc. Željka Knežević Medija

3. doc.dr.sc. Maja Planinić

Datum polaganja: _____

Zagreb, 2021.

Od srca se zahvaljujem mentorici dr.sc. Željki Knežević Mediji na pomoći koju mi je pružala tijekom pisanja rada. I ne samo na tome, nego i na odvojenom vremenu za mene prilikom rada na institutu, podijeljenom znanju, ljubaznosti i strpljenju. Učinili ste ovaj rad i moje iskustvo boljim. Također se zahvaljujem doc.dr.sc. Mariji Majer na svim komentarima i sugestijama.

Dalje se zahvaljujem medicinskim fizičarima iz KBC Zagreb: Ana Buinac, dipl.ing, Katarina Ružić, dipl.ing i dr.sc. Hrvoje Hršak. Hvala Vam na pomoći, vremenu i trudu koje ste uložili za ovaj rad.

Na kraju se još zahvaljujem obitelji i prijateljima na podršci tijekom studiranja i perioda izrade rada.

Sažetak

Ključni zadatak dozimetrije je određivanje apsorbirane energije u tvari koja je bila izložena ionizirajućem zračenju. Postoji niz dozimetrijskih sustava, ali u ovom radu je upotrijebljen dozimetrijski sustav koji radi na principu radiofotoluminiscencije (RPL) fosfatnog stakla dopiranog srebrom. Radiofotoluminiscencija je pojava emitiranja vidljive svjetlosti iz ozračenog materijala kada se pobudi s UV svjetlosti. U radu su upotrijebljeni RPL dozimetri tipa GD-352M koji se sastoje od staklenih štapičastih detektora i plastičnih držača u kojima se nalazi filter za smanjenje ovisnosti o energiji. U ovom radu najprije je ispitana ujednačenost, individualna osjetljivost, ponovljivost očitavanja i reproducibilnost RPL dozimetara nakon zračenja na izvoru ^{137}Cs (0,661 MeV) u Sekundarnom standardnom dozimetrijskom laboratoriju Instituta Ruđer Bošković. U drugom dijelu rada napravljena su mjerena apsorbirane doze na uređaju za računalnu tomografiju stožastim rendgenskim snopom (engl. *cone beam computed tomography*, CBCT) koji je integriran uz uređaj Leksellov gama nož (engl. *Leksell Gamma Knife*) u Kliničkom bolničkom centru Zagreb s RPL dozimetrima i ionizacijskom komoricom. Rezultati istraživanja pokazali su malu razliku u individualnoj osjetljivosti dozimetara, dobru ujednačenost, mogućnost višestrukog očitavanja dozimetra bez promjene u apsorbiranoj dozi te dobru reproducibilnost. Mjerenja s RPL dozimetrima u računalnoj tomografiji pokazala su dobro slaganje apsorbirane doze u CTDI fantomu s mjerenjima ionizacijske komore i s tabličnim vrijednostima.

Ključne riječi: Radiofotoluminiscentni dozimetri (RPLD), računalna tomografija (CT).

Investigation of the dosimetric characteristics of radiophotoluminescent glass dosimeters for computed tomography

Abstract

The main task of dosimetry is the determination of absorbed dose in matter that has been exposed to ionizing radiation. There are variety of dosimetry systems, but the main focus of this work is dosimetry system based on radiophotoluminescence (RPL) phenomenon of silver activated phosphate glass. Radiophotoluminescence is the emission of visible light from irradiated material when it is exposed to UV light. The RPL dosimeters (type GD-352M) characterized in this study consists of glass rod like detectors packed in a plastic holder which contains energy compensation filter. In the first part of the study uniformity, individual dosimeter sensitivity, repeatability of reading and reproducibility were tested after irradiation in the Secondary Standard Dosimetry Laboratory at Ruđer Bošković Institute using ^{137}Cs (0.661 MeV) source. The second part of the study was performed at Universtiy Hospital Zagreb by measurments of absorbed dose on cone beam computed tomography (CBCT) device (which is a part of Leksell gamma knife) with RPL dosimeters and ionisation chamber. Experimental results show small differences in individual dosimeter sensitivity, good uniformity, possibility of repeated readout without change in absorbed dose and good reproducibility. Measurments with RPL dosimeters in computed tomography show good agreement of absorbed dose in CTDI phantom with ionization chamber measurments and tabulated values.

Key words: radiophotoluminescence dosimeters (RPLD), computed tomography (CT).

Sadržaj

1. Uvod	1
2. Opis uređaja za računalnu tomografiju	2
2.1. CT stožastog snopa.....	3
2.2. Rendgensko zračenje.....	4
2.2.1. Primjene rendgenskog zračenja u medicini.....	5
3. Ionizirajuće zračenje	7
3.1. Podjela indirektno ionizirajućeg fotonskog zračenja.....	7
3.1.1. Karakteristično X-zračenje.....	8
3.1.2. Zakočno zračenje.....	8
3.1.3. Gama zračenje.....	9
3.1.4. Anihilacijsko zračenje.....	9
3.2. Vrste fotonskih međudjelovanja.....	10
3.2.1. Fotoelektrični učinak.....	10
3.2.2. Comptonov učinak.....	12
3.2.3. Tvorba para.....	14
3.3. Atenuacija fotonskog snopa.....	16
3.3.1. Koeficijent atenuacije.....	17
3.3.2. Koeficijent prijenosa energije.....	18
3.3.3. Koeficijent apsorpcije energije.....	18
3.3.4. Relativna dominantnost pojedinih međudjelovanja fotona s materijalom.....	19
4. Dozimetrija	20
4.1. Osnovne fizikalne veličine u dozimetriji ionizirajućeg zračenja.....	20
4.1.1. Kerma.....	20
4.1.2. Apsorbirana doza, brzina apsorbirane doze.....	21
4.1.3. Odnos sudarne kerme i doze.....	21
4.1.4. Ekspozicija.....	22
4.1.5. Ekvivalentna doza.....	23
4.1.6. Efektivna doza.....	23
4.1.7. CTDI.....	23
5. Podjela dozimetrije	25
5.1. Ionizacijska komorica.....	25
5.2. Luminiscentna dozimetrija.....	26
5.2.1. Radiofotoluminiscentna dozimetrija.....	26
5.2.1.1. Stvaranje RPL centara.....	28
5.2.2. Razvoj RPL dozimetrije.....	28

5.2.3. Osnovna svojstva i vrste RPL dozimetara	29
6. Biološki učinci zračenja	31
6.1. Doze pri CT pretragama	31
7. Materijali i metode	34
7.1. Dozimetrijski sustav	34
7.1.1. RPL dozimetar	34
7.1.2. RPL čitač	34
7.2. CBCT uređaj	35
7.3. Ionizacijska komorica i elektrometar	37
7.4. CTDI fantom	37
7.5. Postupak mjerenja	38
7.5.1. Aniliranje dozimetara	38
7.5.2. Očitavanje početne doze	38
7.5.3. Zračenje	38
7.5.4. Predgrijavanje dozimetara	40
7.5.5. Očitavanje ukupne doze	40
7.6. Obrada mjernih podataka	41
7.6.1. Mjerenje u SSDL-u na izvoru ¹³⁷ Cs	42
7.6.1.1. Individualna osjetljivost dozimetara i ujednačenost grupe dozimetara	42
7.6.1.2. Ponovljivost očitavanja RPL dozimetara	43
7.6.1.3. Reproducibilnost dozimetara	43
7.6.2. Mjerenje na CBCT uređaju	44
8. Rezultati i rasprava	46
8.1. Individualna osjetljivost dozimetra	46
8.2. Ujednačenost grupe dozimetara	47
8.3. Ponovljivost očitavanja RPL dozimetara	50
8.4. Reproducibilnost dozimetara	50
8.5. Rezultati mjerenja na CBCT uređaju	52
9. Zaključak	54
10. Metodički dio	55
10.1. Tijek sata: Rendgensko zračenje	57
11. Literatura	65

1. Uvod

Razvoj i uporaba novih tehnologija koje koriste ionizirajuće zračenje zahtjeva kontinuirano usavršavanje i testiranje dozimetrijskih sustava. Dozimetrija je mjerenje i računanje energije koju zračenje predaje tvari, proučavanje utjecaja različitih vrsta ionizirajućega zračenja na tvari, tkiva i organe i mjerenje brzine raspadanja radioaktivne tvari. Za pravilnu i preciznu upotrebu i interpretaciju rezultata mjerenja, važno je poznavati dozimetrijska svojstva u uvjetima mjerenja.

Radiofotoluminiscencija je pojava emitiranja fotona u vidljivom dijelu elektromagnetskog spektra kada materijal koji je prethodno bio izložen ionizirajućem zračenju pobudimo s pomoću UV svjetlosti. Intenzitet emitirane vidljive svjetlosti je proporcionalan energiji koju zračenje prenese detektoru. Prema tome, radiofotoluminiscentni materijali se mogu upotrijebiti za dozimetriju.

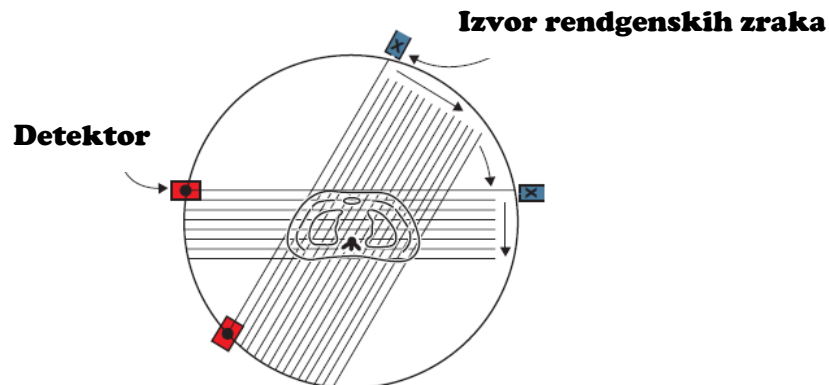
Prva generacija radiofotoluminiscentnih (RPL) dozimetara pojavila se 1949.g, no oni nisu bili praktični zbog slabe preciznosti mjerenja kojoj su pridonijeli loši izvori pobude te nemogućnost mjerenja doze manje od 1 mGy. Druga generacija RPL dozimetara razvijena 1990.g riješila je problem nepraktičnosti zamjenom izvora pobude te razvojem boljih materijala. Danas RPL dozimetri imaju vrlo povoljna svojstva za široku primjenu, posebice u medicini te za mjerenja doza u okolini.

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 te u Kliničkom bolničkom centru Zagreb.

Cilj rada bio je odrediti i testirati individualnu osjetljivost, ujednačenost, ponovljivost očitavanja i reproducibilnost RPL dozimetara. U drugom dijelu diplomskog rada testirana je primjenjivost RPL dozimetara u računalnoj tomografiji.

2. Opis uređaja za računalnu tomografiju

Ključne komponente uređaja za računalnu tomografiju¹ (engl. *computed tomography*, CT) su izvor X-zraka te detektor zračenja koji se nalazi nasuprot njemu (slika 2.1). Tijekom rada uređaja izvor fotonskog zračenja odašilje uzak snop rendgenskih zraka kroz tijelo pacijenta koje potom upadaju na detektor. Izvor i detektor istodobno rotiraju oko pacijenta tijekom snimanja kako bi pribavili snimke iz različitih kutova koje se potom računalno rekonstruiraju za dobivanje CT slike sloja tijela (otud i naziv računalna tomografija).

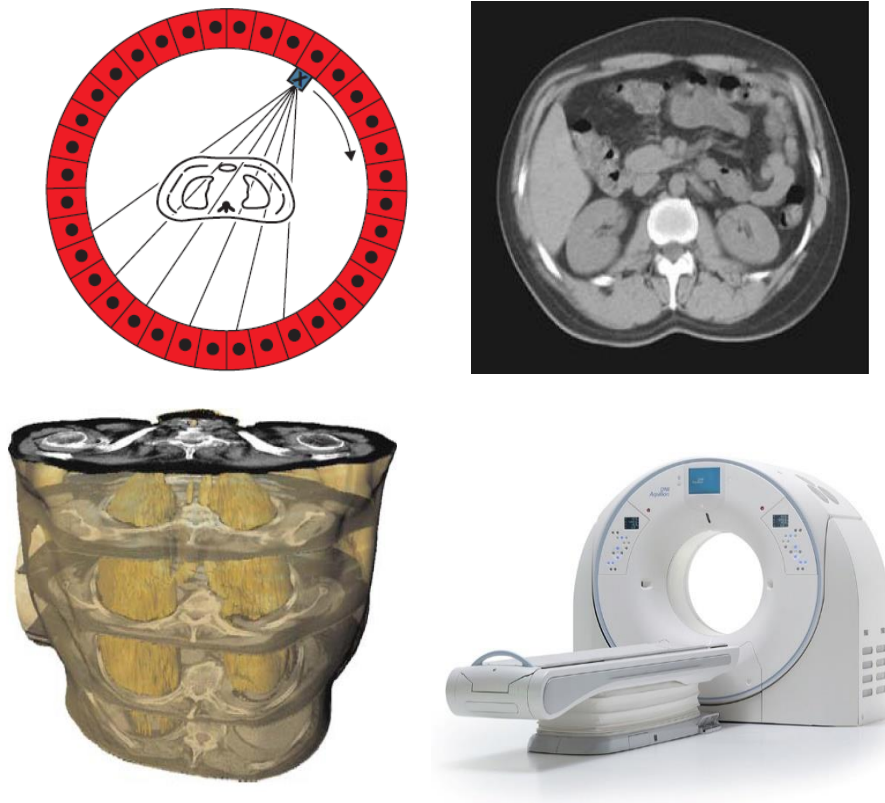


Slika 2.1: prvi CT uređaji radili su na način koji je uključivao rotaciju i translaciju detektora i izvora, preuzeto iz [2].

Od prve kliničke upotrebe CT uređaja 1970-ih godina [3], CT tehnologija je značajno napredovala. U svrhu postizanja kraćeg vremena snimanja i bolje kvalitete slike, broj detektora i izvora rendgenskog zračenja se povećao. Početna CT tehnologija sastojala se je od jednog izvora i detektora koji su se tijekom snimanja pomicali u diskretnim koracima oko jedne osi, isto kao i ležaj pacijenta. Moderni CT uređaji sadrže izvore koji rotiraju oko kružnog niza od 1000 ili više detektora (slika 2.2 gore lijevo). Višeslojna računalna tomografija (engl. *multi slice computed tomography*, MSCT) ima prednost nad jednoslojnom jer tijekom jedne rotacije snimi nekoliko slojeva umjesto jednog. Najsuremeniji CT uređaji mogu snimiti čak 64 slika istovremeno. Vrijeme pregleda je također smanjeno; pregled s najnovijim CT uređajem traje 1 s ili manje. Volumetrijska CT tehnologija uvedena 1980.g [3], posjeduje mogućnosti snimanja cijelog volumena u dijeliću sekunde. S obzirom na metodu snimanja razlikujemo aksijalno snimanje te spiralno snimanje. U aksijalnom načinu rada uređaja ležaj se prvo pomakne na mjesto snimanja, a zatim izvor napravi punu rotaciju oko pacijenta. S druge strane, u spiralnom načinu rada snimanja izvor kontinuirano rotira, a ležaj pacijenta se za to vrijeme pomiče

¹ Tomografija je radiološka metoda oslikavanja organa ili dijela tijela u nizu slojeva s pomoću rendgenskih zraka [1].

uzdužno. Na slici 2.2 (gore desno) prikazana je jedna uobičajena CT slika koja nastane snimanjem. Iako CT uređaji prvenstveno prikazuju niz 2D slika slojeva tijela, moguće je isti niz slika ponovno rekonstruirati u cilju postizanja 3D slike anatomske strukture (slika 2.2 dolje lijevo).



Slika 2.2: gore lijevo: moderni CT uređaj koji se sastoji od prstena detektora i izvora koji kontinuirano rotira oko tijela, preuzeto iz [2]. Gore desno: tipična CT slika [4]. Dolje lijevo: povezivanjem niza 2D slika moguće je stvoriti 3D CT sliku [4]. Dolje desno: suvremeni CT uređaj [5].

Glavni dijelovi CT uređaja su ležaj za pacijente i tunel na kojem se nalaze najvažnije komponente uređaja (slika 2.2 dolje desno):

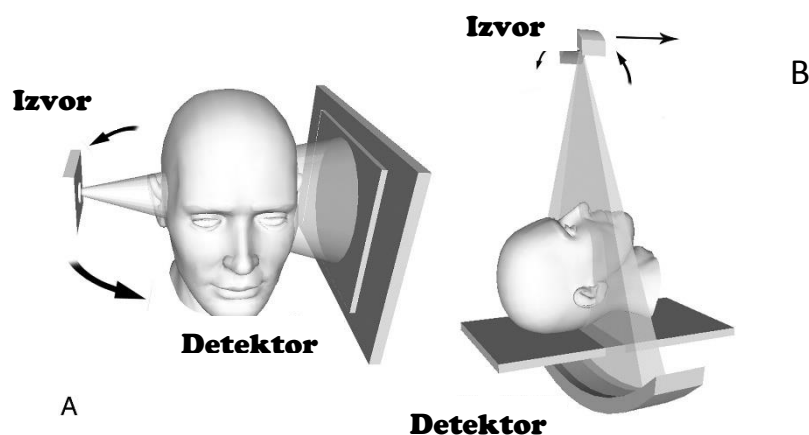
- a) rendgenska cijev s generatorom visokog napona,
- b) sustav za hlađenje cijevi,
- c) kolimator i filteri,
- d) detektori zračenja,
- e) sustav za prikupljanje podataka.

2.1. CT stožastog snopa

Metoda dobivanja slika unutrašnjosti tijela s pomoću rendgenskih zraka koja uključuje planarno postavljene detektore te stožasti snop X-zraka naziva se CT stožastog snopa (engl. *cone beam computed tomography*, CBCT). Na slici 2.3 prikazana je glavna razlika između CT i CBCT metode slikanja; umjesto prstenastog niza detektora, detektori su na ravnoj ploči te

umjesto lepezastog snopa, kod CBCT tehnike emitirani snop X-zraka je u obliku stošca. CBCT uređaj stvara planarne slike projekcija dijela tijela na detektor prilikom rotacije izvora i detektora koji se nalazi nasuprot jedan drugome kroz kut od 180° ili više. Dobivene slike su dovoljne za rekonstrukciju pacijentove anatomije u tri dimenzije te je upotrebom posebnog algoritma moguće rekonstruirati volumen oslikanog dijela tijela.

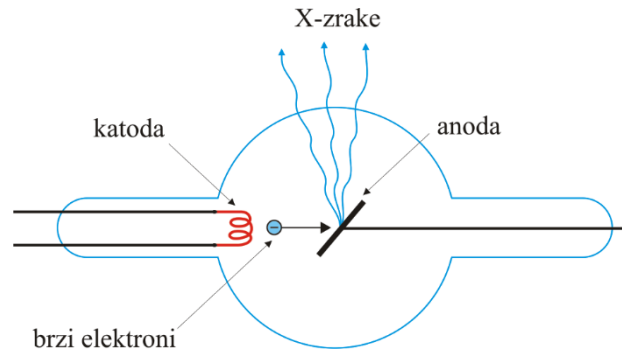
CBCT sustavi posljednjih su godina veoma važni u planiranju radioterapije i dijagnostici. Oni su dodatna oprema radioterapijskih uređaja: postavljeni su na pokretno postolje pod kutom od 90° u odnosu na emitirani terapijski snop. Kao takvi služe za vizualizaciju točnog položaja volumena zračenja neposredno prije terapije.



Slika 2.3: različiti oblici snopa X-zraka; A -stožasti snop, B – lepezasti snop, preuzeto iz [6].

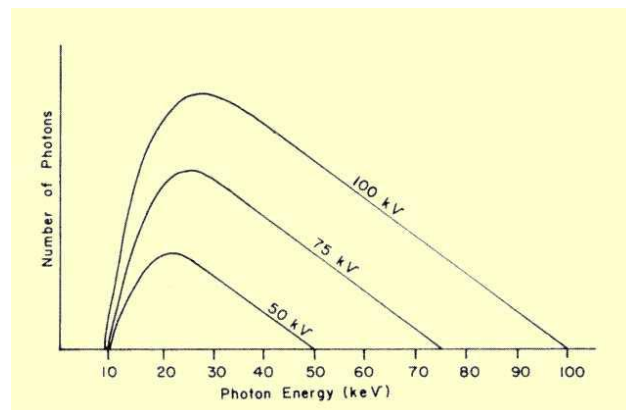
2.2. Rendgensko zračenje

Rendgensko ili X-zračenje je vrsta elektromagnetskog (EM) zračenja; u EM spektru nalazi se između UV zračenja i gama zračenja. Nastaje pri zaustavljanju visokoenergijskih (brzih) elektrona u meti u koju udaraju. U rendgenskoj cijevi elektroni izlijeću iz užarene katode i zbog visokog napona između elektroda ubrzavaju se prema anodi. Ulaskom u anodu, elektroni međudjeluju s anodom pri čemu nastaje X-zračenje. Glavni dijelovi rendgenske cijevi (slika 2.4) su: izvor elektrona (katoda), visoki napon kojim se ubrzavaju elektroni, meta (anoda) te kućište cijevi u kojem se sve nalazi i u kojem treba biti visoki vakuum da se elektroni ne sudaraju s molekulama plina tijekom ubrzavanja prema anodi.



Slika 2.4: građa rendgenske cijevi, preuzeto iz [7].

Prema nastanku razlikujemo dvije komponente X-zračenja: zakočno i karakteristično X-zračenje (opisano u poglavlju 3.1.1. i 3.1.2.). Udio svake komponente ovisi o visokom naponu cijevi te o atomskom broju materijala od kojeg je napravljena anoda. Iznosom napona određuje se energija kojom elektroni udaraju o anodu i time se utječe na spektar zakočnog zračenja. Veći napon cijevi znači veću maksimalnu energiju spektra i veći intenzitet spektra (slika 2.5).



Slika 2.5: spektar zakočnog zračenja, preuzeto iz [8].

2.2.1. Primjene rendgenskog zračenja u medicini

Rendgensko zračenje se primjenjuje u medicini za dijagnostiku, a i za terapiju. Intenzitet snopa X-zraka se prolaskom kroz tijelo atenuira tj. smanjuje se intenzitet ulaznog snopa. Iznos atenuacije snopa ovisi o strukturi kroz koju je prošao; npr. kosti više atenuiraju fotonski snop od mekog tkiva. Također, zacrnjenje na dijagnostičkoj slici ovisi o intenzitetu izlaznog snopa. Prema tome, na slici možemo prepoznati i razdvojiti kosti od susjednog mekog tkiva.

Prije primjene X-zračenja da bi se dobila što bolja kvaliteta slike za odgovarajuću dijagnostiku uz što manje ozračenje pacijenta, potrebno je namjestiti (optimizirati) odgovarajuće parametre uređaja:

a) visoki napon rendgenske cijevi (kV)

Utjecaj napona na spektar rendgenskog zračenja opisan je u prethodnom poglavlju (2.2.). Tipični naponi cijevi u dijagnostičkoj radiologiji su 25 – 150 kV. Također, u dijagnostičkim rendgenskim cijevima najčešće korišteni materijali anode su materijali visokog Z (volfram, a u nekim slučajevima rodij i molibden) jer je cilj dobiti što više zakočnog zračenja. Često se napon cijevi izražava u jedinicama kVp (engl. *kilovoltage peak*); npr. ako je napon cijevi 25 kVp, to znači je maksimalna razlika potencijala između elektroda 25 kV.

b) jakost struje u cijevi (anodne struje) (mA)

Jakost struje u cijevi utječe na intenzitet spektra X-zračenja (veća struja tj. više elektrona koji udaraju o anodu znači i više emitiranih fotona. Veći intenzitet znači i veću dozu za pacijenta.

c) vrijeme snimanja (s)

Veće vrijeme snimanja (trajanje zračenja) također znači da će pacijent primiti veću dozu. Budući da struja u cijevi i vrijeme ekspozicije imaju jednak učinak na dozu koju primi pacijent obično se prikazuje umnožak te dvije veličine i koristi se mjerna jedinica mAs.

d) filteri (mm Al)

Filtracijom spektra se uklanja dio spektra X-zračenja. Filtriranjem se prvenstveno uklanja niskoenergetski dio spektra koji ne utječe na kvalitetu slike, a doprinosi ukupnoj dozi koju primi pacijent. Filtracija se obično izražava u vrijednostima debljine aluminija (mm Al). Filtracija u samoj cijevi nije dovoljna da to osigura i potrebno ju je pojačati (obično je potrebna ukupna filtracija od minimalno 2,5 mm Al). Stoga se između izlaza iz cijevi i kolimatorskog sustava postavljaju dodatni filteri od minimalno 0,5 - 1 mm Al. Najčešći materijali za dodatne filtre su obično aluminij ($Z=13$) i bakar ($Z=29$).

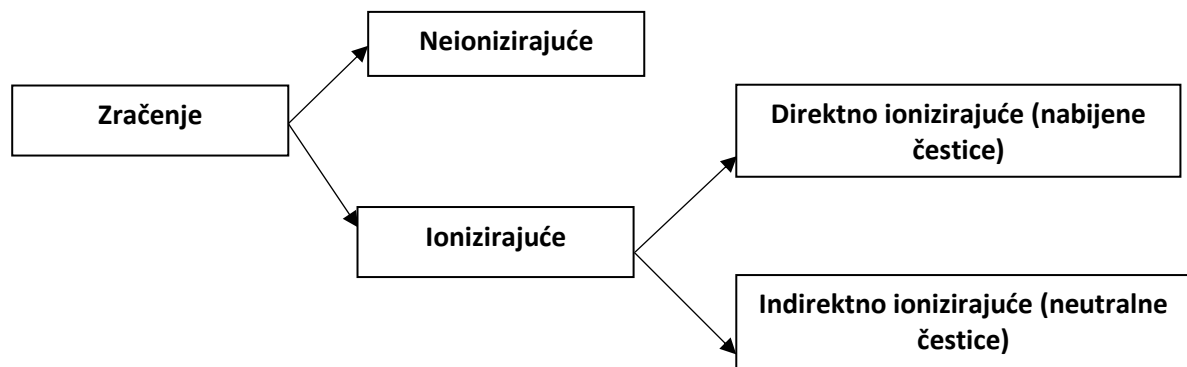
Dimenzije snopa X-zračenja kojim eksponiramo pacijenta namještaju se sustavom kolimatora. Kolimatori se postavljaju na izlaz cijevi i imaju ulogu smanjivanja ukupne doze za pacijenta (spriječavanjem ozračenja nepotrebnih dijelova pacijenta) te povećavaju kvalitetu slike (reduciranjem raspršenog zračenja). Kakvoća (kvaliteta) zračenja određena je naponom na cijevi i filtriranjem. Viši napon daje „tvrđe“, prodornije zračenje, koje je više frekvencije, a kraće valne duljine. O kvaliteti rendgenskih zraka ovisi hoće li se apsorpcija događati u dubljim ili površnim slojevima tkiva i koliko će biti raspršenje [9].

3. Ionizirajuće zračenje

Zračenje je energija koja se prenosi preko elektromagnetskih valova ili atomskih čestica. Prema energiji zračenje dijelimo na: neionizirajuće i ionizirajuće zračenje (slika 3.1). Ionizacija je proces u kojem neutralni atom postane pozitivni ili negativno nabijen. Elektroni su vezani u atomu, a minimalna energija koju je potrebno predati atomu da elektron postane slobodan nazivamo ionizacijskim potencijalom atoma (ili energijom ionizacije). Ionizacijski potencijal za uklanjanje valentnog elektrona se kreće od nekoliko elektronvolta za alkalijske elemente do 24,5 eV za helij koji pripada plemenitim plinovima

Ionizirajuće zračenje se dijeli na direktno i indirektno ionizirajuće zračenje. Direktno ionizirajuće zračenje čine nabijene čestice: elektroni, protoni, alfa čestice i teški ioni. Indirektno ionizirajuće zračenje sastoji se od neutralnih čestica: fotona (X-zrake i γ zrake) i neutrona.

Razlog podjele ionizirajućeg zračenja je način transporta energije materijalu. Naime, direktno ionizirajuće zračenje predaje energiju materijalu u jednom koraku preko direktnih Coulombovskih međudjelovanja između ionizirajuće nabijene čestice i orbitalnih elektrona atoma u materijalu. S druge strane, indirektno ionizirajuće zračenje predaje energiju u dva koraka: u prvom koraku se nabijena čestica oslobađa u materijalu, zatim oslobođena nabijene čestice deponira energiju u materijalu preko direktnih Coulombovskih međudjelovanja s orbitalnim elektronima.



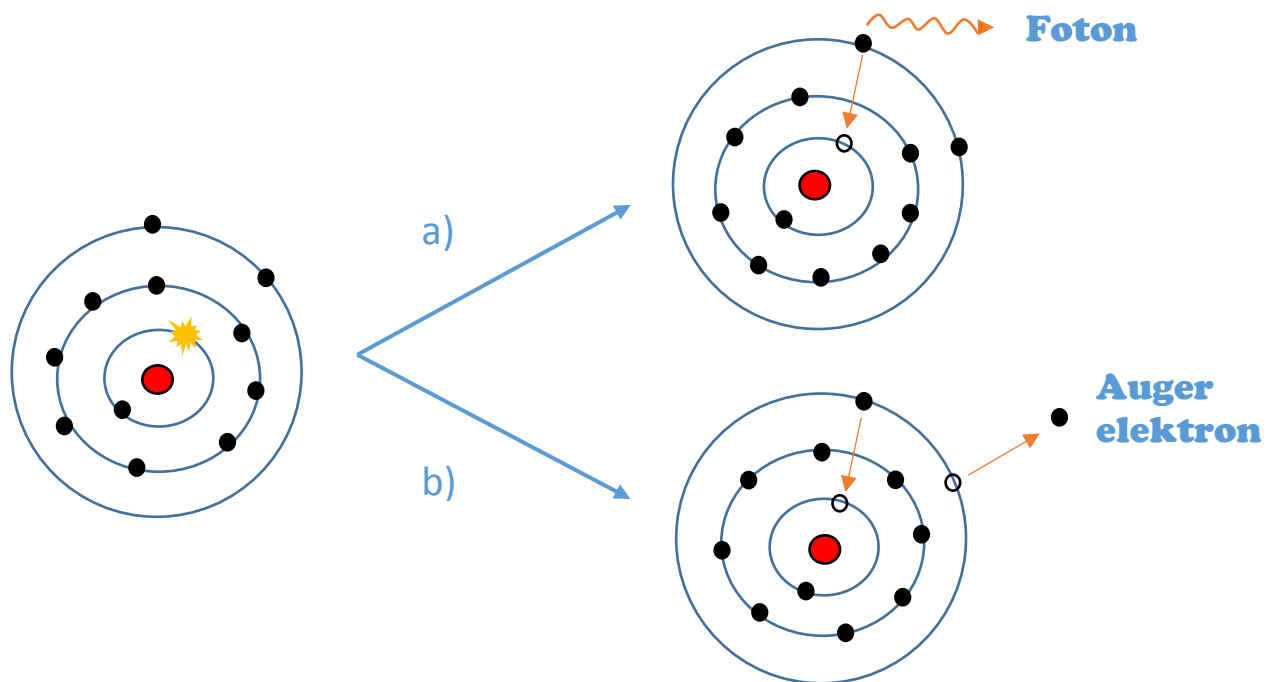
Slika 3.1: podjela zračenja.

3.1. Podjela indirektno ionizirajućeg fotonskog zračenja

Indirektno ionizirajuće fotonsko zračenje razvrstamo u četiri kategorije s obzirom na mehanizam njihova nastanka: karakteristično X-zračenje, zakočno zračenje (njem. *bremsstrahlung*), gama zračenje te anihilacijsko zračenje.

3.1.1. Karakteristično X-zračenje

Posljedica pobuđivanja ili ionizacije atoma može biti izbacivanje elektrona iz unutrašnje ljuske atoma. Orbitalni elektron u vanjskoj ljusci popunjava mjesto izbačenog elektrona. Pritom se može emitirati foton čija je energija jednaka razlici energija vezanja elektrona u ljuskama (između kojih elektron prelazi) ili se ista razlika energije predaje drugom elektronu u vanjskoj ljusci koji biva izbačen iz atoma u obliku Augerovog elektrona. Budući da je energija vezanja orbitalnih elektrona karakteristična za svaki element, emitirano fotonsko zračenje nazivamo karakterističnim.



Slika 3.2: posljedica nastanka šupljine u unutrašnjoj ljuski atoma (lijevo) je a) emitiranje karakterističnog fotonskog zračenja ili b) emitiranje Augerovog elektrona.

Energije karakterističnih X-zraka su diskretne. Ukoliko se elektron iz L ljuske spušta u K ljusku, energija emitiranog fotona je:

$$h\nu = E_K - E_L \quad (3.1)$$

gdje su E_K , E_L energije vezanja elektrona u K i L ljusci.

3.1.2. Zakočno zračenje

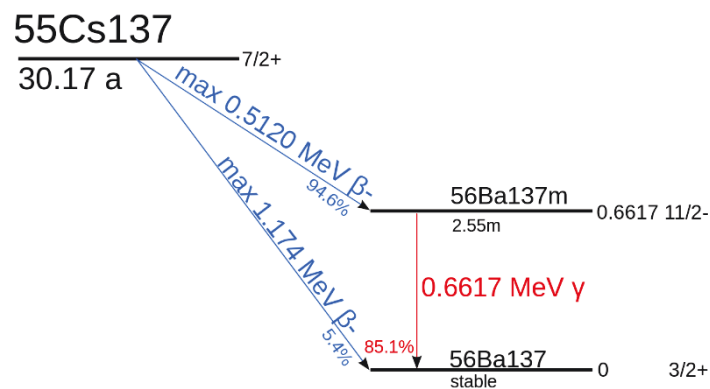
Kada lake nabijene čestice (elektroni, pozitroni) naglo usporavaju u blizini drugih nabijenih čestica u materijalu (npr. jezgre atoma), dio njihove kinetičke energije se pretvara u elektromagnetsku: emitira se elektromagnetsko zračenje. Spektar energije zakočnog zračenja je kontinuiran. Ako nabijena čestica predaje svu kinetičku energiju u jednom koraku, dolazi do

emisije zakočnog fotona maksimalne energije. Nabijene čestice mogu imati više sudara ove vrste prilikom prolaska kroz materijal prije nego što se zaustave. U svakom sudaru „izgube“ dio energije koja se potom širi kroz prostor u obliku elektromagnetskog zračenja. Zakočno zračenje je osnova za dobivanje većine fotonskih snopova u radioterapiji i u dijagnostičkoj radiologiji.

3.1.3. Gama zračenje

Prilikom spontanog radioaktivnog raspada ili nuklearne reakcije, iz jezge roditelja nastane jezgra kćeri. Ona se često nalazi u pobuđenom stanju te postiže stabilno stanje emitiranjem gama fotona: ovaj proces se naziva gama raspad. Uobičajene energije gama zraka se nalaze u rasponu od 10 keV do 20 MeV. Gama izvori imaju široku primjenu u medicini (gdje se koriste kao izvori zračenja u radioterapiji, brahiterapiji i nuklearnoj medicini) i industriji.

U ovom radu za karakterizaciju dozimetara koristio se izvor gama zračenja ^{137}Cs . Nastaje tijekom fisije radioaktivnih elemenata kao uranija ili plutonija, a raspada se beta minus raspadom u ^{137}Ba . Većina jezgara u uzorku ^{137}Cs se raspada u metastabilno stanje ^{137}Ba (koje se potom raspada u osnovno stanje ^{137}Ba uz emisiju gama zraka energije 0,6617 MeV), a preostali dio u osnovno stanje ^{137}Ba . Vrijeme poluraspada ^{137}Cs je otprilike 30 godina.



Slika 3.3: shema raspada atoma ^{137}Cs , preuzeto iz [10].

3.1.4. Anihilacijsko zračenje

Pozitron se u materijalu sudara s orbitalnim elektronima ili međudjeluje s jezgrom atoma materijala preko privlačne Coulombove sile. U oba slučaja kinetička energija pozitrona se smanjuje. Općenito prije nego što se zaustavi, pozitron se sudari s dostupnim orbitalnim elektronom. Pozitron i elektron nestaju, a umjesto njih emitiraju se dva fotona u suprotnim smjerovima (emisija samo jednog fotona se ne slaže sa zakonom očuvanja količine gibanja). Ukupna energija mirovanja anihiliranih čestica se jednako dijeli između dva fotona tako da

energija svakog fotona iznosi 0,511 MeV. Opisani proces nazivamo anihilacija. Ponekad se anihilacija može pojaviti i kada se pozitron još giba, tada govorimo o anihilaciji u letu (engl. *in-flight annihilation*).

3.2. Vrste fotonskih međudjelovanja

Gledano na mikroskali, individualni foton u materijalu međudjeluje s:

- 1) jezgrom apsorbirajućeg materijala: foton može međudjelovati direktno s jezgrom (fotonuklearna reakcija) ili pak može međudjelovati s električnim poljem jezgre (proizvodnja para).
- 2) orbitalnim elektronima apsorbirajućeg materijala: ovakva međudjelovanja fotona dijelimo na međudjelovanje sa slabo vezanim elektronima (Comptonov učinak, proizvodnja tripleta) ili s čvrsto vezanim elektronima (fotoelektrični učinak, Rayleighovo raspršenje).

Slabo vezani elektron u kontekstu individualnih fotonskih međudjelovanja je elektron čija je energija vezanja puno manja od energije fotona. U tom pogledu kažemo da je međudjelovanje fotona sa slabo vezanim elektronom zapravo međudjelovanje između fotona i slobodnog elektrona.

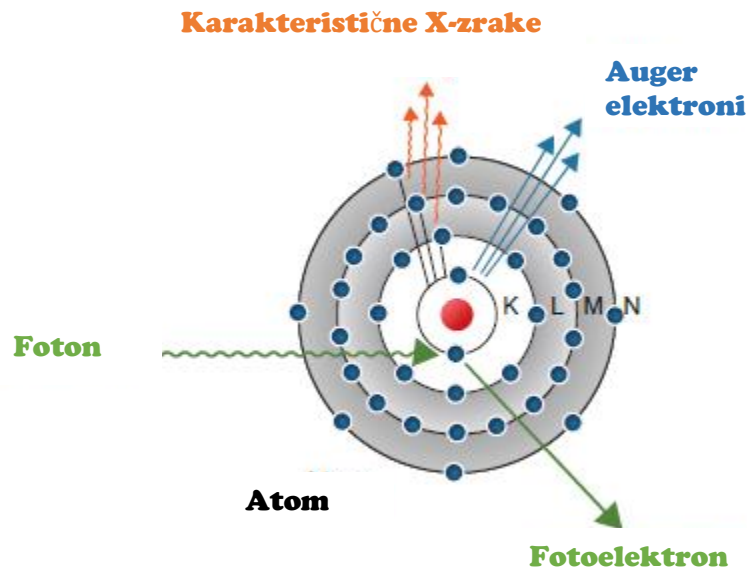
Fotonuklearne reakcije moguće su samo pri jako velikim energijama fotona (> 1 MeV), Rayleighovo raspršenje ne dovodi do prijenosa energije između fotonskog zračenja i orbitalnih elektrona, a za proizvodnju tripleta postoji prag energije fotona koji iznosi 2,04 MeV. Energija fotonskog zračenja koja se koristi za CT snimanja i općenito u dijagnostičkoj radiologiji ne prelazi 1 MeV, stoga fotonuklearne reakcije i proizvodnja tripleta ne igraju ulogu pri CT snimanju. U ovom radu se nećemo dalje baviti s njima, ali za one koji žele, više o fotonuklearnim reakcijama mogu pročitati na web stranici iz literature [11], o proizvodnji tripleta iz [12] te o Rayleighovom raspršenju iz [13].

3.2.1. Fotoelektrični učinak

Fotoelektrični učinak je pojava izbacivanja orbitalnog elektrona iz atoma kada elektron apsorbira foton čija je energija veća ili jednaka energiji vezanja elektrona u ljusci. Foton prilikom apsorpcije nestaje te predaje svu energiju elektronu. Emitirani orbitalni elektron nazivamo fotoelektronom. Kinetička energija fotoelektrona je:

$$E_{KIN} = h\nu - E_B \quad (3.2)$$

gdje je E_B energija vezanja elektrona u ljusci, a $h\nu$ energija fotona. Ovakav tip međudjelovanja, ovisno o energiji upadnog fotona, moguće je u svim ljuskama.



Slika 3.4: prikaz fotoelektričnog učinka te procesa koji mogu slijediti (emisija karakterističnog zračenja ili Augerovih elektrona), preuzeto iz [2].

U ljusci atoma stvori se šupljina nakon emisije fotoelektrona. Nju popunjava elektron iz vanjske ljuske uz emisiju karakterističnog fotona ili se oslobođena energija pri prijelazu orbitalnog elektrona u unutrašnju ljusku predaje drugom orbitalnom elektronu koji biva izbačen iz atoma u obliku Augerovog elektrona. Na slici 3.5 prikazana je grafički ovisnost masenog koeficijenta atenuacije (opis u poglavlju 3.3.1.) za fotoelektrični učinak o energiji fotona za dva različita materijala: vodu i olovo. Povećanjem energije fotona maseni koeficijent atenuacije za fotoelektrični učinak, $\frac{\tau}{\rho}$ se linearno smanjuje za vodu. Koeficijent nagiba pravca je otprilike -3 i obje osi su logaritamske, stoga vrijedi:

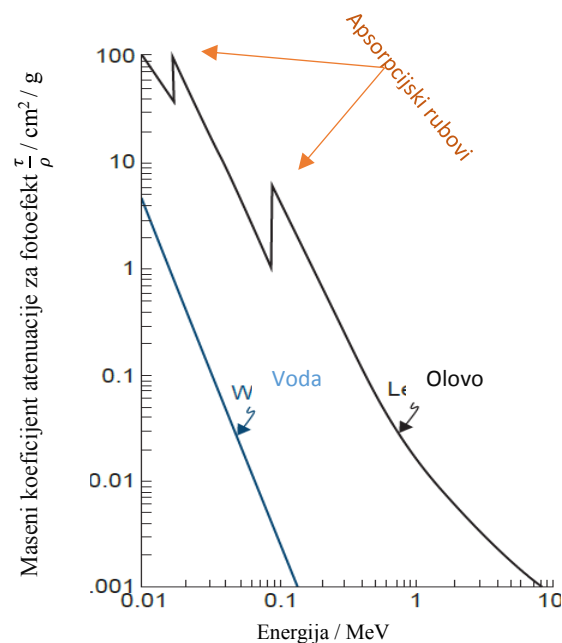
$$\frac{\tau}{\rho} \propto \frac{1}{E^3}. \quad (3.3)$$

Olovo ima diskontinuitete pri otprilike 15 keV i 88 keV što odgovara energijama vezanja elektrona u K i L ljusci. Maseni koeficijent atenuacije se smanjuje s povećanjem energije fotona sve dok energija fotona nije dovoljna da izbací orbitalni elektron iz L ljuske, tada se $\frac{\tau}{\rho}$ naglo povećava. Daljnjim povećanjem energije fotona $\frac{\tau}{\rho}$ se smanjuje osim kada energija fotona ne iznosi otprilike 88 keV: postaje moguć fotoefekt u K ljusci te se opet $\frac{\tau}{\rho}$ naglo povećava. Skokovita

povećavanja koeficijenta atenuacije kada je energija fotona dovoljna za pojavu fotoelektričnog učinka u nižoj ljusci nazivaju se apsorpcijski rubovi. Oni nisu vidljivi za vodu jer energija vezanja u K ljusci za vodu iznosi $\sim 0,5$ keV. Maseni koeficijent atenuacije također ovisi o rednom broju apsorbirajućeg materijala:

$$\frac{\tau}{\rho} \propto Z^3. \quad (3.4)$$

U materijalima s velikim atomskim brojem vjerojatnost fotoelektričnog učinka je znatno veća. U medicinskim primjenama niskoenergetskih X-zraka dolazi do nepotrebne apsorpcije energije u kostima upravo zbog navedene ovisnosti o Z [2].



Slika 3.5: ovisnost masenog koeficijenta atenuacije za fotoelektrični učinak o energiji fotona za vodu i olovo, preuzeto iz [2].

3.2.2. Comptonov učinak

U Comptonovom učinku foton međudjeluje sa slabo vezanim orbitalnim elektronom za kojeg smatramo da je slobodan. Foton predaje dio energije elektronu koji se rasprši pod kutom θ . I ne samo to, foton se nakon međudjelovanja rasprši pod kutom ϕ s manjom energijom (slika 3.6). Međudjelovanje fotona i elektrona moguće je razmatrati kao međudjelovanje dviju čestica. Primjenom zakona očuvanja energije i količine gibanja mogu se dobiti sljedeće veze:

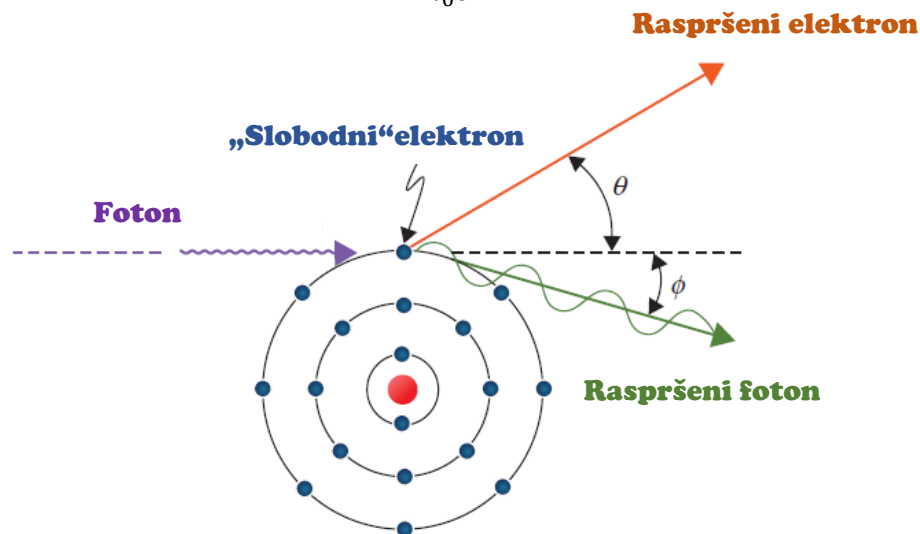
$$E = hv_0 \frac{\alpha(1 - \cos \phi)}{1 + \alpha(1 - \cos \phi)} \quad (3.5)$$

$$hv' = hv_0 \frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos \phi)} \quad (3.6)$$

$$\operatorname{ctg} \theta = (1 + \alpha) \operatorname{tg} (\phi/2) \quad (3.7)$$

ovdje je E energija raspršenog elektrona, hv_0 energija upadnog fotona, hv' energija raspršenog fotona te α :

$$\alpha = \frac{hv_0}{m_0c^2}. \quad (3.8)$$



Slika 3.6: prikaz Comptonovog učinka u kojem sudjeluju foton i elektron, preuzeto iz [2].

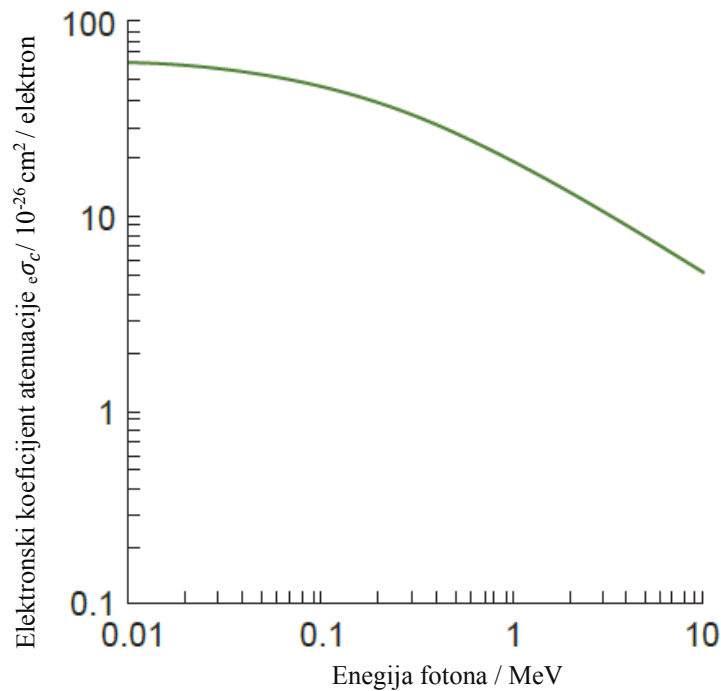
Nazivnik u izrazu 3.8 je energija mirovanja elektrona. U direktnom sudaru ($\theta = 0$, $\phi = \pi$) foton se nakon sudara giba po istom pravcu samo u suprotnom smjeru. U ovom načinu sudara kinetička energija elektrona povećava se za najveći mogući iznos. Uvrštavanjem $\phi = \pi$ u izrazima 3.5 i 3.6 dobije se:

$$E_{max} = hv_0 \frac{2\alpha}{1 + 2\alpha} \quad (3.9)$$

$$hv'_{min} = hv_0 \frac{1}{1 + 2\alpha}. \quad (3.10)$$

Budući da se energija elektrona povećava na račun energije fotona, energija raspršenog fotona smanji se na minimalnu vrijednost (izraz 3.10). Elektron i foton mogu se sudariti tako da se energija fotona ne promijeni. U tom slučaju elektron se rasprši pod pravim kutom ($\theta = \pi/2$). Uvrštavanjem $\phi = 0$ u izraze 3.5 i 3.6 dobije se $E = 0$ i $hv' = hv_0$. Na slici 3.7 prikazana je grafički ovisnost elektronskog koeficijenta atenuacije (opis u poglavlju 3.3.1.) za Comptonov

učinak o energiji upadnog fotona. Koeficijent atenuacije smanjuje se s povećanjem energije, ali sporije u usporedbi s fotoelektričnim učinkom.

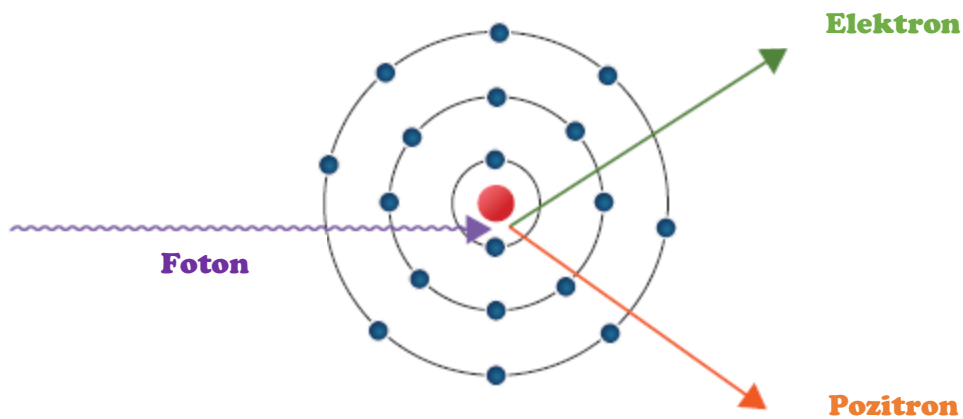


Slika 3.7: elektronski koeficijent atenuacije za Comptonov učinak u ovisnosti o energiji fotona, preuzeto iz [2].

Comptonov učinak ne ovisi o atomskom broju materijala jer proces uključuje naizgled slobodne elektrone. Prema tome maseni koeficijent atenuacije za Comptonov učinak $\frac{\sigma_c}{\rho}$ ne ovisi o Z , nego ovisi o broju elektrona po gramu, N_0 . Osim vodika, N_0 je praktički jednak za sve materijale stoga je $\frac{\sigma_c}{\rho}$ otprilike jednak za sve materijale [2].

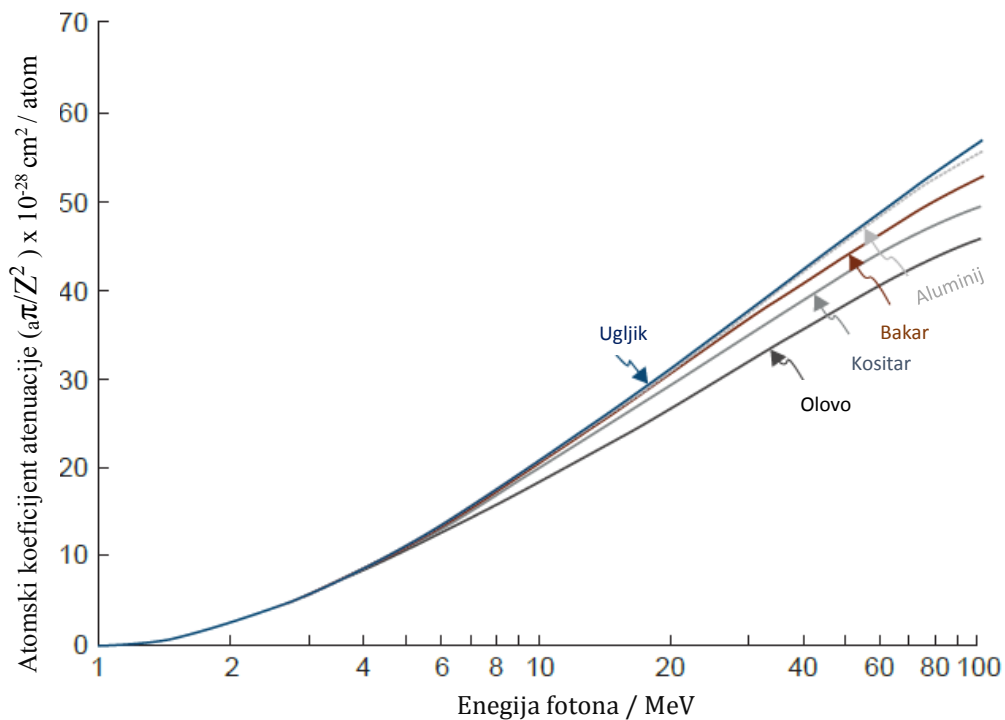
3.2.3. Tvorba para

Tvorba para (slika 3.8) je proces u kojem foton međudjeluje s jezgrom atoma na način da se sva energija fotona pretvori u materiju tj. on nestaje te se stvori par elektron-pozitron. Za tvorbu para postoji granična energija od 1,02 MeV što odgovara zbroju energija mirovanja elektrona i pozitrona. Čestice stvorenog para dijele kinetičku energiju ako je foton energije veće od granične međudjelovao s jezgrom. Također, zakoni očuvanja energije i količine gibanja zabranjuju proizvodnju para u vakuumu. Vjerojatnost pojave procesa tvorbe para raste s atomskim brojem materijala jer foton međudjeluje s jezgrom atoma. Na slici 3.9 prikazana je ovisnost atomskog koeficijenta atenuacije (opis u poglavlju 3.3.1.) za tvorbu para podijeljenog s kvadratom atomskog broja materijala u ovisnosti o energiji fotona za pet različitih materijala: ugljik, olovo, kositar, bakar i aluminij.



Slika 3.8: prikaz procesa tvorbe para, preuzeto iz [2].

Atomski koeficijent atenuacije za tvorbu para raste s logaritmom energije upadnog fotona iznad granične energije za dani materijal. Skoro sve krivulje se podudaraju do otprilike 20 MeV što podrazumijeva $a_{\pi} \propto Z^2$. Iznad te energije krivulje za materijale s velikim Z padaju ispod krivulja za materijale s malim Z zbog zasjenjenja naboja jezgre od orbitalnih elektrona [2].



Slika 3.9: ovisnost a_{π} / Z^2 o energiji fotona za različite materijale, preuzeto iz [2].

3.3. Atenuacija fotonskog snopa

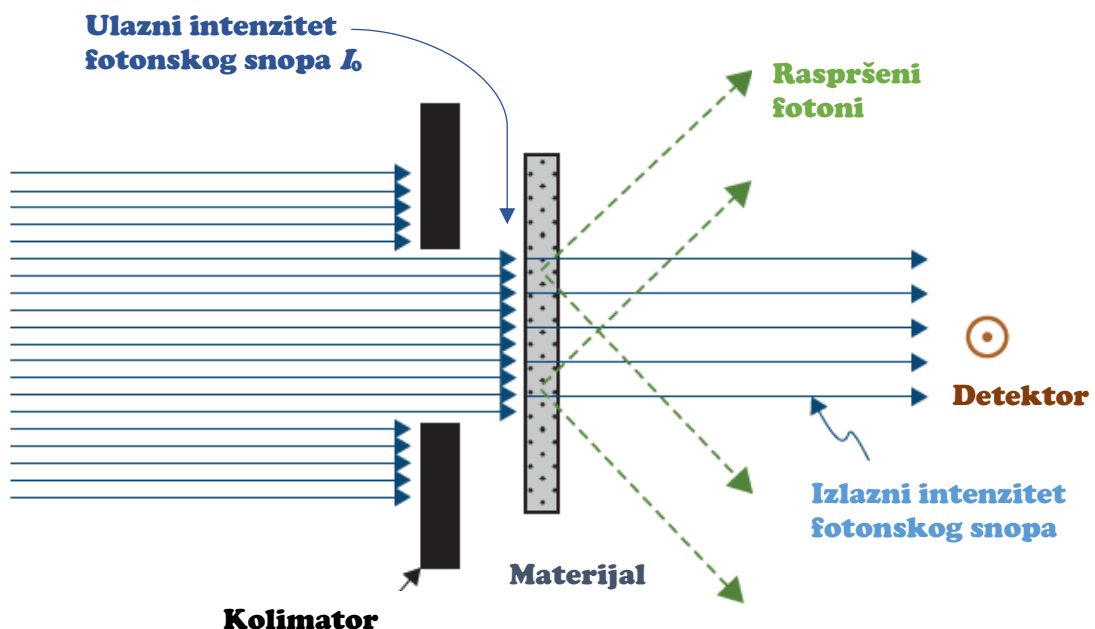
Kada fotonski snop prolazi kroz materijal dio fotona međudjeluje s elektronima i jezgrama atoma (oni su ili u potpunosti apsorbirani ili se rasprše), a preostali dio prolazi kroz materijal bez međudjelovanja. Posljedica međudjelovanja je smanjenje broja fotona u snopu: kažemo da dolazi do atenuacije fotonskog snopa. Na slici 3.10 nalazi se eksperimentalni postav za mjerenje karakteristika atenuiranog fotonskog snopa. Na fiksnoj udaljenosti od materijala nalazi se detektor do kojeg dolaze samo oni fotoni koji nisu međudjelovali s atomima materijala. Detektor u pravilu ne zabilježava raspršene fotone te njih ne uključujemo u razmatranja.

Broj uklonjenih fotona iz snopa će ovisiti o ukupnom broju fotona u snopu (veći broj fotona povećava vjerojatnost međudjelovanja s materijalom), debljini materijala (materijal veće debljine ima više atoma s kojima fotoni mogu međudjelovati) te o samoj prirodi materijala. Iskažemo li navedeno matematički:

$$dN \propto N dx \quad (3.11)$$

$$dN = -\mu N dx \quad (3.12)$$

gdje su dN , dx promjena broja fotona i debljina materijala, a konstanta proporcionalnosti iz izraza 3.12 je koeficijent atenuacije μ .



Slika 3.10: eksperimentalni postav za mjerenje atenuacije uskog fotonskog snopa početnog intenziteta I_0 , preuzeto iz [2].

Ako se debljina materijala izražava u cm, mjerna jedinica koeficijenta atenuacije je cm^{-1} . Minus u izrazu 3.12 je potreban jer se broj fotona smanjuje prolaskom kroz materijal. Povećamo li debljinu materijala, a sve ostale veličine zadržimo istima, broj uklonjenih fotona iz snopa će se povećati. Jednadžba 3.12 se može zapisati i preko intenziteta:

$$\frac{dI}{I} = -\mu dx. \quad (3.13)$$

Rješenje diferencijalne jednadžbe 3.13 je:

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x} \quad (3.14)$$

gdje je $I(x)$ intenzitet snopa nakon prolaska kroz materijal debljine x , a I_0 je početni intenzitet snopa, intenzitet snopa koji upada na materijal.

Debljina polupropuštanja (engl. *half-value layer*, HVL) je debljina materijala pri kojem se početni intenzitet snopa smanji za 50 %. Prema definiciji: $x = \text{HVL}$, $\frac{I}{I_0} = \frac{1}{2}$. Stoga mora vrijediti:

$$\text{HVL} = \frac{\ln 2}{\mu}. \quad (3.15)$$

3.3.1. Koeficijent atenuacije

Koeficijent atenuacije μ generalno ovisi o vrsti materijala i energiji fotona. Atenuacija na duljini x ovisi o broju elektrona sadržanih u toj duljini, stoga koeficijent atenuacije μ ovisi o gustoći materijala. Podijelimo li μ s gustoćom materijala, dobivamo koeficijent atenuacije koji ne ovisi o ρ : maseni koeficijent atenuacije μ/ρ . Mjerna jedinica masenog koeficijenta atenuacije je cm^2/g ako se gustoća izražava u g/cm^3 . Za svaki materijal definira se i elektronski koeficijent atenuacije ($\text{cm}^2/\text{elektron}$), μ_e te atomski koeficijent atenuacije (cm^2/atom), μ_a .

$$\mu_e = \frac{\mu}{\rho N_0} \quad (3.16)$$

$$\mu_a = \frac{\mu}{\rho N_a} \quad (3.17)$$

gdje su N_0 , N_a broj elektrona po gramu te broj atoma po gramu.

3.3.2. Koeficijent prijenosa energije

Fotoni međudjeluju s atomskim elektronima kada prolaze kroz materijal. Pritom predaju dio ili svu energiju što rezultira povećanjem kinetičke energije elektrona. Jedan foton može predati energiju u nizu međudjelovanja, osim u slučaju fotoelektričnog učinka gdje on prenese svu energiju atomskom elektronu. Koeficijent prijenosa energije predstavlja udio energije fotona koja se pretvori u kinetičku energiju nabijenih čestica po jedinici duljine materijala:

$$\mu_{tr} = \frac{\bar{E}_{tr}}{h\nu} \mu \quad (3.18)$$

ovdje su \bar{E}_{tr} , $h\nu$, μ prosječna energija fotona prenesena na nabijene čestice po međudjelovanju, energija fotona te koeficijent atenuacije. Maseni koeficijent prijenosa energije je μ_{tr}/ρ .

3.3.3. Koeficijent apsorpcije energije

Elektroni, oslobođeni nakon međudjelovanja s fotonima (sekundarni elektroni), procesima ionizacije i pobuđenja prenose kinetičku energiju atomskim elektronima. Sekundarni elektroni mogu prenijeti svu kinetičku energiju u jednom sudaru ili to mogu učiniti kroz više sudara, gdje se kinetička energija elektrona smanjuje u svakom sudaru. Drugi način na koji se elektron može gubiti energiju jest međudjelovanje s jezgrom atoma. Naime, moguća je pojava zakočnog zračenja ako brzi elektron direktno međudjeluje s jezgrom preko Coulombove sile. Emitirani fotoni odnose energiju iz promatranog volumena te se ona ne ubraja u lokalno apsorbiranu energiju. Koeficijent apsorpcije energije se definira kao:

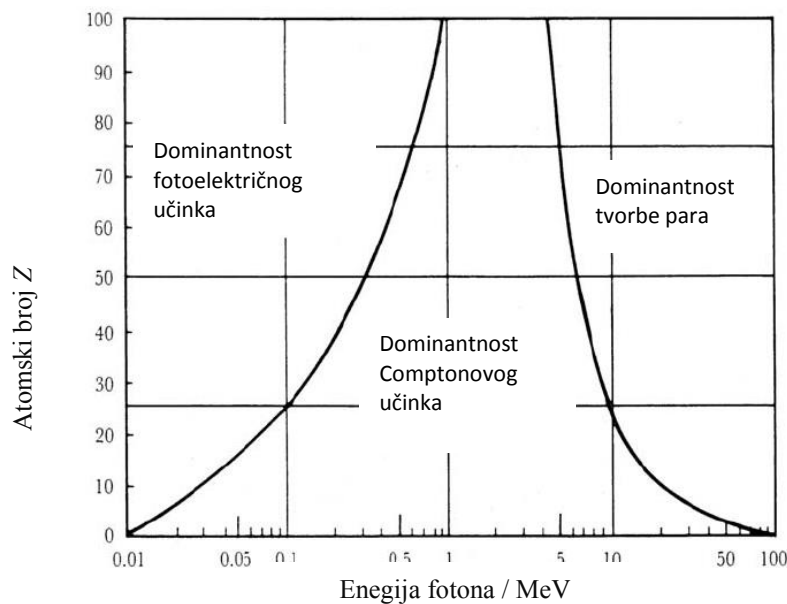
$$\mu_{en} = \mu_{tr}(1 - g) \quad (3.19)$$

gdje su μ_{tr} , g koeficijent prijenosa energije i radijativni gubitak. Radijativni gubitak predstavlja očekivani udio energije sekundarnih nabijenih čestica koja izlazi iz materijala u obliku energije fotona. Za meka tkiva i materijale s malim atomskim brojem, g praktički iznosi 0 stoga vrijedi: $\mu_{en} = \mu_{tr}$. S druge strane, kada je energija sekundarnih elektrona velika u materijalima s velikim atomskim brojem koeficijenti apsorpcije energije i prijenosa energije se razlikuju. Koeficijent apsorpcije energije² je od velike važnosti u radioterapiji jer omogućuje izračun apsorbirane energije u tkivima koja je bitna za predviđanje bioloških posljedica zračenja.

² Vrijednosti koeficijenata se mogu pronaći na: <https://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/tab3.html>.

3.3.4. Relativna dominantnost pojedinih međudjelovanja fotona s materijalom

Vjerojatnost da će foton međudjelovati s materijalom određenom vrstom međudjelovanja ovisi o atomskom broju materijala i energiji fotona. Općenito, fotoelektrični učinak je glavni način međudjelovanja pri niskim energijama fotona (< 20 keV za vodu), Comptonov učinak pri srednjim (20 keV – 10 MeV za vodu), a tvorba para pri visokim energijama fotona (> 10 MeV za vodu). Na slici 3.11 prikazana su područja relativne dominantnosti triju najbitnijih vrsta međudjelovanja fotona s materijalom. Krivulje na grafu energije fotona u ovisnosti o atomskom broju označavaju granice relativne dominantnosti određene vrste međudjelovanja; na lijevoj krivulji atomski koeficijent atenuacije za fotoefekt jednak je onome za Comptonov učinak, dok je na desnoj krivulji atomski koeficijent Comptonovog učinka jednak koeficijentu za tvorbu para. Na primjer, foton energije 100 keV će međudjelovati s olovom ($Z = 82$) najvjerojatnije preko fotoefekta, a s mekim tkivom ($Z_{eff} = 7,5$) najvjerojatnije preko Comptonovog učinka. S druge strane, foton energije 10 MeV će najvjerojatnije međudjelovati s olovom preko tvorbe para, a s mekim tkivom najvjerojatnije preko Comptonovog učinka [14].



Slika 3.11: relativna dominantnost tri načina međudjelovanja fotona s materijalom, preuzeto iz [14].

4. Dozimetrija

Dozimetrija se bavi kvantitativnim određivanjem deponirane energije ionizirajućeg zračenja u materijalu. Osnovne dozimetrijske veličine su kerma, apsorbirana doza te ekspozicija. Najvažnija od njih je apsorbirana doza jer ionizirajuće zračenje predaje energiju koja je odgovorna za posljedice zračenja u materijalu. Za potrebe određivanja učinaka ionizirajućeg zračenja u tkivu i organima definiraju se fizikalne veličine ekvivalentna i efektivna doza.

4.1. Osnovne fizikalne veličine u dozimetriji ionizirajućeg zračenja

4.1.1. Kerma

Kerma K je akronim za *Kinetic Energy Released per unit Mass*. Ona je fizikalna, nestohastička veličina koja je povezana s energijom koju indirektno ionizirajuće zračenje prenese materiji. Definira se kao omjer:

$$K = \frac{d\bar{E}_{tr}}{dm}. \quad (4.1)$$

Izraz 4.1 je diferencijal očekivane vrijednosti prenesene kinetičke energije nabijenim česticama od indirektno ionizirajućeg zračenja u elementu volumena dV mase dm po masi dm . Mjerna jedinica za kermu je Gy, $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$. Kerma se definira samo za indirektno ionizirajuće zračenje te predstavlja prvi korak u prijenosu energije materijalu. U kermu nije uključen prijenos kinetičke energije sekundarnih nabijenih čestica na druge nabijene čestice.

Kinetička energija sekundarnih nabijenih čestica može se „potrošiti“ na dva načina:

- 1) u sudarima koji rezultiraju ionizacijom i pobuđivanjem atoma materijala (sudarni gubici)
- 2) pretvorbom u energiju fotona (radijativni gubici).

Sukladno tome, kerma se može podijeliti na dvije komponente, sudarnu i radijativnu:

$$K = K_{col} + K_{rad}. \quad (4.2)$$

Sudarna kerma K_{col} se odnosi na dio prenesene kinetičke energije nabijenim česticama u materijalu koja se smanjuje u sudarima s drugim atomskim elektronima. Sudarna kerma se može definirati kao:

$$K_{col} = \frac{d\bar{E}_{tr}^{net}}{dm} \quad (4.3)$$

gdje je \bar{E}_{tr}^{net} očekivana vrijednost ukupne prenesene energije s indirektno ionizirajućeg zračenja na direktno ionizirajuće zračenje u volumenu V (radijativni gubici se ne uzimaju u obzir). Druga

komponenta, radijativna kerma K_{rad} uključuje onaj dio prenesene energije u početnu kinetičku energiju nabijenih čestica od nenabijenih čestica koja se pretvori u energiju fotona (zakočno zračenje, anihilacija elektron-pozitron).

4.1.2. Apsorbirana doza, brzina apsorbirane doze

Apsorbirana doza D je fizikalna, nestohastička veličina koja je primjenjiva za direktno i indirektno ionizirajuće zračenje. Ako je $d\bar{E}_a$ diferencijal očekivane vrijednosti apsorbirane energije u elementu materijala mase dm od ionizirajućeg zračenja tada se apsorbirana doza definira kao omjer:

$$D = \frac{d\bar{E}_a}{dm}. \quad (4.4)$$

Mjerna jedinica za D jednaka je onoj za kermu, Gy. Volumen od interesa za apsorbiranu dozu je onaj gdje se početna kinetička energija nabijenih čestica „troši“. Energija zakočnog fotona koji nastane u volumenu V kada oslobođeni nabijeni elektron usporava u blizini jezgre odnosi energiju izvan volumena te se ne ubraja u apsorbiranu energiju u volumenu V .

Brzina apsorbirane doze u točki P i vremenu t je dana s:

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} = \frac{d}{dt} \left(\frac{d\bar{E}_a}{dm} \right). \quad (4.5)$$

4.1.3. Odnos sudarne kerme i doze

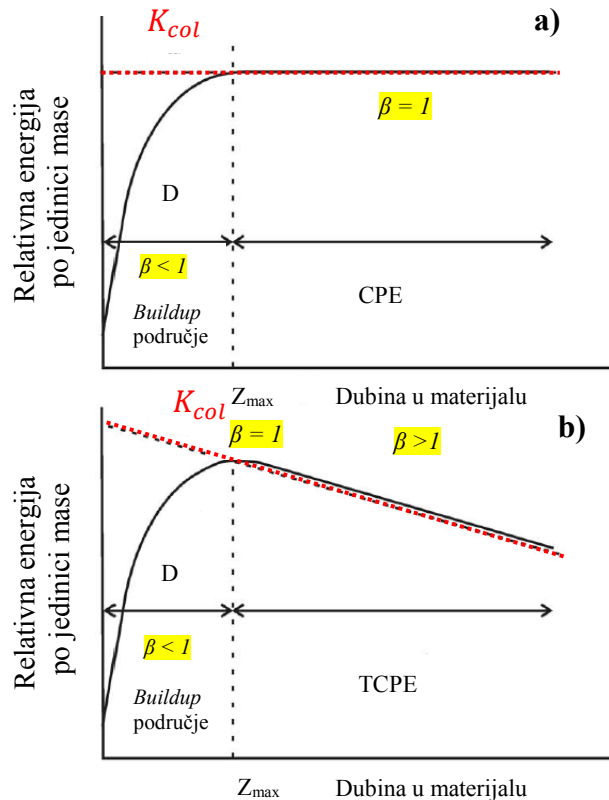
Prijenos energije od fotonskog snopa na nabijene čestice u promatranom volumenu općenito ne dovodi do apsorpcije energije u tom volumenu jer dio sekundarnih elektrona izađe iz volumena od interesa, također se pretpostavlja da radijativni fotoni odlaze iz promatranog volumena, stoga se doza povezuje sa sudarnom kermom preko relacije:

$$\beta = \frac{D}{K_{col}}. \quad (4.6)$$

U idealnom slučaju $\beta = 1$ te predstavlja slučaj ravnoteže nabijenih čestica (engl. *Charged Particle Equilibrium*, CPE) koja podrazumijeva: nabijena čestica određene vrste i energije koja izlazi iz volumena od interesa biva nadomještena česticom iste vrste i energije koja ulazi u volumen.

Na slici 4.1 pod a) i b) prikazana je doza i sudarna kerma za upadni fotonski snop u ovisnosti o dubini u materijalu. U a) slučaju doza raste s povećanjem dubine u materijalu te postiže maksimum na dubini $z = z_{max}$. U toj točki se postiže i ravnoteža nabijenih čestica, $\beta = 1$,

te je apsorbirana doza jednaka sudarnoj kermi. Na manjim dubinama od maksimalne vrijedi: $\beta < 1$ (područje izgradnje doze, engl. *build up region*). Na istoj slici pod b) prikazan je realniji slučaj i nastanak tranzijentne ravnoteže nabijenih čestica: doza ponovno raste s povećanjem dubine u materijalu, ali na dubinama većim od z_{\max} ne postoji CPE (osim u uskom području oko z_{\max}), već govorimo o prijelaznoj ravnoteži nabijenih čestica (engl. *Transient Charged Particle Equilibrium*, TCPE) gdje je $\beta > 1$. Apsorbirana doza i sudarna kerma nisu jednake, ali omjer D i K_{col} je stalan.



Slika 4.1: veza između sudarne kerme i doze u slučaju (a) zanemarivanja atenuacije fotonskog snopa i u slučaju (b) uzimanja atenuacije u obzir, preuzeto iz [14].

4.1.4. Ekspozicija

Ekspozicija X je fizikalna veličina koja se odnosi na sposobnost rendgenskog i gama zračenja da ioniziraju zrak. Definira se kao omjer:

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (4.7)$$

diferencijal dQ je apsolutni iznos ukupnog naboja iona istog predznaka proizvedenih u zraku kada se svi sekundarni elektroni i pozitroni oslobode u fotonskim međudjelovanjima u zraku mase dm u potpunosti zaustave u zraku. Mjerna jedinica ekspozicije je C/kg. Jedinica ekspozicije izvan SI sustava je rendgen (R); $1\text{C/kg} = 3867\text{ R}$.

4.1.5. Ekvivalentna doza

Biološko oštećenje organa ili tkiva ne ovisi samo o apsorbiranoj dozi već i o vrsti zračenja te vrsti organa/tkiva. Stoga su u zaštiti od zračenja uvedene veličine ekvivalentna doza i efektivna doza. Za istu apsorbiranu dozu, teže nabijene čestice će više oštetiti organ u odnosu na gama zračenje ili elektrone. Razlog tome je povećanje vjerojatnosti ionizacijskih događaja (povećava se vjerojatnost nepovratne štete) u organu kada na njega upadaju teže nabijene čestice. Ekvivalentna doza se određuje za svaki organ uzimajući u obzir apsorbiranu dozu i vrstu zračenja kao:

$$H_T = w_R D_{T,R} \quad (4.8)$$

w_R je težinski faktor za tip zračenja R . Drugi član u jednadžbi 4.8 je $D_{T,R}$: prosječna apsorbirana doza u tkivu ili organu od zračenja tipa R . Ekvivalentna doza je mjera oštećenja od zračenja u tkivu ili organu T . Mjerna jedinica ekvivalente doze je sievert, Sv ($1 \text{ Sv} = 1 \text{ J/kg}$). Vrijednosti za w_R se mogu pronaći u tablicama (npr. u ICRP (International Commission on Radiological Protection) izvještaju 103 iz 2007.g [15]) te za X-zrake, gama zrake i elektrone se uzima $w_R = 1$, za protone $w_R = 5$, za čestice $w_R = 20$, a za neutrone w_R se kreće od 5 do 20, ovisno o energiji neutrona [14].

4.1.6. Efektivna doza

Različita tkiva i organi nisu jednako osjetljivi na zračenje. Za istu ekvivalentnu dozu, veću nepopravljivu štetu će pretrpjeti organ koji je osjetljiviji na zračenje. Zbog toga se za svaki organ ili tkivo definira težinski faktor w_T . On treba predstavljati doprinos organa (ili tkiva) ukupnoj šteti koja nastane kao posljedica uniformnog ozračivanja cijelog tijela. Efektivna doza se definira prema:

$$E = \sum w_T H_T. \quad (4.9)$$

Težinski faktori za različite tipove zračenja kao i za različita tkiva su definirani i tabelirani (ICRP izvještaj 103 [15]). Mjerna jedinica efektivne doze je sievert, Sv.

4.1.7. CTDI

Apsorbiranu dozu prilikom medicinskog oslikavanja je teže specificirati i karakterizirati od terapijske apsorbirane doze. Taj problem se javlja zato što raspodjela doze tijekom CT oslikavanja kV X-zrakama ovisi o velikom broju varijabli (npr. kvaliteti snopa, tehnici, trajanju

i frekvenciji odabrane procedure). Problem se rješava definiranjem novih fizikalnih veličina koje uzimaju u obzir razlike u raspodjeli doze.

Za oslikavanje CT uređajem definira se specijalna veličina CTDI (engl. *computed tomography dose index*). Ona iskazuje apsorbiranu dozu tijekom CT snimanja. Matematički se definira prema:

$$\text{CTDI} = \frac{1}{h} \int_{-\infty}^{\infty} D(z) dz \quad (4.10)$$

gdje je $D(z)$ apsorbirana doza na položaju z duž osi rotacije, a h je nominalna debljina sloja. CTDI predstavlja ukupnu apsorbiranu dozu deponiranu u točki unutar jednog sloja tijekom snimanja. Veličina CTDI (izraz 4.10.) je teorijska, dok je CTDI_{100} mjerljiva, praktična veličina koja se određuje prema:

$$\text{CTDI}_{100} = \frac{1}{h} \int_{-50}^{50} K_{air}(z) dz. \quad (4.11)$$

Ovdje je K_{air} kerma u zraku. Dobiva se s pomoću ionizacijske komorice koja integrira dozu u jednom sloju tijekom aksijalnog snimanja preko duljine od 100 mm. Tijekom CT oslikavanja tijela, CTDI na površini tipično je veći za faktor ili dva od vrijednosti CTDI u središtu zbog čega se definira veličina CTDI_w :

$$\text{CTDI}_w = \frac{1}{3} \text{CTDI}_{100, \text{središte}} + \frac{2}{3} \text{CTDI}_{100, \text{rubno}} \quad (4.12)$$

CTDI_w je aproksimacija prosječne doze apsorbirane u poprečnom presjeku tijela [2]. Ako se CTDI_w podijeli s omjerom pomaka pacijenta (ležaja) tijekom jedne potpune rotacije sustava izvor-detektor i širine snimanog sloja (engl. *pitch*) dobije se CTDI_{vol} .

5. Podjela dozimetrije

Dozimetri su uređaji koji mogu izmjeriti apsorbiranu dozu ionizirajućeg zračenja u osjetljivom volumenu V . Informacija o apsorbiranoj dozi u osjetljivom volumenu dozimetra nije cilj, već je nužna za određivanje apsorbirane doze (ili neke druge dozimetrijske veličine) u drugom sredstvu gdje direktna mjerenja nisu moguća. Dozimetrijski sustav sastoji se od dozimetra i čitača.

S obzirom na metodu određivanja apsorbirane doze dozimetriju dijelimo na: sustav za dozimetriju s ionizacijskim komoricama, dozimetrija filmovima (radiografski film, radiokromski film), luminiscentna dozimetrija (termoluminescentna, optički stimulirana luminescentna i radiofotoluminiscentna dozimetrija), poluvodička dozimetrija (sustavi za dozimetriju sa silicijskim diodama, MOSFET dozimetrija itd.), kemijska dozimetrija, kalorimetrija i mnoge druge.

5.1. Ionizacijska komorica

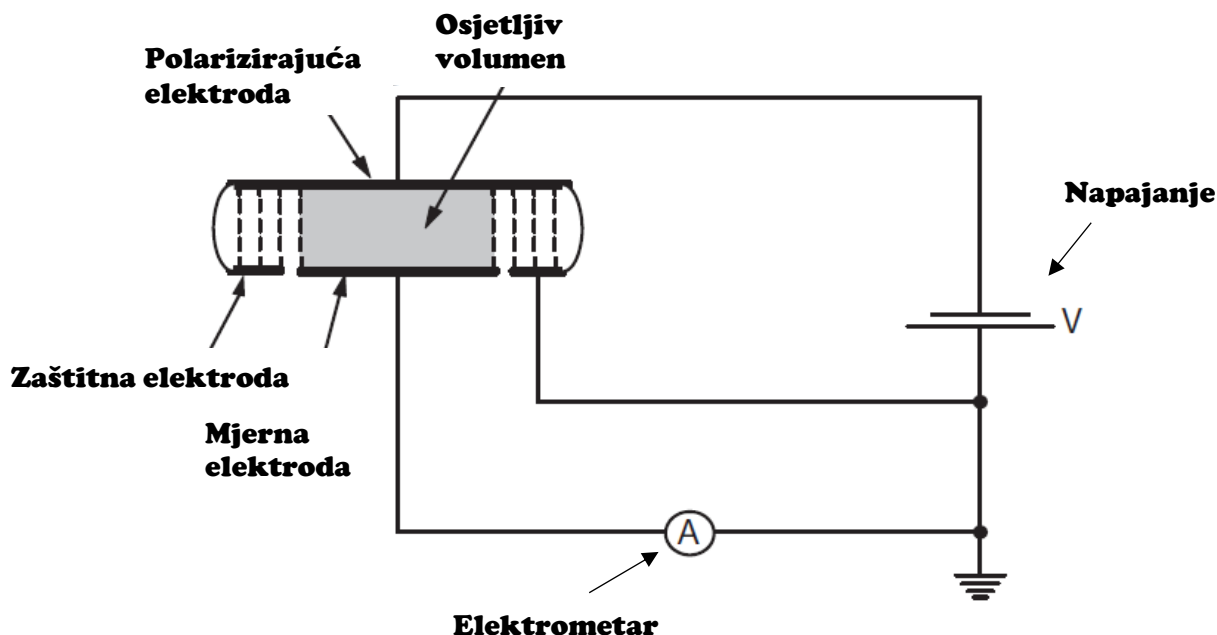
Ionizacijska komorica (IC) je tip dozimetra koji može detektirati ionizirajuće zračenje metodom ionizacije. Koristi se u radioterapiji i dijagnostičkoj radiologiji. Pomoću ionizacijske komorice može se izmjeriti naboj ili struja koju proizvodi ionizirajuće zračenje u njezinom osjetljivom volumenu u kojem se nalazi plin mase m (najčešće je to zrak).

Apsorbiranu dozu u zraku moguće je dobiti prema:

$$D_{air} = \frac{Q}{m_{air}} \left(\frac{\bar{W}_{air}}{e} \right) \quad (5.1)$$

gdje je Q iznos skupljenog naboja u volumenu komorice koji je rezultat međudjelovanja ionizirajućeg zračenja s komoricom, m_{air} je masa zraka unutar volumena komorice, a $\frac{\bar{W}_{air}}{e}$ je srednja energija potrebna za stvaranje ionskog para u zraku po jedinici naboja. Primjenom Bragg –Gray ili Spencer–Attix teorije šupljine moguće je povezati apsorbiranu dozu u zraku s apsorbiranom dozom u sredstvu (najčešće voda).

Ionizacijske komorice se generalno sastoje od tri elektrode (polarizirajuća elektroda, mjerna elektroda, zaštitna elektroda) koje definiraju njezin osjetljiv volumen (slika 5.1). Elektrometri su operativna pojačala s visokim prinosom, negativnom povratnom vezom s otpornikom ili kondenzatorom koja mjere struju ili naboj u komorici skupljen tijekom vremenskog intervala. Mogu izmjeriti struju čiji je iznos reda veličine 10^{-9} A ili manji.



Slika 5.1: dozimetrijski sustav ionizacijske komorice s napajanjem i elektrometrom, preuzeto iz [14].

Indirektno ionizirajuće zračenje otpušta brze elektrone u zidovima komorice tijekom procesa fotoelektričnog učinka, Comptonovog učinka ili tvorbe para. Neki od tih elektrona ulaze u osjetljiv volumen komorice te ioniziraju molekule zraka. U osjetljivom volumenu komorice nastanu pozitivni ioni i spori elektroni. Molekule kisika privuku negativno nabijene elektrone te tako nastanu negativni ioni. Prema tome, u ionizacijskim komoricama koje su ispunjene zrakom nakupljaju se pozitivni i negativni ioni (umjesto elektrona i pozitivnih iona) na elektrodama zbog električnog polja prisutnog u volumenu IC.

IC može postati apsolutni dozimetar ako za određivanje doze zračenja u njezinom osjetljivom volumenu nije potrebna kalibracija u poznatom polju zračenja, ako jest, IC se koristi kao relativni dozimetar [16].

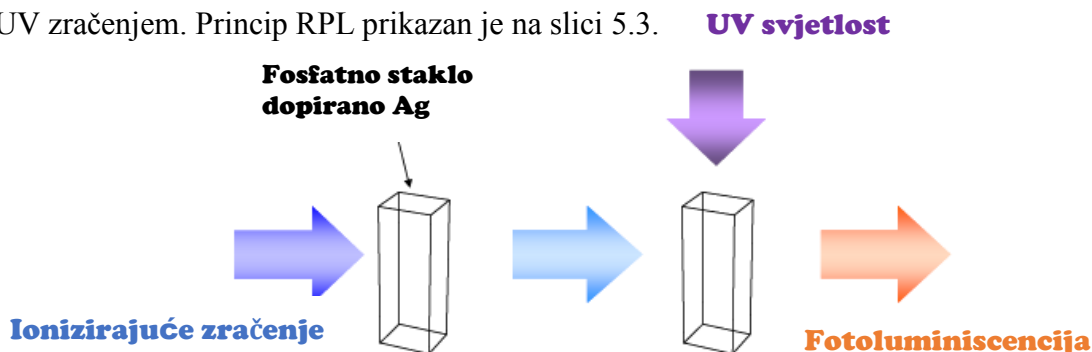
5.2. Luminiscentna dozimetrija

U luminescentnim materijalima postoje „zamke“ za naboje. Kada na te materijale upada ionizirajuće zračenje, u njima se oslobađaju parovi elektron-šupljina koji ostaju zarobljeni između vodljive i valentne vrpce. Kada se isti materijali pobude dovođenjem energije povećava se vjerojatnost da će naboje biti pušteni iz zamki što na kraju dovodi do emitiranja svjetlosti. Intenzitet emitirane svjetlosti je proporcionalan energiji zračenja koja je apsorbirana u materijalu. Ova činjenica je iskorištena u svrhu dozimetrije.

5.2.1. Radiofotoluminiscentna dozimetrija

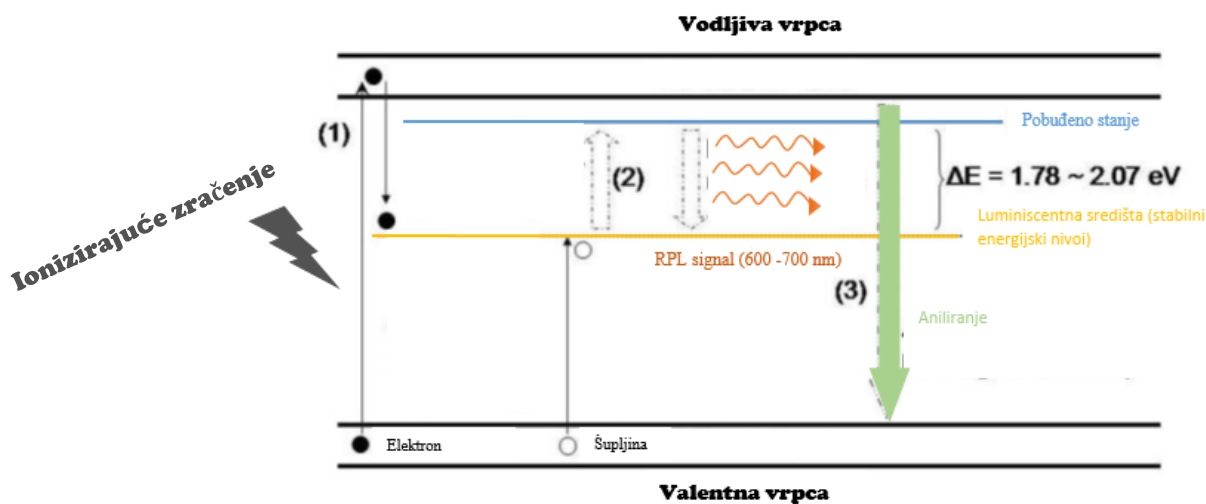
Neki materijali nakon izlaganja elektromagnetskom zračenju dio apsorbirane energije pohrane u svojim metastabilnim stanjima (tzv. zamkama). Ta energija može se osloboditi u

obliku UV, vidljivog ili infracrvenog zračenja i tu pojavu nazivamo fotoluminiscencijom. U slučaju radiofotoluminiscencije (RPL) (slika 5.2) oslobađanje zarobljenih elektrona potaknuto je UV zračenjem. Princip RPL prikazan je na slici 5.3.



Slika 5.2: shematski prikaz radiofotoluminiscencije, preuzeto iz [17].

Ionizirajuće zračenje stvara RPL centre u uzorku RPL stakla. Nakon pobude s pomoću UV lasera elektroni koji se nalaze u „zamkama“ između vodljive i valentne vrpce se podignu na viši energijski nivo te prilikom relaksacije emitiraju svjetlost. Energija UV lasera nije dovoljna da podigne elektrone u vodljivu vrpcu, stoga se RPL centri ne unište (nakon emitiranja luminiscencije elektroni se vraćaju u „zamke“). Stabilnost RPL centara omogućuje višestruka očitavanja stakla nakon jednog ozračivanja. Za povratak zarobljenih elektrona u valentnu vrpcu potrebno je RPL staklo zagrijati na visokoj temperaturi i taj postupak se naziva aniliranje [18].



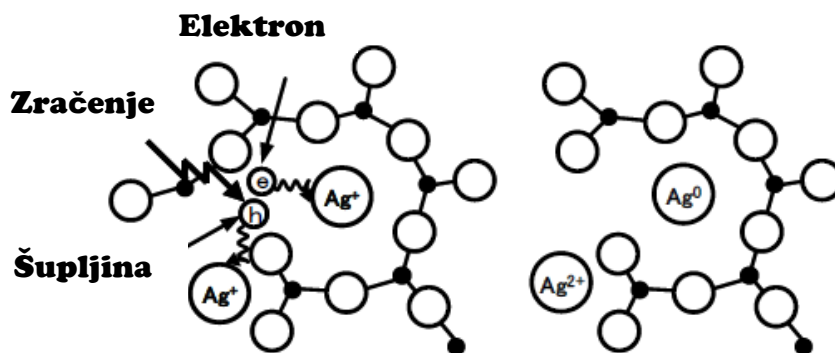
Slika 5.3: (1) formiranje RPL centara pod utjecajem ionizirajućeg zračenja, (2) pobuđivanje u viši energijski nivo te relaksacija uz emitiranje svjetlosti, (3) uništavanje RPL centara procesom aniliranja, preuzeto iz [18].

5.2.1.1. Stvaranje RPL centara

RPL detektor sastoji se od fosfatnog stakla dopiranog atomima srebra. Atomi srebra prisutni su u staklu u obliku Ag^+ . Ionizirajuće zračenje otpušta elektrone (e^-) i šupljine (h^+) u staklu koji reagiraju s Ag^+ (izrazi 5.2 i 5.3) što dovodi do nastanka RPL centara.



Ag^0 te Ag^{2+} su stabilni RPL centri na sobnoj temperaturi. Difuzija elektrona je brža u RPL materijalu, stoga je brzina nakupljanja Ag^0 veća od brzine Ag^{2+} . No, difuziju šupljina je moguće ubrzati predgrijavanjem ozračenih RPL dozimetara.



Slika 5.4: stvaranje RPL centara, preuzeto iz [17].

Kada se Ag^0 te Ag^{2+} RPL centri pobude s UV svjetlosti emitiraju narančastu svjetlost. Intenzitet emitirane svjetlosti je proporcionalan apsorbiranoj dozi. Kako su Ag^0 te Ag^{2+} stabilni centri, nakon emitiranja narančaste svjetlosti ne vraćaju se u stanje Ag^+ , pa se postupak pobude s UV svjetlosti tj. postupak očitavanja apsorbirane doze može ponavljati više puta.

5.2.2. Razvoj RPL dozimetrije

Prvi RPL dozimetrijski sustav izrađen je 1949.g te se je koristio za mjerenje doze od zračenja u iznosu od 0,1 do 1 Gy. Nakon poboljšanja RPL materijala bilo je moguće izmjeriti dozu od 0,1 mGy do 10 Gy. Prvi RPL dozimetri nisu bili praktični zbog velikog doprinosa početne doze RPL signalu odnosno intrinzične fotoluminiscenije i fotoluminiscenije zbog nečistoća na površini stakla. Primjenjivost RPL dozimetara povećala se je drastično nakon uvođenja nove tehnike očitavanja staklenih dozimetara s pomoću UV lasera u pulsnom režimu radu. Danas se tehnologija RPL dozimetara i dalje razvija te se koristi kao praktičan dozimetar koji može izmjeriti dozu zračenja između 10 μGy do 100 Gy [18].

5.2.3. Osnovna svojstva i vrste RPL dozimetara

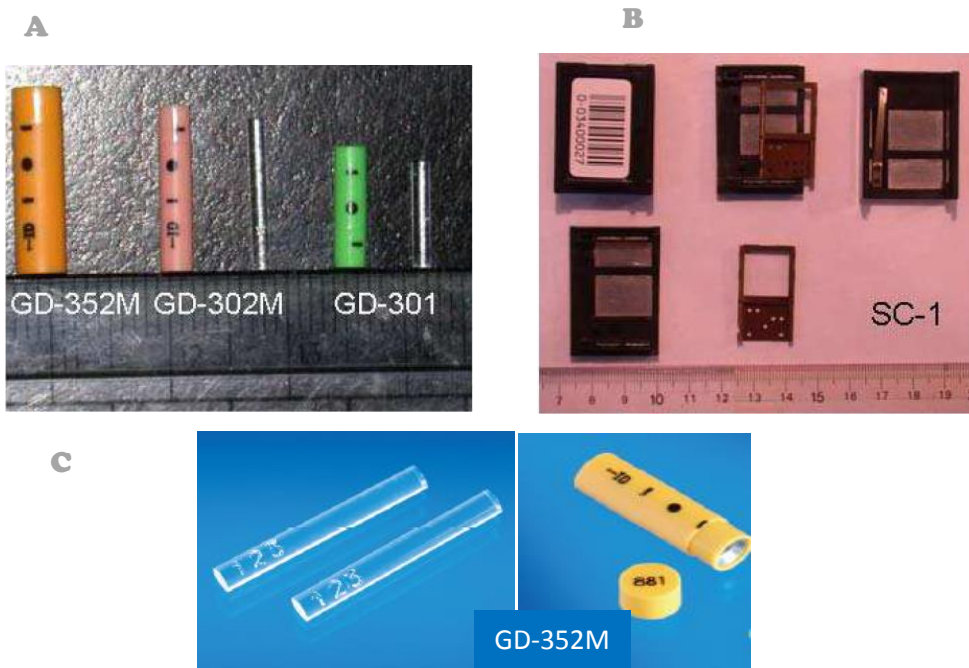
Radiofotoluminiscentni dozimetri imaju široku primjenu u medicini (dijagnostička radiologija, radioterapija, brahiterapija, radiokirurgija...) služe za mjerenje razine zračenja u okolišu te se mogu koristiti kao osobni dozimetri. RPL dozimetre karakteriziraju sljedeća svojstva:

- 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.
- Zanimljivo slabljenje signala (<5 % / god).
- Relativno male dimenzije.

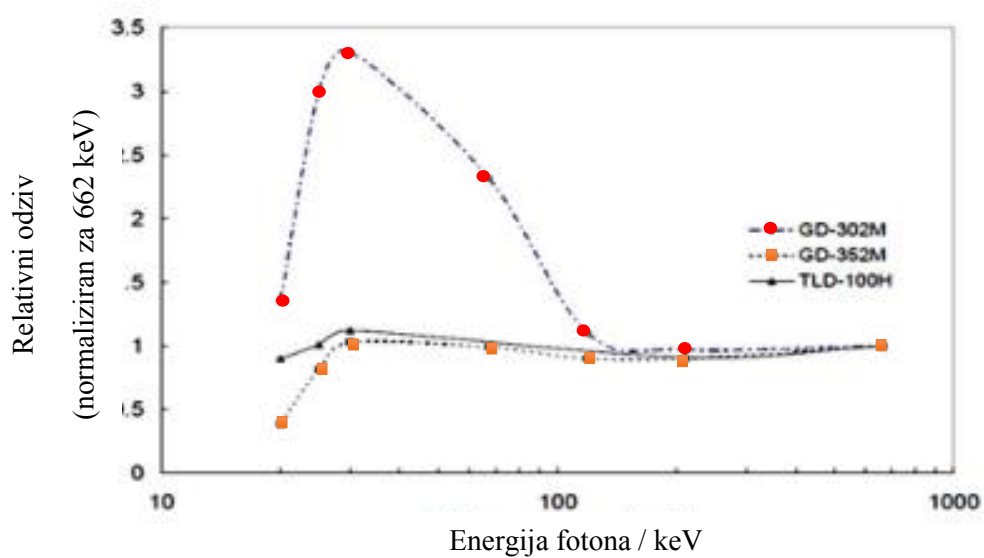
Nedostaci:

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

Modeli RPL dozimetara koji se koriste u medicini su: GD-302M, GD-352M, GD-351, GD-301 (slika 5.5, A i C). Svaki dozimetar izgrađen je od istog materijala (fosfatno staklo dopirano srebrom), istog su (cilindričnog) oblika te se svaki pohranjuje u plastičnim držačima. Razlikuju se u dimenzijama te imaju li njihovi držači filter za kompenzaciju energijske ovisnosti. Prva dva modela, GD-302M i GD-352M su iste duljine i promjera iznosa 12 mm i 1,5 mm. Preostala dva modela imaju promjer iznosa 1,5 mm, a njihova duljina je 8,5 mm. GD-301 i GD-302M bez filtra u držaču se koriste za mjerenje doze fotonskog zračenja velike energije koje se primjenjuju u radioterapiji. Model GD-352M (slika 5.5, C) sadrži unutar držača filter od kositra radi kompenziranja energijske ovisnosti na malim energijama i koristi se za mjerenje u dijagnostičkoj radiologiji. Na slici 5.6 grafički je prikazana ovisnost relativnog odziva različitih modela dozimetara o energiji fotona; ovisnost o energiji je značajno smanjena za dozimetar s filtrom. Također, ovisnost o energiji za dozimetar bez filtra se osjetno smanji na velikim energijama fotona (>100 keV) koje se koriste u radioterapiji. SC-1 tip RPL dozimetara (slika 5.5, B) primjenjuje se za mjerenje doza u okolišu: mjere apsorbiranu dozu od gama zračenja u blizini nuklearnih elektrana, na mjestima radioloških nesreća itd.



Slika 5.5: RPL dozimetri koji se koriste u medicine (A i C) te u okolišu (B), preuzeto iz [18].



Slika 5.6: krivulja energijske ovisnosti različitih modela dozimetara, preuzeto iz [18].

6. Biološki učinci zračenja

Ionizirajuće zračenje može oštetiti DNK ili druge kritične dijelove stanice što može dovesti do neželjinih štetnih posljedica, pa čak i do smrti stanice. Biološke posljedice zračenja u ljudskoj populaciji se mogu pojaviti u osobi koja je bila izložena ionizirajućem zračenju (somatske posljedice) ili u njegovim potomcima (genetske ili nasljedne posljedice). Biološke učinke zračenja možemo podijeliti na:

- Nestohastičke (determinističke)

Najčešće su posljedica gubitka (smrti) velikog broja stanica zbog izlaganja većim dozama. Za determinističke posljedice postoji prag doze: ispod praga štetnih posljedica nema jer svaki organ ili tkivo može i dalje obavljati životne funkcije ako se nekoliko stanica ošteti. No, iznad praga, ozbiljnost posljedica raste s povećanjem doze od zračenja. Iznos praga za različite determinističke učinke ovisi o organu/tkivu koje se ošteti tijekom ozračivanja. Već nakon nekoliko sati ili dana nakon izlaganja može doći do pojave determinističkih učinaka kao npr. crvenilo, opekline, gubitak kose, sterilnost itd. Neki učinci se mogu izraziti tek nakon nekoliko mjeseci ili godina kao npr. zamućenje očne leće.

- Stohastičke

Stohastičke posljedice zračenja se ne mogu predvidjeti, jedino je moguće govoriti o vjerojatnosti njihova pojavljivanja. Za njih prag ne postoji, ali smatra se da je vjerojatnost javljanja proporcionalna s dozom od zračenja. Predstavljaju opasnost i pri malim dozama gdje deterministički učinci nisu mogući. Vrijeme pojavljivanja se mjeri u godinama nakon izlaganja. Najčešći stohastički učinci su mutacije DNK (genetske posljedice) koje se izražavaju kod potomaka i tumori [3].

6.1. Doze pri CT pretragama

Doza za pacijente pri CT pretragama je relativno visoka te se frekvencija i vrste CT ispitivanja povećavaju u svijetu. Apsorbirane doze u tkivima (koja se snimaju) od dijagnostičkih CT pretraga su najviše od svih ostalih u dijagnostičkoj radiologiji.; tipične doze se kreću (zavisno od protokola snimanja) i do 100 mGy [19]. Diljem svijeta udio CT-a u svim medicinskim pretragama koje uključuju X-zrake je 5 %, a doprinos CT pretraga ukupnoj dozi je 34 % (slika 6.1) [20].

U tablici 6.1 navedene su efektivne doze za nekoliko CT pretraga te vrijeme izloženosti prirodnom pozadinskom zračenju koje bi rezultiralo istom efektivnom dozom.

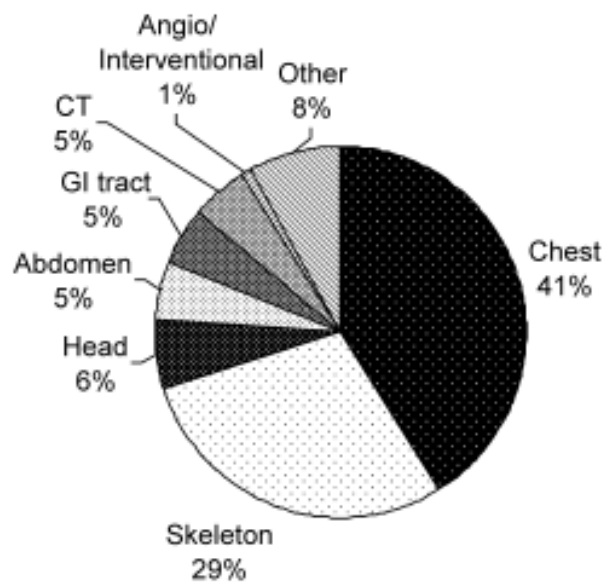
Tablica 6.1. Efektivne doze za odrasle osobe tijekom tipičnih CT pretraga, preuzeto iz [21].

Tip pretrage	Približna efektivna doza / mSv	Vrijeme izloženosti prirodnom pozadinskom zračenju
CT abdomena i zdjelice	10	3 godine
CT pregled za otkrivanje karcinoma pluća	1,5	6 mjeseci
CT glave	2	8 mjeseci
CT kralježnice	6	2 godine
CT prsnog koša	7	2 godine
CT angiografija srca	12	4 godine

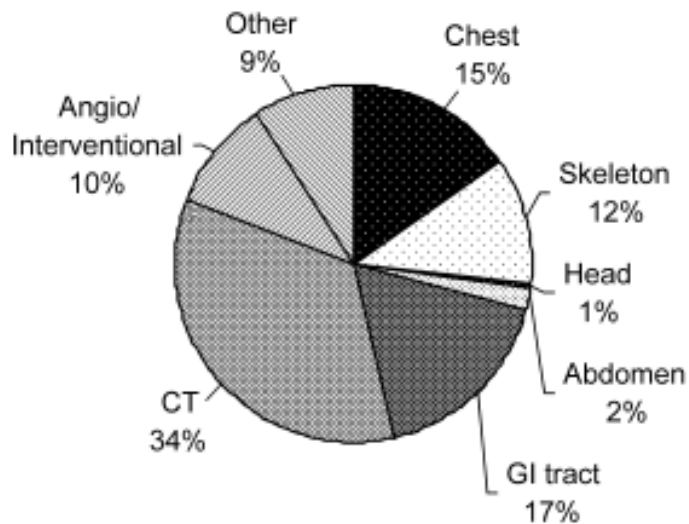
Valja napomenuti da se efektivne doze u tablici odnose samo na prosječnu odraslu osobu. Stvarne doze tijekom pregleda mogu se razlikovati od osobe do osobe te ovise i o metodi i uvjetima pretrage.

ICRP preporučuje da se bilo koje izlaganje zračenju, osim prirodnog koje se ne može izbjeći, svede na minimum i ispod individualnih granica doze. Za radnika koji radi u okruženju u kojem je prisutno ionizirajuće zračenje individualna granica doze je 100 mSv (prosječna vrijednost za 5 godina), a za opću populaciju je 1 mSv po godini [22].

a) doprinos frekvenciji



b) doprinos ukupnoj dozi



Slika 6.1: godišnji globalni doprinos CT pretraga u ispitivanjima medicinskim X- zrakama po vrsti dijagnostičke metode (UNSCEAR, 2000.)

7. Materijali i metode

7.1. Dozimetrijski sustav

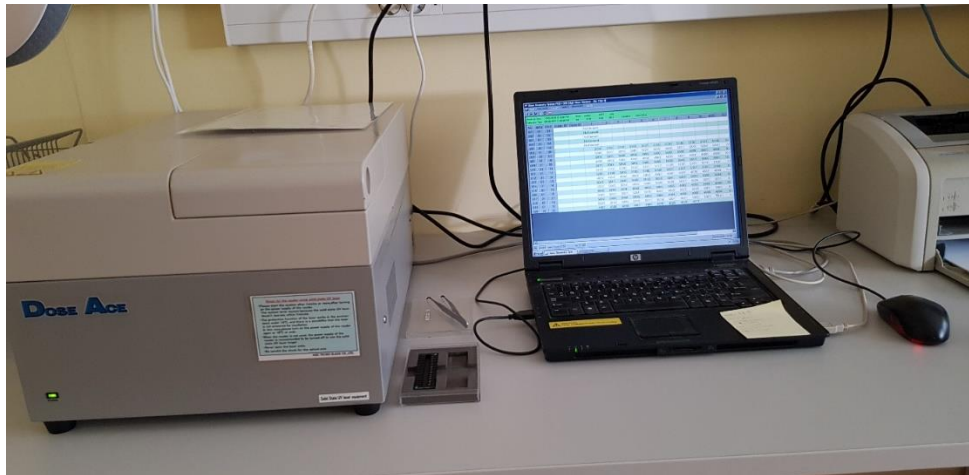
RPL dozimetrijski sustav sastoji se od dozimetara, instrumenta za očitavanje (RPL čitač) i cijelog ciklusa mjerenja i obrade podataka. Svaka komponenta dozimetrijskog sustava će biti objašnjena dalje u radu.

7.1.1. RPL dozimetar

U ovom radu korišteni su RPL dozimetri tipa GD-352M (Asahi Techno Glass Corporation, Japan) koji se sastoje od staklenog štapićastog detektora i plastičnog držača. Detektor je napravljen od fosfatnog stakla dopiranog srebrom. Serija stakla dozimetara je FD-7 sa sljedećim sastavom: Na (11 %), P (31,5 %), O (51,2 %), Al (6,1 %), Ag (0,2 %), s efektivnim atomskim brojem od 12.04. Svi dozimetri na jednom kraju ima urezani identifikacijski (ID) broj radi prepoznavanja. Pohranjuju se u držačima (slika 5.5. C) koji na čepu imaju naznačeni ID broj koji odgovara dozimetru. U plastičnom držaču se nalazi filter od kositra koji smanjuje ovisnost o energiji na energijama nižim od oko 100 keV i zato je ova vrsta RPL dozimetara pogodna za mjerenja u dijagnostičkoj radiologiji.

7.1.2. RPL čitač

Čitač FGD-1000SE zajedno s pripadnim računalom prikazan je na slici 7.1. Uređaj radi na principu pobuđivanja RPL stakla s pomoću UV lasera valne duljine 337,1 nm u pulsnom režimu rada. UV zračenje pobudi RPL centre u dozimetru i dolazi do emisije narančaste svjetlosti valne duljine 600 – 700 nm. Karakteristike čitača nalaze se u tablici 7.1. Prije pokretanja procesa očitavanja nosač s dozimetrima se stavlja u uređaj te se provjerava položaj svakog dozimetra. ID broj dozimetra se mora nalaziti uz oznaku za ID broj na nosaču te dozimetri moraju biti međusobno poravnati. Nakon toga poklopac uređaja se zatvara te se na računalu pokreće proces očitavanja. No, najprije se na računalnom programu odabire broj ponovljenih očitavanja pojedinog dozimetra. Čitač je kalibriran uz pomoć RPL dozimetra ozračenog poznatom dozom u Sekundarnom standardnom dozimetrijskom laboratoriju Instituta Ruđer Bošković (SSLD) [23]. Čitač je kalibriran tako da je očitana doza specificirana kao apsorbirana doza u zraku.



Slika 7.1: RPL čitač FGD-100SE.

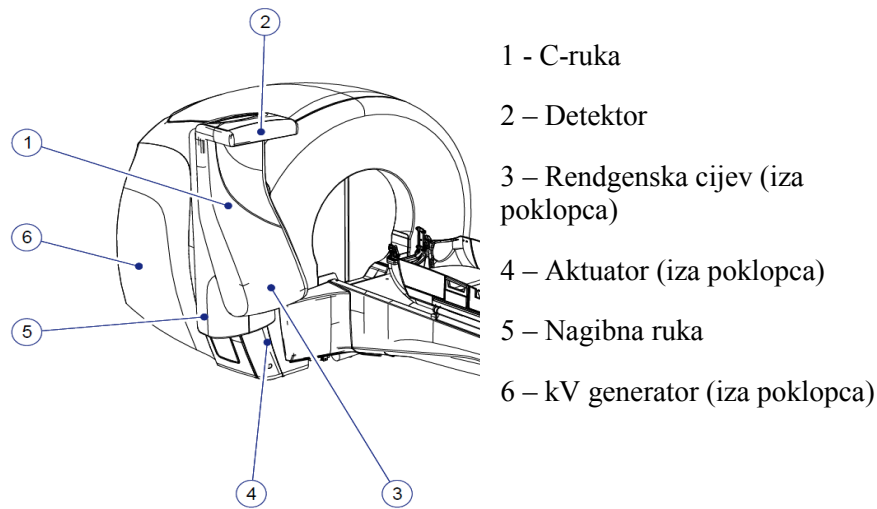
Tablica 7.1: karakteristike čitača u RPL dozimterijskom sustavu, preuzeto iz [24].

Model	FGD-100SE
Mjerna jedinica prikazane veličine	Gy(Sv)
Interval prikazane veličine	1 μ Gy do 10 Gy [do 500 Gy po opciji]
Reproducibilnost	Koeficijent varijacije 5% ili manje (pri 100 μ Gy) 2% ili manje (pri 1 mGy)
Kontinuirano očitavanje	20 staklenih dozimetra
Vrijeme očitavanja	6 sekundi ili manje po elementu
Tehnika kalibracije	Doza se automatski kalibrira sa standardnim ozračenim staklenim elementom i kalibracija osjetljivosti s unutrašnjim kalibracijskim staklenim elementom
Napajanje	100, 115, 220 & 240 AC [50/60 Hz]
Snaga	Max 200 W

7.2. CBCT uređaj

U ovom radu je korišten CBCT uređaj koji se nalazi u sklopu Leksell Icon Gama noža (Elekta, Švedska). CBCT sustav se koristi se u dvije svrhe: 1) snimanje i lociranje volumena za potrebe terapije i za izradu plana terapije, 2) provjera položaja pacijenta tijekom terapije gama

nožem. Na slici 7.2. prikazani su dijelovi CBCT sustava. Rotirajuća jedinica (C-ruka) okreće rendgensku cijev i detektor oko pacijenta tijekom pretrage, dok nagibna ruka omogućuje premještanje C-ruke u položaj za snimanje.



Slika 7.2: dijelovi CBCT sustava, preuzeto iz [25].

CBCT sustav dolazi s unaprijed određenim postavkama tj. s grupom parametara koji kontroliraju rad sustava (engl. *preset*). U radu je odabran *preset* CTDI 6.3. U tablici 7.2 navedene su vrijednosti parametara za odabrani *preset*.

Tablica 7.2: parametri CBCT sustava odabrani za rad, preuzeto iz [25].

CTDI doza	6,3 mGy
Struja cijevi · vrijeme ekspozicije	1,0 mAs
Struja cijevi	25 mA
Napon cijevi	90 kVp

Rendgenska cijev dolazi s ugrađenim filtrima; iznos ukupne filtracije je 11,1 mm Al. Osim primarnih filtera koji se nalaze u rendgenskoj cijevi i čija je ukupna debljina 1,5 mm Al, u uređaju se nalazi dodatni filter (tzv. *bowtie* filter). Oblik *bowtie* filtra je takav da zrake koje presjecaju centar glave prolaze kroz manje *bowtie* filter materijala od zraka koje prolaze kroz rubni dio glave. *Bowtie* filter značajno smanjuje niskoenergetski dio spektra koji povećava dozu za pacijenta, a ne sudjeluje u procesu rekonstrukcije CT slike.

Za ovaj sustav vrijedi $CTDI_{vol} = CTDI_w$ jer se samo jedan tomografski sloj snimi tijekom jedne rotacije.

7.3. Ionizacijska komorica i elektrometar

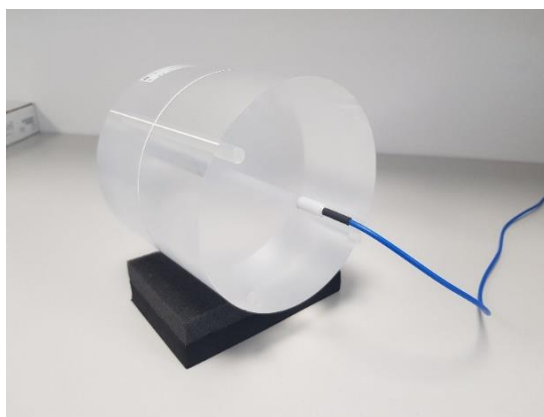
PTW CT chamber 30009 (PTW, Njemačka) je cilindrična ionizacijska komorica namijenjena mjerenju u CT fantomu glave i tijela. Ona se koristi za mjerenje umnoška doze i duljine (engl. *dose length product*, DLP) i $CTDI_{100}$. Može se izračunati i veličina $CTDI_w$ prema formuli 4.12. Osjetljiv volumen je duljine 10 cm; materijal od kojeg je zid komorice izgrađen je polimetil-metakrilat (engl. *polymethyl methacrylate*, PMMA) debljine 1 mm koji je obložen grafitom. Komorica sadrži aluminijsku elektrodu koja je prekrivena grafitom. Elektrometar T11003 DIADOS (PTW, Njemačka) se koristi zajedno s CT ionizacijskom komoricom; mjeri dozu, dozu po puls, DLP te vrijeme ozračivanja.



Slika 7.3: lijevo-elektrometar T11003 DIADOS, desno-ionizacijska komorica PTW 30009, preuzeto iz [26].

7.4. CTDI fantom

Fantom za mjerenje apsorbirane doze kod CT snimanja (CTDI fantom) je valjak promjera 16 cm i gustoće $1,19 \frac{\text{g}}{\text{cm}^3}$ izrađen od PMMA materijala. Fantom navedenih dimenzija predstavlja glavu pacijeta; može se nadograditi tako da ukupan promjer iznosi 32 cm. Nadograđeni fantom tada predstavlja tijelo pacijeta. CTDI fantom glave upotrijebljen u radu izradila je tvrtka PTW.



Slika 7.4: CTDI fantom glave s umetnutom ionizacijskom komoricom.

7.5. Postupak mjerenja

Postupak mjerenja sastoji se od niza koraka:

1. Aniliranje dozimetara.
2. Očitavanje početne doze.
3. Zračenje dozimetara.
4. Predgrijavanje dozimetara.
5. Očitavanje dozimetara.
6. Analiza podataka.

7.5.1. Aniliranje dozimetara

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 7.7. Dozimetri (stakleni štapići) se izvade iz plastičnih držača i stave na posebni metalni nosač (slika 7.7 lijevo) koji se stavlja u peć. U peći se dozimetri 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.

7.5.2. Očitavanje početne doze

Prije ozračivanja dozimetara, a nakon aniliranja potrebno je očitati početnu dozu koja nastaje zbog fotoluminiscencije, a emitira se s nečistoća na staklu dozimetra i zbog zračenja iz okoline. Dozimetri se izvade iz metalnog nosača i premjeste u plastični držač za očitavanje (slika 7.7 sredina). Pritom se vodi briga da svi dozimetri budu međusobno poravnati te da se njihov ID broj nalazi uz ID oznaku na držaču. Potom se napunjeni nosač stavlja u RPL čitač (opisan u poglavlju 7.1.2.) te se na računaru pokreće proces očitavanja.

7.5.3. Zračenje

i) Zračenje u SSDL-u

RPL dozimetri su bili zračeni na izvoru ^{137}Cs u Sekundarnom standardnom dozimetrijskom laboratoriju Instituta Ruđer Bošković u Zagrebu. Izvor ^{137}Cs smješten je u olovnom zaštitnom spremniku prikazanom na slici 7.5. Vrata spremnika se otvaraju daljinskim upravljanjem iz kontrolne sobe te se dobiva kolimirani snop fotona energije 0,661 MeV. Polje zračenja je homogeno unutar kružnice polumjera oko 15 cm. Dozimetri su tijekom zračenja bili zalijepljeni na kocku od stiropora koji simulira uvjete zračenja u zraku [23].

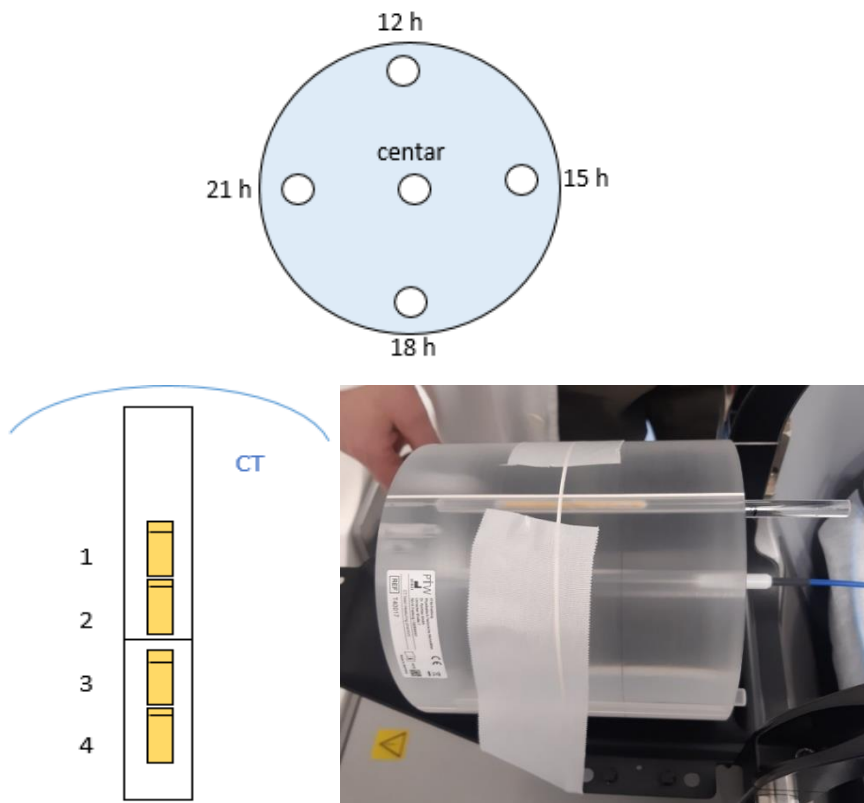


Slika 7.5: sekundarni standardni dozimetrijski laboratorij Instituta „Ruđer Bošković“, Zagreb; na slici se može vidjeti izvor ^{137}Cs i eksperimentalni postav

ii) Zračenje u KBC Zagreb

Zračenje je provedeno u Kliničkom bolničkom centru (KBC) Zagreb na gama nož uređaju s integriranim CBCT sustavom. Dva različita detektora ionizirajućeg zračenja (ionizacijska komorica i RPL dozimetar) su pojedinačno ozračena; tijekom ozračivanja nalazili su se u dozimetrijskom CTDI fantomu. Uređaji upotrijebljeni za mjerenje opisani su u prethodnim poglavljima (7.1.-7.4.). CT fantom glave postavljen je na gama nož postolje te je pričvršćen na njega trakom. Fantom se sastoji od pet cilindričnih praznina: jedna u središtu, a preostale četiri na rubovima (slika 7.6). Detektor zračenja postavljen je u jednu prazninu, a preostale četiri popunjene su umetkom prilikom mjerenja. Ukupno je obavljeno pet mjerenja za jednu vrstu detektora; između svakog mjerenja, položaj detektora je promijenjen.

Ukupno su četiri RPL dozimetra (stavljena u posebne umetke) bila smještena u jedan otvor fantoma. Položaj i orijentacija dozimetara prilikom mjerenja prikazana je na slici 7.6. U svakom mjerenju u postavkama CBCT uređaja odabrana je CTDI doza iznosa 6,3 mGy.



Slika 7.6: gore – položaj otvora u PMMA CT fantomu. Dolje lijevo - skica položaja i orijentacije dozimetara tijekom mjerenja. Dolje desno – smještaj dozimetra unutar fantom prilikom mjerenja.

7.5.4. Predgrijavanje dozimetara

Između koraka 3. i 4., zračenja i predgrijavanja, prošla su barem 24 h. Predgrijavanjem dozimetara ubrzavamo njihov proces izgradnje signala. Dozimetri se predgrijavaju 30 min na 70°C u peći DK 300T Constant Temperature. Dozimetri se nalaze u plastičnim držačima prilikom predgrijavanja, a prije očitavanja ukupne doze moraju se ohladiti do sobne temperature.

7.5.5. Očitavanje ukupne doze

Proces očitavanja ukupne doze se ne razlikuje od očitavanja početne doze koji je opisan u poglavlju 7.5.2.



Slika 7.7: lijevo: nosač za aniliranje dozimetara, sredina: nosač za očitavanje doze, preuzeto iz [24], desno: peć za aniliranje.

7.6. Obrada mjernih podataka

Čitač deset puta očita dozimetar te na temelju izmjerenih vrijednosti izračuna srednju vrijednost i standardnu devijaciju očitane veličine. Srednja vrijednost se računa iz sljedećeg izraza:

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i. \quad (7.1)$$

Standardna devijacija se dobiva iz:

$$SD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n - 1}}. \quad (7.2)$$

Srednja apsorbirana doza pojedinog dozimetra \bar{D}_i (odziv dozimetra) određuje se iz:

$$\bar{D}_i = \bar{D}_{uk} - \bar{D}_p \quad (7.3)$$

gdje je \bar{D}_{uk} srednja ukupna apsorbirana doza ozračenog dozimetra, \bar{D}_p srednja početna doza prije zračenja.

Standardna devijacija odziva dozimetra dobiva se iz:

$$SD_{10} = \sqrt{SD_{uk}^2 + SD_p^2}. \quad (7.4)$$

Ovdje su SD_{uk} , SD_p standardne devijacije deset očitavanja ukupne apsorbirane doze i početne doze pojedinog dozimetra.

Općenito, koeficijent varijacije CV računa se prema:

$$CV = \frac{SD}{\bar{X}} \cdot 100 \% \quad (7.5)$$

SD je standardna devijacija veličine X , a \bar{X} njena srednja vrijednost. U izrazu 7.5 navedena je veličina X jer se CV koristi za prikazivanje nekoliko karakteristika dozimetara (ujednačenost grupe preko CV_g , ponovljivost očitavanja pojedinog dozimetra preko CV_i te reproducibilnost dozimetara preko CV_r). U ostatku poglavlja 7.6 je objašnjeno kako se računaju veličine CV_g , CV_i , i CV_r .

7.6.1. Mjerenje u SSDL-u na izvoru ^{137}Cs

7.6.1.1. Individualna osjetljivost dozimetara i ujednačenost grupe dozimetara

Individualna osjetljivost i ujednačenost RPL dozimetara provjerena je ozračivanjem grupe dozimetara dozom od 5 mGy na izvoru ^{137}Cs u SSDL-u. U grupi je prvo bilo 99 dozimetara, no kasnije je broj dozimetara smanjen na 60 (objašnjeno u poglavlju 8.1).

Individualna osjetljivost svakog dozimetra, S_i računa se kao omjer srednje vrijednosti odziva grupe ozračenih dozimetara \bar{D} , prema odzivu ozračenog i-tog dozimetra, \bar{D}_i :

$$S_i = \frac{\bar{D}}{\bar{D}_i}. \quad (7.6)$$

\bar{D} se računa prema izrazu 7.7 (samo je broj dozimetara u grupi 99), dok se D_i računa prema izrazu 7.3.

Ujednačenost grupe dozimetara iskazana je veličinom CV_g koja se računa prema jednadžbi 7.5 uvrštavanjem srednje vrijednosti odziva grupe od 60 dozimetara, \bar{D}_{60} u nazivnik, a u brojnik se uvrštava odgovarajuća standardna devijacija te veličine, SD_{60} . \bar{D}_{60} dobiva se iz jednadžbe 7.7.

$$\bar{D}_{60} = \frac{1}{60} \sum_{i=1}^{60} \bar{D}_i. \quad (7.7)$$

Koeficijent varijacije dozimetra CV_d za dani krug zračenja se također određuje prema izrazu 7.5; u nazivnik se uvrsti D_i , a u brojnik SD_{10} (izraz 7.4). \overline{CV}_d je srednja vrijednost veličine CV_d te se definira za svaki krug zračenja.

7.6.1.2. Ponovljivost očitavanja RPL dozimetara

Grupa od 60 dozimetara je bila očitana sveukupno četiri puta nakon prvog zračenja na izvoru ^{137}Cs u SSDL-u. Između svakog očitavanja dozimetri nisu bili anilirani. Važno je ponovno spomenuti da je čitač u pojedinom krugu očitavanja 10 puta očitao svaki dozimetar; izmjerene vrijednosti iskorištene su za računanje odziva pojedinog dozimetra prema izrazu 7.3, a odzivi dozimetara iskorišteni su za računanje ponovovljivosti očitavanja. Između svakog očitavanja pozicija dozimetara u nosaču je provjerena jer se nosač u uređaju može pomaknuti što može dovesti do rotacije dozimetra. Kvantitativna veličina koja prikazuje ponovljivost očitavanja pojedinog dozimetra je CV_i (određuje se prema izrazu 7.5). U ovom slučaju u nazivnik izraza 7.5 se uvrštava srednja vrijednost odziva pojedinog dozimetra u četiri kruga očitavanja \bar{D}_4 , dok se u brojnik izraza uvrštava standardna devijacija te veličine. \bar{D}_4 se računa na sljedeći način:

$$\bar{D}_4 = \frac{\sum_{k=1}^4 \bar{D}_{i,k}}{4} \quad (7.8)$$

ovdje i predstavlja i -ti dozimetar, a krug očitavanja označen je s k .

7.6.1.3. Reproducibilnost dozimetara

Za određivanje reproducibilnosti 60 dozimetara zračeno je kroz 3 kruga zračenja dozom od 5 mGy na izvoru ^{137}Cs u SSDL-u. Reproducibilnost grupe dozimetara iskazana je preko veličine CV_r koja se računa prema izrazu 7.5. U nazivnik izraza 7.5 uvrštava se srednja vrijednost odziva 60 dozimetara u tri kruga zračenja $\bar{D}_{60(3)}$, a u brojnik pripadajuća standardna devijacija $SD_{60(3)}$. $\bar{D}_{60(3)}$ određuje se prema izrazu 7.9.

$$\bar{D}_{60(3)} = \frac{\sum_{j=1}^3 \bar{D}_{60,j}}{3} \quad (7.9)$$

ovdje je slovom j označen krug zračenja, a $\bar{D}_{60,j}$ određuje se prema izrazu 7.7 za svaki krug zračenja.

7.6.2. Mjerenje na CBCT uređaju

Zračeno je 27 dozimetara i jedna ionizacijska komorica u KBC Zagreb na gama nož uređaju s integriranim CBCT sustavom. Dozimetri su se tijekom zračenja nalazili u CTDI fantomu te je za zračenje korišten samo CBCT sustav.

Uspoređena su mjerenja RPL dozimetara s mjerenjima ionizacijske komorice i također s tabličnim vrijednostima od proizvođača uređaja (mogu se pronaći u literaturi pod [25]). Točnije, uspoređena je doza u CTDI fantomu koja je rezultat izlaganja zračenju u računalnoj tomografiji; razlike u dozi izražavaju se preko sljedećih izraza:

$$\Delta = \frac{|x_{RPL} - x_{IC}|}{x_{IC}} \cdot 100 \% \quad (7.10)$$

$$\Delta = \frac{|x_{RPL} - x_T|}{x_T} \cdot 100 \% \quad (7.11)$$

$$\Delta = \frac{|x_{IC} - x_T|}{x_T} \cdot 100 \% \quad (7.12)$$

ovdje je x_{RPL} doza izmjerena RPL dozimetrom, x_{IC} ionizacijskom komorom te x_T tablična vrijednost koju daje proizvođač. Isto tako, za obje vrste dozimetara na temelju mjerenja izračunat će se $CTDI_w$ preko:

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100,središte} + \frac{2}{3} CTDI_{100,rubno} \quad (7.13)$$

$CTDI_{100,središte}$ je veličina koja će se izmjeriti, dok je $CTDI_{100,rubno}$ (izraz 7.14) izračunata na temelju mjerenja u 4 rubna položaja (veličine u brojniku izraza 7.14).

$$CTDI_{100,rubno} = \frac{CTDI_{100(12\text{ h})} + CTDI_{100(15\text{ h})} + CTDI_{100(18\text{ h})} + CTDI_{100(21\text{ h})}}{4} \quad (7.14)$$

Ionizacijska komorica mjeri naboj skupljen u njezinom volumenu tijekom zračenja. Za određivanje doze potrebno je izmjereni naboj pomnožiti s kalibracijskim faktorom te podijeliti s osjetljivom duljinom komorice:

$$D_K = \frac{Q [C]}{10 [cm]} \cdot N_k \left[\frac{Gy \cdot cm}{C} \right] \quad (7.15)$$

gdje je Q izmjereni naboj, a N_k kalibracijski faktor koji za komoricu korištenu u ovom radu iznosi $8,558 \cdot 10^7$ Gy · cm/C. S druge strane, doza na jednom položaju fantoma preko RPL dozimetara određuje se kao srednja vrijednost odziva četiri dozimetra \bar{D}_{RPL} .

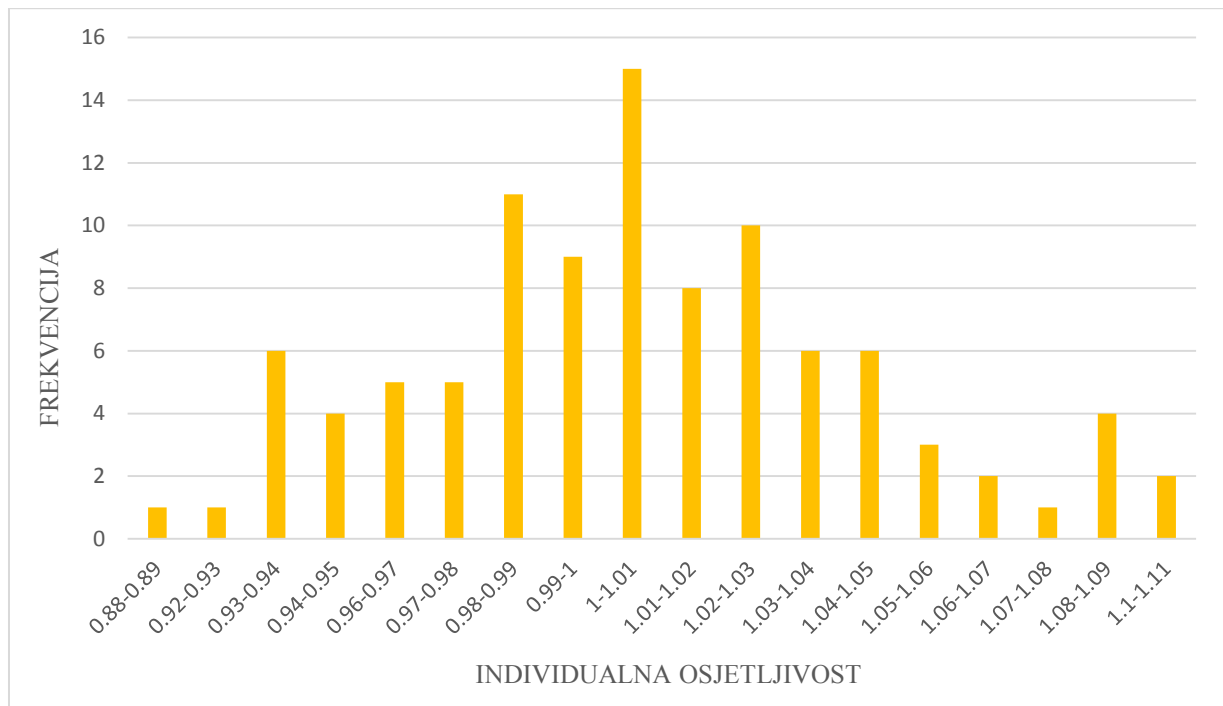
Kalibracijski faktor komorice određuje se slanjem komorice u standardni kalibracijski laboratorij te se redovito provjerava. Isto tako, kalibracijski faktor ionizacijske komore je dan za RQT 9 kvalitetu zračenja koja je standardna kvaliteta za CT mjerenja.

8. Rezultati i rasprava

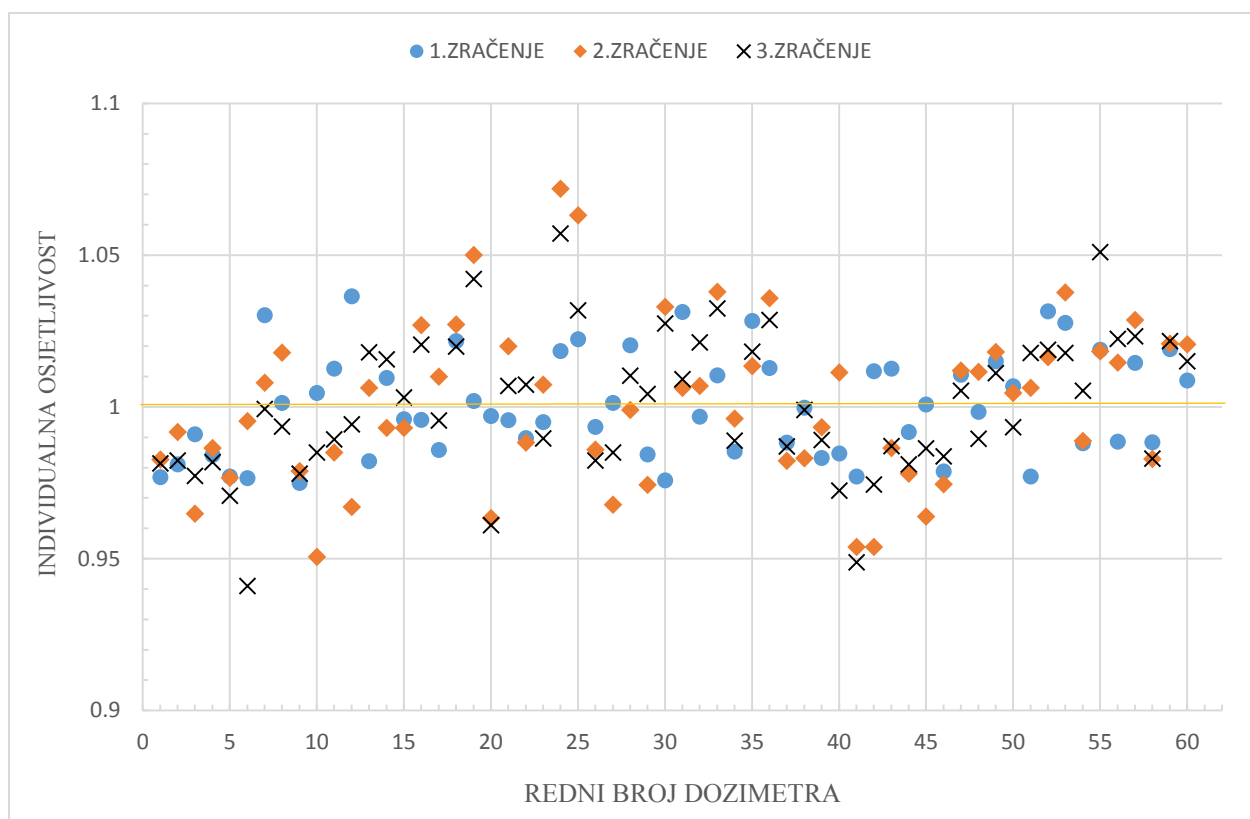
8.1. Individualna osjetljivost dozimetara

Raspodjela individualnih osjetljivosti 99 dozimetara prikazana je na slici 8.1. Individualna osjetljivost dozimetara nalazi se u rasponu između 0,88 i 1,11. Odabrana je grupa od 60 dozimetara čiji je relativni odziv (omjer odziva pojedinog dozimetra prema stvarnoj dozi u 1. krugu zračenja) unutar $\pm 4\%$. Ostatak mjerenja u radu provedena su s izdvojenom grupom dozimetara.

Na slici 8.2 grafički su prikazane individualne osjetljivosti dozimetara za svaki krug zračenja. Iako su dozimetri ozračeni u istim uvjetima, odzivi odstupaju i stoga se određuje korekcijski faktor kojeg nazivamo individualna osjetljivost (računa se prema izrazu 7.6).



Slika 8.1: raspodjela individualnih osjetljivosti 99 dozimetara tipa GD-352M.



Slika 8.2: individualna osjetljivost svakog dozimetra za svaki krug zračenja.

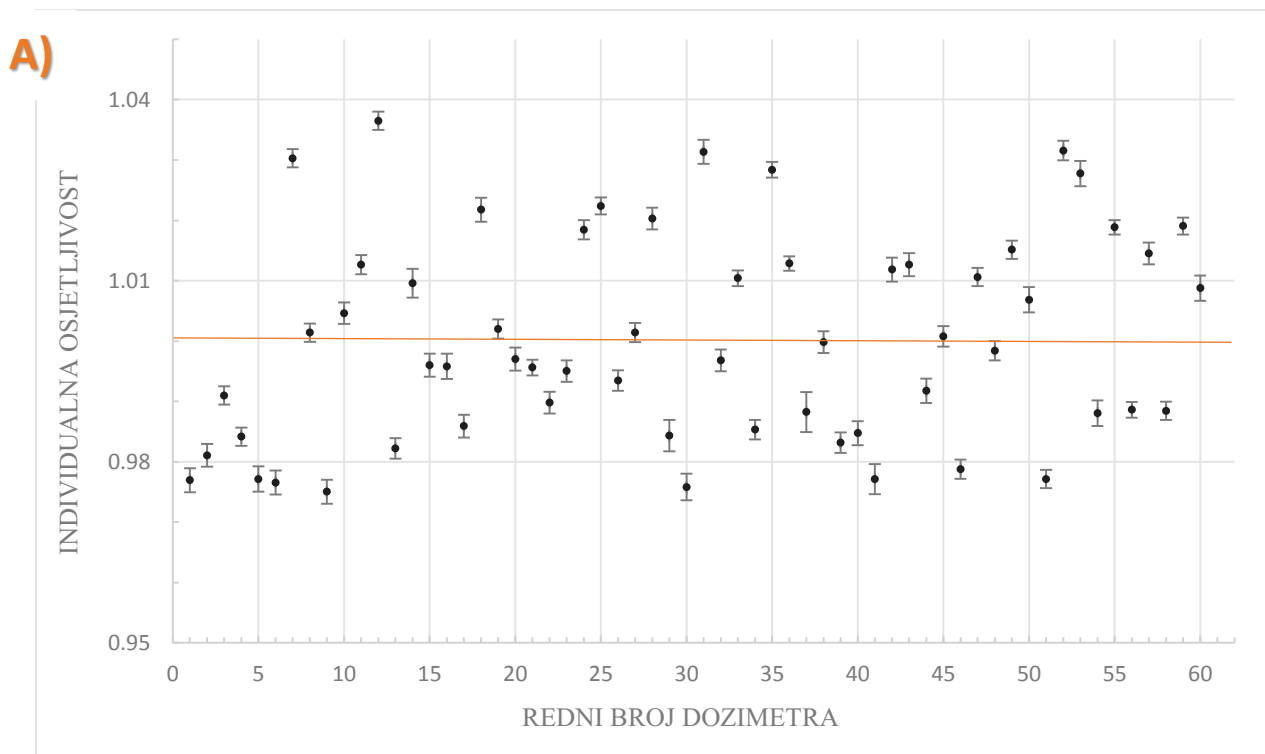
8.2. Ujednačenost grupe dozimetara

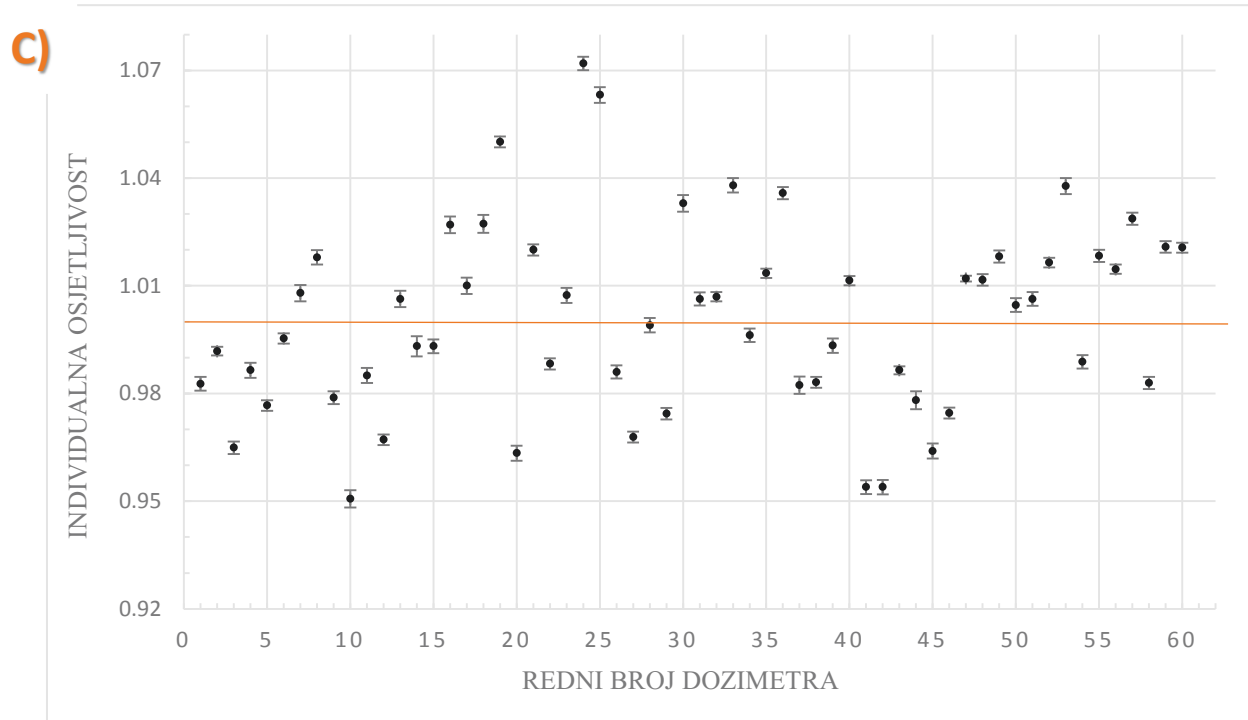
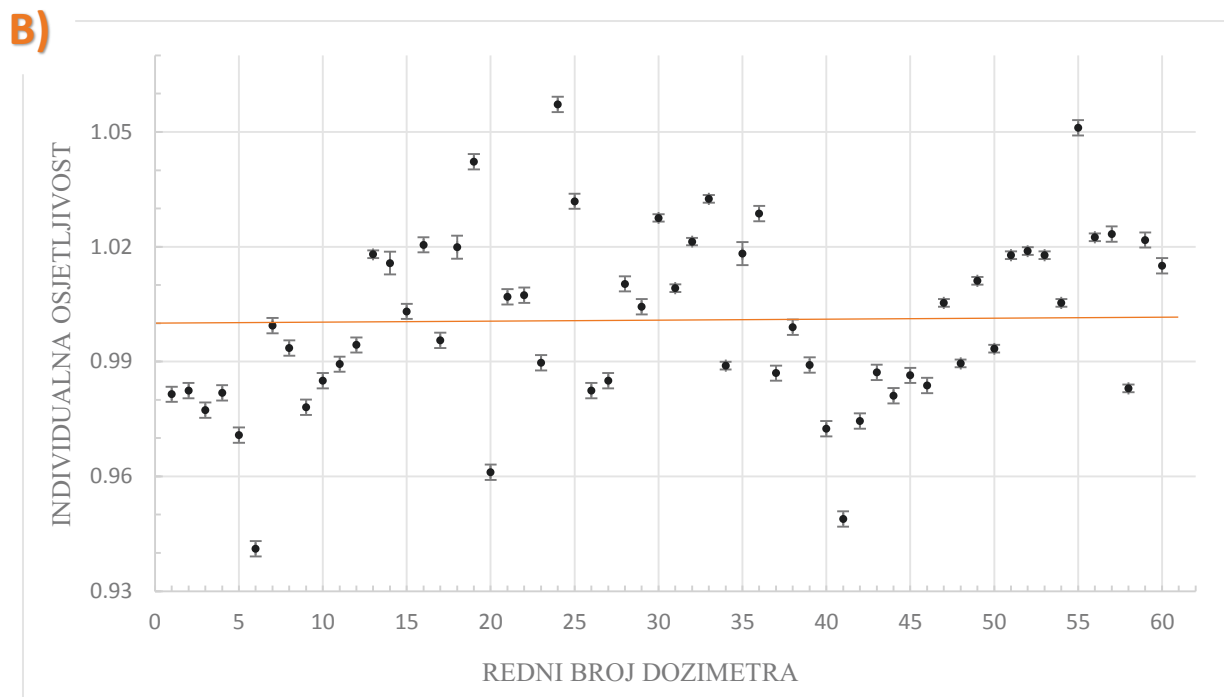
Na slici 8.3 pod A), B) i C) grafički su prikazane individualne osjetljivosti svakog dozimetra za 1., 2., i 3. krug zračenja. Na grafovima su također nacrtane pogreške za svaki dozimetar koje predstavljaju standardnu devijaciju odziva dozimetra (računaju se prema izrazu 7.4). Ujednačenost grupe dozimetara iskazuje se preko veličine CV_g (opisana u poglavlju 7.6.1.1.). Iz grafova uočavamo da su ujednačenosti u odzivu individualnih dozimetra otprilike jednake u svakom krugu zračenja. Ujednačenost grupe dozimetara u 1., 2., i 3. krugu zračenja je redom 1,7 %, 2,6 % te 2,3 %. No, korigiranjem odziva preko individualnih osjetljivosti, ujednačenost grupe se u zadnjem krugu smanji na 2,1%. Korigiranje odziva u prva dva kruga ne rezultira promjenom ujednačenosti grupe. Koeficijenti varijacije se ne razlikuju značajno između krugova zračenja (tablica 8.1), stoga je rezultat o ujednačenost grupe dozimetara u odzivu pouzdaniji.

Tablica 8.1: ujednačenost grupe dozimetara tipa GD-352M za svaki krug zračenja.

CV_g^* predstavlja ujednačenost grupe dozimetara čija je individualna osjetljivost uzeta u obzir; \overline{CV}_g je srednji CV grupe dozimetara za tri kruga zračenja; rezultat u zagradi se dobije uzimanjem korigiranih vrijednosti. Veličine \overline{D}_{60} , \overline{CV}_d i CV_g opisane su u poglavlju 7.6.1.1.

	Zračenje		
	1.	2.	3.
\overline{D}_{60} / mGy	5,03	5,05	5,08
\overline{CV}_d / %	0,178	0,182	0,183
CV_g / %	1,7	2,6	2,3
CV_g^* / %	1,7	2,6	2,1
\overline{CV}_g / %	2,2 [2,1]		





Slika 8.3: ujednačenost odziva dozimetara za A) 1. krug zračenja, B) 2. krug zračenja, C) 3. krug zračenja. Nacrtane pogreške predstavljaju standardnu devijaciju odziva dozimetra.

Knežević et al. [27] su ustanovili ujednačenost grupe 50 dozimetara tipa GD-352M s koeficijentima varijacije od 1,0 % do 1,7 %. Bolja ujednačenost možda je rezultat većeg broja mjerenja (sveukupno 9 krugova zračenja, $D = 5$ mGy).

8.3. Ponovljivost očitavanja RPL dozimetara

U tablici 8.2 nalaze se ponovljivosti očitavanja svakog od 60 dozimetara. Prikazane su preko veličine CV_i (opis u poglavlju 7.6.1.2.) Uočavamo da se vrijednosti CV_i svih dozimetara kreću od 0,06% do 1,89%. Uzmemo li u obzir individualnu osjetljivost pojedinog dozimetara te korigiramo li odziv za istu, koeficijenti varijacije se neće promijeniti. Svega sedam dozimetara ima CV_i veći od 1 %. Očitavanje dozimetra je moguće izvršiti više puta, a da se pritom odziv dozimetra ne promijeni.

Prosječni CV_i dozimetara ispitanih u ovom radu iznosi 0,53 % što se slaže s redom veličine rezultata iz već provedenih mjerenja: 0,15 % [28]. Rezultat u navedenom radu [28] se odnosi na drugačiji model dozimetra (GD-302M). No, ipak manji CV_i je možda posljedica znatno većeg broja dozimetra: njih 2418 je upotrebljeno u mjerenju. Zračeni su dozom koja je tri reda veličine veća ($D = 2$ Gy) što isto možda može utjecati na dobivanje različitih rezultata.

Tablica 8.2: ponovljivost očitavanja svakog dozimetra tipa GD-352M. Veličina CV_i je opisana u poglavlju 7.6.1.2.

Nr	CV_i / %	Nr	CV_i / %	Nr	CV_i / %	Nr	CV_i / %	Nr	CV_i / %	Nr	CV_i / %
1	0,14	12	0,34	23	0,52	34	0,21	45	0,25	56	0,42
2	0,50	13	0,67	24	0,78	35	0,60	46	0,17	57	0,76
3	0,23	14	0,31	25	0,38	36	0,15	47	0,81	58	0,25
4	0,90	15	0,22	26	0,44	37	0,33	48	0,14	59	0,79
5	0,30	16	0,69	27	0,10	38	0,08	49	0,48	60	0,79
6	0,54	17	0,47	28	1,53	39	0,29	50	0,50		
7	1,02	18	0,29	29	0,59	40	0,13	51	1,89		
8	1,66	19	0,33	30	0,39	41	1,50	52	1,00		
9	0,06	20	0,09	31	0,49	42	0,36	53	0,35		
10	0,65	21	0,35	32	0,06	43	1,07	54	1,17		
11	0,37	22	0,28	33	0,06	44	1,13	55	0,58		

8.4. Reproducibilnost dozimetara

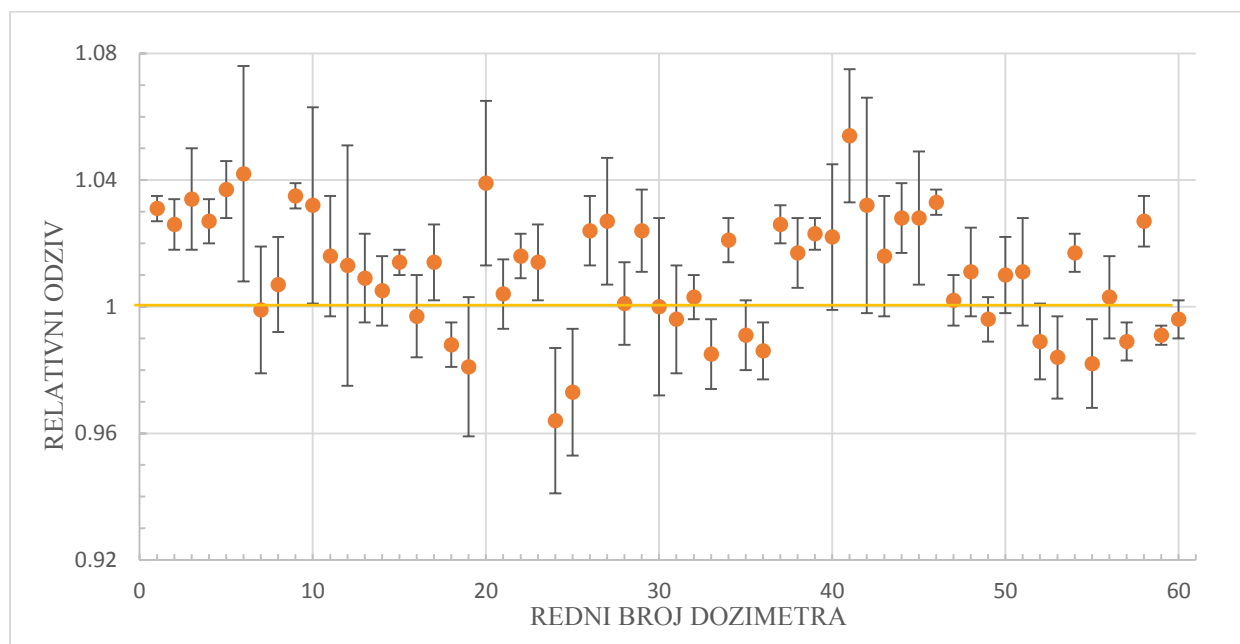
U tablici 8.3 navedena je reproducibilnost mjerenja dozimetara za tri kruga zračenja. Koeficijent varijacije CV_r (opis u poglavlju 7.6.1.3.) za grupu od 60 dozimetara iznosi 2,3 %. Na slici 8.4 grafički je prikazana srednja vrijednost odziva svakog dozimetra u tri kruga

zračenja te su na grafu također nacrtane pogreške koje predstavljaju pripadne standardne devijacije. Rezultati mjerenja pokazuju dobru reproducibilnost dozimetara, manju od 5 %. Reproducibilnost se dodatno smanji na 1,9 % korigiranjem za individualnu osjetljivost pojedinog dozimetra. Prema tome, za eksperimente u kojima je potrebna preciznost preporučuje se uvesti taj korekcijski faktor.

U radu Weselowska et al. [28] dobiveni CV je 0,42 % za 5 krugova zračenja te 0,68 % za 23 krugova zračenja ($D = 2$ Gy, 10 dozimetra). Brojevi se odnose na model dozimetra GD-302M. Isto tako, Knežević et al. [27] navodi reproducibilnost dozimetara tipa GD-352M od 0,4 % (40 dozimetara u 9 krugova zračenja, $D = 5$ mGy). Rezultati prošlih istraživanja se slažu u procjenjenom redu veličine s dobivenim rezultatima.

Tablica 8.3: reproducibilnost grupe dozimetara. Veličine u prvom stupcu opisane su u poglavlju 7.6.1.3.

	Bez S_i	Sa S_i
$\bar{D}_{60(3)}$ / mGy	5,1	5,1
$SD_{60(3)}$ / mGy	0,1	0,1
CV_r / %	2,3	1,9



Slika 8.4: reproducibilnost mjerenja. Odziv dozimetra je normaliziran na srednju vrijednost odziva od svih dozimetara u tri kruga zračenja. Nacrtane pogreške predstavljaju standardnu devijaciju odziva pojedinog dozimetra u tri kruga zračenja.

8.5. Rezultati mjerenja na CBCT uređaju

U tablici 8.4 nalaze se rezultati mjerenja s komoricom i RPL dozimetrima na različitim položajima unutar fantoma. Također su navedene tablične vrijednosti apsorbirane doze koje navodi proizvođač. Te vrijednosti su iskorištene za računanje razlika u apsorbiranoj dozi prema relacijama 7.10, 7.11 i 7.12. (izražene su u % te se nalaze u tablici 8.6).

Neovisno o položaju u fantomu, sve razlike su otprilike istog reda veličine; jedino veće odstupanje je vidljivo kod RPL dozimetara kada su postavljeni cijelom duljinom u središtu fantoma u odnosu na slučaj kada ih je samo četiri. Razlike između izmjerenih vrijednosti te izračunatog $CTDI_w$ i tabličnih vrijednosti moraju biti unutar $\pm 35\%$ prema preporuci proizvođača i to je ostvareno. Komorica se najbolje slaže s vrijednosti $CTDI_w$ veličine iz tablice; odstupanje je 0,5 %, dok je odstupanje RPL vrijednosti od tablične 2,4%. Razlika između izračunatih $CTDI_w$ vrijednosti na temelju mjerenja RPL dozimetrima i komoricom iznose 2,9%.

Razlika između mjerenja RPL dozimetrima i ionizacijskom komoricom na različitim položajima unutar fantoma iznosila je od 0,8% do 13%. Mogući razlog odstupanja RPL mjerenja od komorice je različita ukupna duljina RPL dozimetara u fantomu u odnosu na komoricu: duljina komorice je 100 mm, dok je duljina 4 dozimetara (bez plastičnog držača) 48 mm. Naime, iz tablice 8.6 uočavamo da se odstupanje smanji s 13,1 % na 1,5 % kada postavimo dozimetre po čitavoj duljini centra fantoma.

Tablica 8.4: rezultati mjerenja doze RPL dozimetrima unutar CTDI fantoma. Izrazi u uglatoj zagradi odnose se na mjerenje u kojem su dozimetri bili postavljeni cijelom duljinom fantoma. \bar{D}_{RPL} je srednja vrijednost odziva četiri dozimetra.

Položaj u fantomu	\bar{D}_{RPL} / mGy	SD / mGy	CV / %
centar	7,0 [6,3]	0,9 [0,9]	12,5 [13,6]
12 h	9,5	0,7	7,6
15 h	8,2	0,7	8,4
18 h	2,4	0,2	8,0
21 h	5,9	0,2	3,8
$CTDI_w$	6,7 [6,4]		

Tablica 8.5: rezultati mjerenja ionizacijskom komorom unutar CTDI fantoma. Q je izmjereni naboj u komorici, a D_K apsorbirana doza zračenja u komorici.

Položaj u fantomu	Q / nC	D_K / mGy
centar	0,722	6,17
12 h	1,056	9,04
15 h	0,852	7,29
18 h	0,312	2,67
21 h	0,646	5,53
CTDI_w		6,6

Tablica 8.6: tablična vrijednost doze \bar{D}_T , razlike u dozi te CTDI_w-u izražene u postocima. K – komorica, T – tablična vrijednost. Izrazi u uglatoj zagradi odnose se na mjerenje u kojem su dozimetri bili postavljeni cijelom duljinom fantoma.

Položaj u fantomu	\bar{D}_T / mGy	Δ_{RPL-K} / %	Δ_{RPL-T} / %	Δ_{K-T} / %
centar	7,0	13,1 [1,5]	0,1 [10,4]	11,7
12 h	10,4	4,8	9,2	13,3
15 h	6,8	12,5	21,5	8,0
18 h	2,3	12,0	3,1	17,1
21 h	6,2	6,5	4,2	10,1
CTDI_w	6,6	0,8 [2,9]	1,2 [2,4]	0,5

9. Zaključak

Radiofotoluminiscentni dozimetri su relativno nova tehnologija koja se koristi za određivanje apsorbirane energije ionizirajućeg zračenja. Dozimetrija je izrazito bitna u medicini za provjeru i osiguranje kvalitete radioterapijskih i dijagnostičkih uređaja. Isto tako, prijašnji znanstveni radovi pokazali su da RPL dozimetri imaju bolje karakteristike od onih koji se trenutno koriste u medicini i zaštiti od zračenja.

U ovom radu ispitane su karakteristike RPL dozimetara GD-352M: individualna osjetljivost, ujednačenost grupe dozimetara, ponovljivost očitavanja te reproducibilnost. Rezultati mjerenja pokazali su male razlike u individualnoj osjetljivosti dozimetara (između 0,88 i 1,11). No, za mjerenja gdje hoćemo postići bolju preciznost preporučuje se uvođenje korekcijskog faktora. Ujednačenost grupe dozimetara je dobra i slaže se s rezultatima prijašnjih istraživanja RPL dozimetrima drugačijeg modela, ali unutar iste serije. Također iz rezultata mjerenja slijedi da proces očitavanja doze nije destruktivan; dozimetre je moguće očitati više puta nakon jednog zračenja bez promjene u apsorbiranoj dozi kao što i teorija predviđa. Isto tako, pokazana je dobra reproducibilnost RPL dozimetara koja je bila unutar 3%.

U drugom dijelu rada provedeno je mjerenje s RPL dozimetrima na CBCT uređaju koji je dio gama noža na različitim pozicijama unutar CTDI fantoma. Dobivena mjerenja uspoređena su s mjerenjima ionizacijske komorice i s tabličnim vrijednostima. Razlike u izmjerenim vrijednostima između RPL dozimetara i ionizacijske komorice na različitim pozicijama unutar fantoma bila su od 0,8% do 13,1%. Rezultati su pokazali dobro slaganje u izračunatim vrijednostima $CTDI_w$ na temelju mjerenja RPL dozimetrima, komoricom te tabličnih vrijednosti.

Sumirano, rezultati mjerenja pokazali su dobre karakteristike (individualna osjetljivosti, ujednačenost grupe, ponovljivost očitavanja i reproducibilnost) RPL dozimetara za mjerenje apsorbirane doze u zraku i CTDI fantomu. Prije početka mjerenja preporučljivo je napraviti karakterizaciju RPL dozimetara te odrediti, ako je potrebno, korekcijske faktore. RPL dozimetri su pouzdana metoda mjerenja apsorbirane doze za primjenu u dijagnostičkoj radiologiji i radioterapiji.

10. Metodički dio

U četvrtom razredu srednje škole učenici će se upoznati s elektromagnetskim valovima, što znači da će se upoznati i s X-zrakama. Naime, rendgensko zračenje je dio spektra elektromagnetskih valova između ultraljubičastog i gama-zračenja. Iako je moguće objasniti nastanak X-zraka s dotad naučenim znanjem iz fizike, ipak potpuno razumijevanje proizvodnje rendgenskog zračenja zahtjeva poznavanje valno-čestične prirode svjetlosti.

Nakon opisivanja i proučavanja elektromagnetskih valova, učenike četvrtih razreda srednje škole čeka analiziranje valno-čestičnog modela svjetlosti i tvari. Tada će se upoznati s Einsteinovim objašnjenjem fotoelektričnog učinka gdje se uvodi kvantizacija energije i fotoni. Upravo je poznavanja fotona nužno za interpretaciju rendgenskog zračenja odnosno funkcionalne ovisnosti energije elektrona koji bivaju ubrzani u rendgenskim cijevima o valnoj duljini rezultirajućih X-zraka.

Wilhelm Conrad Röntgen otkrio je X-zračenje 1895. godine. Ono se nedugo nakon otkrića počelo primjenjivati u medicini. CT uređaji, mamografija, test gustoće kostiju, dentalni radiološki pregledi su samo neki od primjera suvremene upotrebe X-zraka u medicini. X-zrake mogu međudjelovati sa živom materijom zbog čega predstavljaju opasnost za zdravlje čovjeka. Udio medicinskog rendgenskog zračenja u svim umjetnim izvorima ionizirajućeg zračenja je čak 98 % i trenutno predstavlja drugi najveći doprinos dozi opće populacije [29]. Zbog svega navedenog bitno je pokrenuti razgovor o potencijalnoj šteti i korisnosti rendgenskog zračenja.

U završnom razredu srednje škole se detaljnije obrađuje građa atoma i jezgara. Proučava se radioaktivnost te radioaktivni raspad koji proizvodi ionizirajuće zračenje, bilo direktno ili indirektno. S obzirom na navedeno, rendgensko zračenje se može uvesti kao dopuna već obrađenom gradivu ili kao posve nova tema nakon obrade cjeline o radioaktivnom raspadu.

Sat će započeti uvodnim problemom koji će potaknuti učenike da povežu rendgensko zračenje s iskustvima iz života. U početnom dijelu sata nastavnik će iznijeti kratki povijesni pregled X-zraka uz pomoć videa. Video će se prikazati bez zvuka jer služi nastavniku samo za ilustraciju gradiva, a nastavnik će ga popratiti svojim pitanjima i komentarima; slike ili animacije će privući pažnju učenicima što će povećati njihovu aktivnost u nastavi. Središnji dio sata započinje postavljanjem istraživačkog pitanja. Učenici će doći do odgovora rješavanjem listića u grupama: na listiću će se nalaziti pitanja koja će potaknuti učenike na razmišljanje i grupnu diskusiju, a na kraju središnjeg dijela slijedi diskusija s nastavnikom. Frontalna diskusija omogućuje uočavanje pogrešnih odgovora koje nastavnik može ispraviti postavljanjem potpitanja, jer tako učenici mogu sami shvatiti gdje su pogriješili te ispraviti svoje razmišljanje.

Poslije toga će nastavnik upoznati učenike s fizikalnim veličinama kojima se iskazuje biološki učinak ionizirajućeg zračenja. Nakon toga će učenici usporediti tipične doze od prirodnog zračenja s dozama pri medicinskoj uporabi rendgenskog zračenja. Uspoređivanje doza će pokrenuti frontalnu diskusiju čiji je cilj upoznavanje učenika s prirodnim radioaktivnim zračenjem kao normalnom pojavom koja je prisutna na Zemlji; učenici će naučiti razlikovati prirodne izvore zračenja od umjetnih te će moći donijeti informiranu odluku o medicinskim procedurama koja uključuju rendgensko zračenje; naučit će o dobrim i lošim stranama ionizirajućeg zračenja. Sat će završiti s nekoliko konceptualnih pitanja na koja će učenici odgovoriti primjenom naučenog gradiva na satu.

Vrsta nastave će biti istraživački usmjerena nastava. U ovom tipu nastave se kod učenika potiče razvijanje vještina kritičko-logičkog razmišljanja te znanstvenog zaključivanja. Te vještine se razvijaju upotrebom prikladnih interaktivnih nastavnih metoda. One uključuju poticanje učenika na samostalno opažanje, formiranje hipoteza i zaključivanje. Razredna diskusija, rad u grupama, razgovor s učenicom u kojem nastavnik usmjerava i pomaže učeniku da dođe do odgovora postavljanjem potpitanja, samostalno osmišljanje i provođenje pokusa su samo neke od mogućih interaktivnih metoda.

Priprema je predviđena za učenike 4. razreda gimnazije, za jedan nastavni sat. Nastavne metode koje će se koristiti su: razredna rasprava, demonstracija snimljenog pokusa, metoda pisanja i rješavanje zadataka u skupinama. Oblici rada su frontalni rad i rad u skupinama. Od nastavnih pomagala i sredstava potrebno je računalo.

Predmetni ishodi³:

FIZ SŠ C.4.2., FIZ SŠ D.4.2. *Objašnjava nastanak, svojstva i primjene elektromagnetskih valova .*

- **Opisuje** nastanak rendgenskog zračenja.
- **Objašnjava** kako X-zrake mogu stvoriti sliku unutrašnje građe tijela.
- **Objašnjava** pojam ionizirajućeg zračenja.
- **Navodi** dobre i loše karakteristike ionizirajućeg zračenja te fizikalne veličine kojima se iskazuje njihov biološki učinak (apsorbirana doza, efektivna doza i ekvivalentna doza).
- **Uspoređuje** apsorbiranu dozu od različitih izvora ionizirajućeg zračenja.

FIZ SŠ C.4.9., FIZ SŠ D.4.9. *Rješava fizičke probleme.*

- **Rješava** konceptualne zadatke vezane uz rendgensko zračenje.

³ Preuzeto iz [30]

FIZ SŠ C.4.10., FIZ SŠ D.4.10. *Istražuje fizičke pojave.*

- **Opisuje** rad rendgenske cijevi s pomoću animacije.
- **Analizira** odnos između valne duljine X-zraka i kinetičke energije elektrona.

Međupredmetni ishodi⁴:

- uku A.3.2 Primjenjuje strategije učenja i rješavanja problema.
- uku A.3.4 Razvija kritičko mišljenje.
- uku B.3.2 Razvija sposobnost praćenja nastave.
- uku D.3.2 Suraduje s drugima.
- osr B.3.2 Razvija komunikacijske kompetencije i uvažavajuće odnose s drugima.
- osr B.3.4 Suradnički uči i radi u timu.

10.1. Tijek sata: Rendgensko zračenje

Uvodni dio sata

Uvodno pitanje: Jeste li bili kada na rendgenskom snimanju? Što znate i mislite o tome?

Nakon što učenici iznesu svoje odgovore, nastavnik će pokazati dijelove videa razredu [32] te će uz njega dati pregled povijesti X-zraka. Također, na kraju uvodnog dijela nalaze se slike koje će nastavnik pokazati razredu koje se ne nalaze na videu, a naglašavaju iznesene tvrdnje o X-zrakama.

Povijesni pregled rendgenskog zračenja

Njemački fizičar Wilhelm Conrad Röntgen (slika 10.1) otkrio je X-zrake 1895. godine prilikom proučavanja električnog izbijanja u katodnoj cijevi napunjenoj razrijeđenim plinom koja zasvijetli plavo-zelenim sjajem kada se uključi (video 7:40 do 8:00). Primijetio je sjaj iz ekrana premazanog fluorescentnim materijalom koji se je nalazio izvan cijevi. Ekran je zasvijetlio i kada je cijev bila pokrivena tako da ne propušta vidljivu i UV svjetlost. Zaključio je da u cijevi nastaje nevidljivo zračenje koje prolazi kroz zrak i uzrokuje svjetlucanje ekrana (8:00 do 9:15). U pokusima je opazio da nevidljive zrake prolaze kroz optički neprozirne materijale, pa čak i kroz ljudsku ruku. Röntgen je nevidljive zrake nazvao X-zrakama jer u ono vrijeme nisu bile poznate i zato što x tipično predstavlja nepoznanicu u matematici (9:15 do 10:09). Nekoliko tjedana nakon otkrića napravio je prvu medicinsku rendgensku snimku ruke (10:09 do 10:24). U početku ljudi nisu znali da X-zrake mogu biti opasne; svi mogući predmeti

⁴ Preuzeto iz [31]

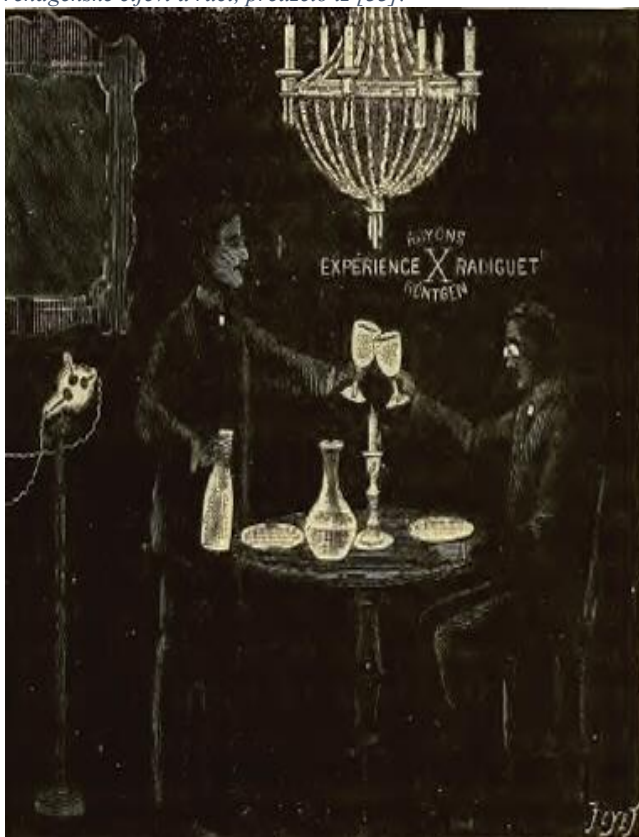
su se ozračivali X-zrakama: torbice, namještaj, mumije; rendgenske slike su postale zabavna atrakcija na privatnim zabavama i sajmovima [33]. Osmišljene su zabavne sobe koje su bile namijenjene zastrašivanju ljudi; u njoj su svi fluorescentni predmeti, čak i odjeća svjetlucali u mraku zbog prisustva X-zraka u sobi (slika 10.3.). Danas se X-zračenje naziva rendgensko zračenje; X-zrake su elektromagnetski valovi veoma male valne duljine i velike energije. U elektromagnetskom spektru nalaze se između UV zračenja i gama zračenja. Valna duljina X-zraka kreće se od otprilike 10^{-8} m do 10^{-12} m s odgovarajućim frekvencijama od otprilike 10^{16} Hz do 10^{20} Hz.



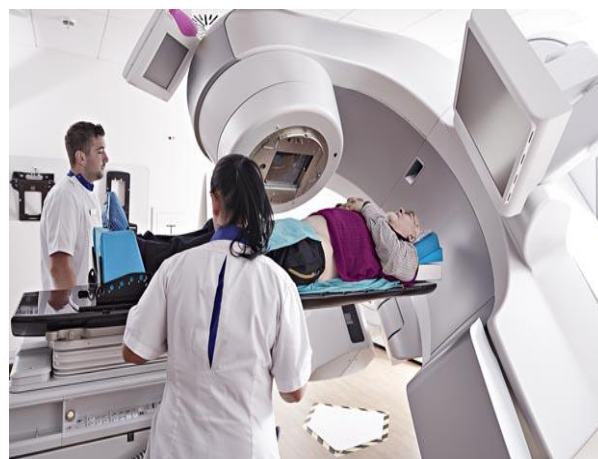
Slika 10.1: Wilhelm Röntgen s malom verzijom prve medicinske rendgenske cijevi u ruci, preuzeto iz [33].



Slika 10.2: rendgenska snimka prsa, preuzeto iz [34].



Slika 10.3: zabavna soba s X-zrakama i fluorescentnim predmetima, preuzeto iz [35].



Slika 10.4: radioterapijski uređaj, preuzeto iz [36].

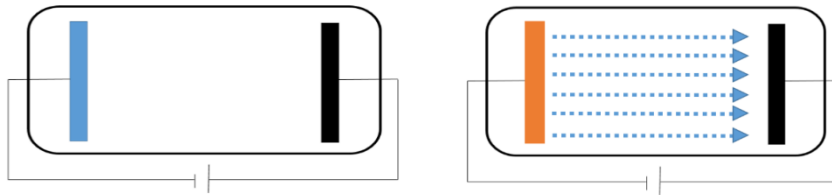
Središnji dio sata

i) Istraživačko pitanje: Kako nastaju X-zrake?

Učenici će na to pitanje odgovoriti uz pomoć listića kojega će rješavati u grupama od 3 ili 4 učenika.

Listić: Kako nastaju X-zrake?

1) Na slici (lijevo) se nalazi katoda (plavo) i anoda (crno). Spojene su na bateriju te su smještene u staklenoj cijevi. Kada se katoda zagrije iz nje izlijeću elektroni (desna slika). **Otkuda su ti elektroni došli?**



Potrebno je naglasiti da se elektroni nalaze u svakom atomu, pa tako i u atomima katode.

2) **Zašto je došlo do emisije elektrona tek nakon zagrijavanja katode?**

Učenici trebaju povezivati zagrijavanje katode s predajom energije elektronu koji je vezan za atom.

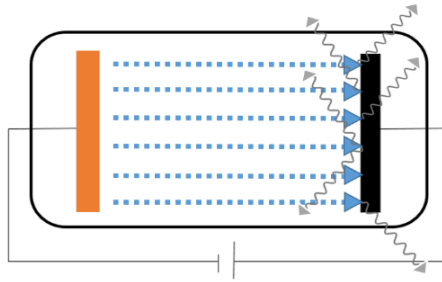
3) **Opišite gibanje elektrona u staklenoj cijevi. U staklenoj cijevi je vakuum.**

Sljedeći logičan korak nakon emisije elektrona je opisati njegovo gibanje u cijevi. Učenici trebaju zaključiti da snop elektrona ubrzava na putu do anode.

4) **Snop elektrona naposljetku udara u anodu. Opišite gibanje elektrona u blizini jezgre atoma anode.**

Učenici trebaju opisati utjecaj električnog Coulombovog međudjelovanja između elektrona i jezgre na gibanje elektrona. Trebaju doći do ideje da elektron akcelerira.

5) Elektron u blizini jezgre naglo usporava. Iz teorije elektromagnetizma zna se da naboji koji usporavaju ili ubrzavaju zrače. Kada elektron usporava u blizini jezgre dolazi do emisije fotona čija je energija jednaka razlici kinetičke energije elektrona nakon i prije usporavanja. U našem slučaju, brzi elektroni udarajući u anodu proizvode X-zrake. **Imate li ideju kako ćemo odrediti najmanju valnu duljinu emitiranog fotona?**



Foton maksimalne energije imat će najmanju valnu duljinu, a on će se emitirati kada elektron u samo jednom koraku preda svu kinetičku energiju fotonu.

6) Koliki je najveći iznos energije emitiranog fotona?

Učenici trebaju zaključiti da je to cijeli iznos početne kinetičke energije elektrona.

7) Izvedite izraz za minimalnu valnu duljinu fotona.

Moraju iskoristiti dvije relacije i odgovor iz prethodnog pitanja: kinetičku energiju elektrona nakon što je ubrzan u cijevi ($E_k = eU$) te izraz za energiju fotona ($E = \frac{hc}{\lambda}$) kako bi došli do

željene relacije: $\lambda_{min} = \frac{hc}{eU}$

8) Kakva bi bila nova minimalna valna duljina fotona u odnosu na početnu ako bismo povećali napon između katode i anode? Zašto?

Učenici trebaju iskoristiti izvedenu relaciju iz prethodnog pitanja i proporcionalno zaključivanje. Oni će zaključiti da je nova minimalna valna duljina manja u odnosu na početnu.

ii) Primjene rendgenskog zračenja, prirodno ionizirajuće zračenje te biološki učinci ionizirajućeg zračenja

Nastavnik će izlagati o navedenim temama te će usput postaviti sljedeća pitanja razredu:

- i) Zna li gdje se rendgensko zračenje primjenjuje?
- ii) Zna li zašto rendgensko zračenje može stvoriti sliku kostiju?
- iii) Zna li što je ionizirajuće zračenje?
- iv) Zašto je ionizirajuće zračenje opasno za ljude?

Rendgensko zračenje ima mnogo primjena; koristi se u medicini, industriji i znanstvenom istraživanju. U medicini se koristi za dobivanje rendgenskih slika (slika 10.2); one omogućuju otkrivanje prijeloma kostiju, stranih tijela i bolesti kao rak. Rendgenska snimka nastaje zbog razlika u apsorpciji X-zraka u materijalima različitih gustoća i sastava; apsorpcija X-zraka u kostima je veća nego u mekom tkivu. Fotografiska ploča ispod dijela tijela koji se snima će biti jače osvjetljena u dijelovima na koje dopijeva zračenje koje je prošlo kroz meko tkivo, a slabije u dijelovima na koje upada zračenje koje je prošlo kroz kosti. Početkom 1970-ih godina izumljena je naprednija medicinska dijagnostička metoda koja koristi rendgensko

zračenje – CT uređaj. CT uređaji proizvode detaljne 2D slike slojeva tijela. Za razliku od tipičnih rendgenskih snimki koje nastaju na fotografskim pločama, za stvaranje CT slike potrebno je računalo koje analizira podatke o transmisiji X-zraka kroz tijelo te pomoću posebnog rekonstrukcijskog algoritma stvara CT sliku. Rendgensko zračenje pripada ionizirajućem zračenju; prolaskom kroz materijal “stvara” slobodne elektrone i ione te tako deponira energiju u materijalu. Apsorbirana energija u materijalu može inducirati razne biokemijske reakcije koje mogu uništiti žive stanice. Zbog toga je rendgensko zračenje opasno za ljude, ali u medicini se to svojstvo iskorištava za liječenje tumora (slika 10.4). Cilj je uništiti bolesno tkivo, a da se pritom zdravo tkivo maksimalno poštedi. Ako se zdrave stanice oštete ne znači da će doći do smrti stanice jer one mogu popraviti štetu od ionizirajućeg zračenja (ako nije prevelika).

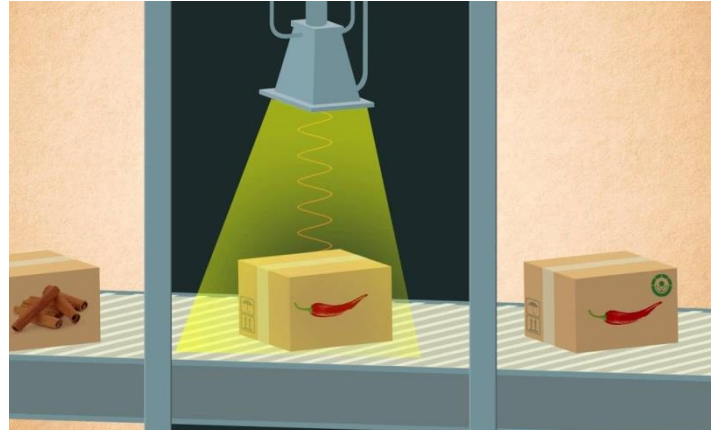
Osim radioterapije i dijagnostike, X-zrake mogu poslužiti za sterilizaciju medicinskih predmeta (slika 10.5). Rendgensko zračenje se također koristi za ozračivanje hrane jer ono sprječava rast bakterija (slika 10.6). Nadalje, upotrebljavaju se za nedestruktivno ispitivanje odljevaka; npr. mogu pronaći unutrašnji lom u odljevku (slika 10.7). U znanosti se valna priroda X-zraka (točnije difrakcija X-zraka) iskorištava za određivanje kristalnih struktura u neorganskim, organskim i biološkim materijalima u tehnici zvanoj kristalografija X-zraka (slika 10.8).

Prirodno radioaktivno zračenje je prisutno posvuda u okolišu; Zemlja je radioaktivna jer se u njezinoj kori nalaze radioaktivni elementi kao uranij, kalij i torij; kozmičko zračenje dolazi iz svemira te bombardira Zemljinu atmosferu; u hrani, piću i zraku kojeg udišemo se nalaze radioaktivni elementi. Prirodno zračenje se ne može izbjeći i smatra se da ne predstavlja značajan rizik za zdravlje čovjeka, ali ima iznimka. Ljudi su izumili uređaje koji proizvode ionizirajuće zračenje kako bi ga mogli iskoristi za svoje potrebe. No, svaka upotreba ionizirajućeg zračenja treba biti praćena s evaluacijom mogućih koristi i rizika. Ionizirajuće zračenje je opasno za ljude, ali isto tako ionizirajuće zračenje ima mnogo primjena u medicini, industriji te istraživanju; rezultati tih primjena imaju pozitivne učinke na živote svih ljudi. Kvantitativne veličine apsorbirana doza, efektivna doza te ekvivalentna doza namijenjene su opisivanju bioloških učinka ionizirajućeg zračenja. Mjerna jedinica apsorbirane doze je Gy; $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$, a mjerna jedinica efektivne i ekvivalentne doze je Sievert (Sv); $1 \text{ Sv} = 1 \text{ J/kg}$. Apsorbirana doza u materiji od 1 Gy odgovara apsorpciji 1 J energije u 1 kilogramu materije. Ekvivalentna doza se definira za pojedino tkivo jer ono nije jednako osjetljivo na različite vrste zračenje; za istu apsorbiranu dozu alfa zračenje uzrokuje veću štetu od fotonskog u tom tkivu.

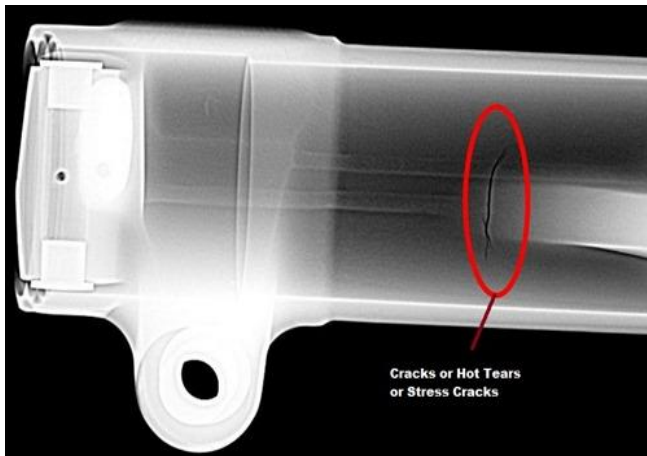
Efektivna doza se definira za cijelo tijelo; određuje se kao suma ekvivalentnih doza gdje je svaka prilagođena na osjetljivost pojedinog organa na zračenje.



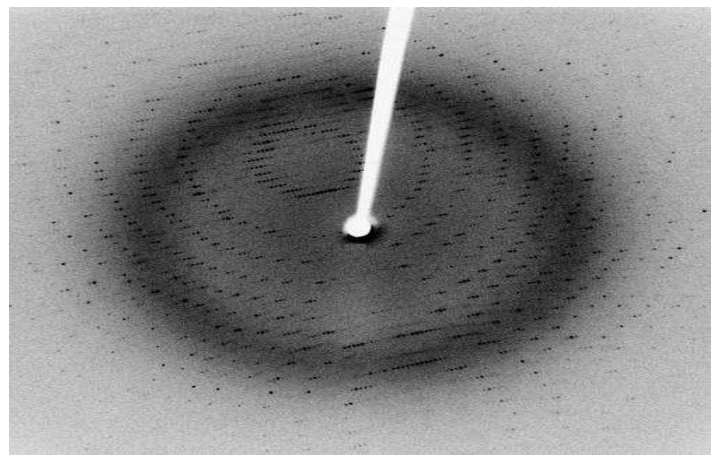
Slika 10.5: Medicinski predmeti, preuzeto iz [37].



Slika 10.6: Ozračivanje hrane X-zrakama, preuzeto iz [38].



Slika 10.7: Rendgenska snimka odljevka na kojoj se vidi unutrašnji lom, preuzeto iz [39].

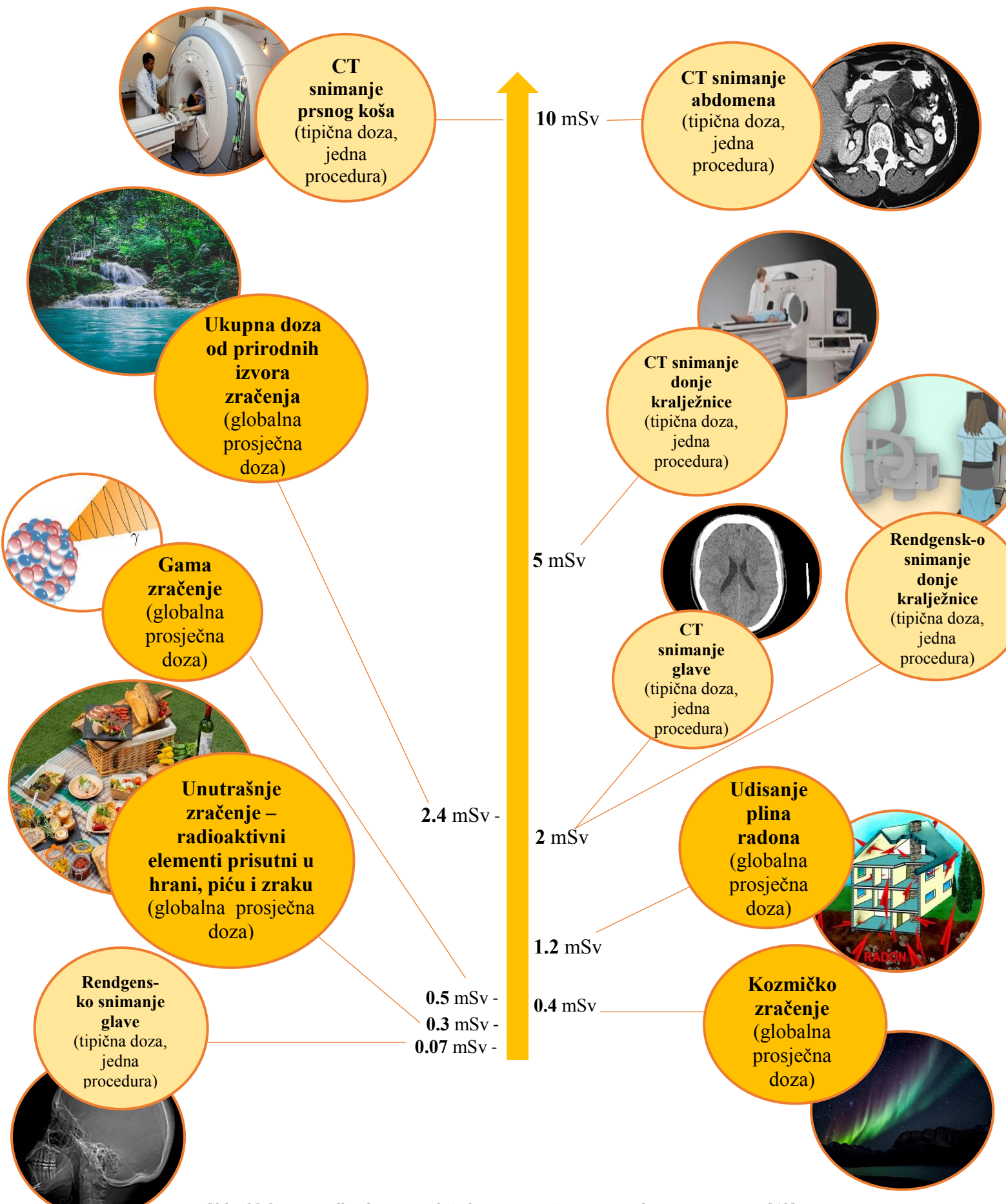


Slika 10.8: Difrakcija X-zraka, preuzeto iz [40].

Ideja slike 10.9. je da učenici usporede doze iz različitih izvora zračenja te pismeno odgovore na pitanja:

- i) Jeste li promijenili mišljenje o rendgenskom snimanju i općenito o upotrebi ionizirajućeg zračenja u medicini?
- ii) Što vas je najviše iznenadilo?
- iii) Mislite li da koristi rendgenskog zračenja u medicini opravdavaju rizik izlaganju ionizirajućem zračenju?

Nakon toga će nekoliko učenika pročitati svoje odgovore cijelom razredu; cilj je potaknuti razrednu diskusiju u koju će se priključiti što više učenika.



Slika 10.9: usporedba doza iz različitih izvora zračenja, svi podaci su preuzeti iz [41].

Završni dio sata

1. Odredite minimalnu valnu duljinu rendgenskog zračenja koje nastaje u cijevi ako je napon između katode i anode 10 kV.

Iz izraza za minimalnu valnu duljinu dobivamo:

$$\lambda_{min} = \frac{hc}{eU} = \frac{6,625 \cdot 10^{-34} \cdot 3 \cdot 10^8}{1,6 \cdot 10^{-19} \cdot 10^4} = 1,24 \cdot 10^{-10} \text{m}$$

2. Postane li hrana koja je ozračena X-zrakama radioaktivna?

Hrana koja je bila izložena zračenju nije radioaktivna jer X-zrake nemaju dovoljno energije za induciranje nuklearnih reakcija u atomima hrane koje bi ih učinile radioaktivnima.

3. Umjetni izvori ionizirajućeg zračenja su opasni za ljude, ali prirodni izvori nisu. Slažete li se s navedenom tvrdnjom? Obrazložite.

Posljedice zračenja (bilo umjetnog ili prirodnog) su iste. Umjetno zračenje nije opasnije od prirodnog.

11. Literatura

- [1] Tomografija, (2021), *Hrvatska enciklopedija*, <https://enciklopedija.hr/natuknica.aspx?ID=61728>, 12.3.2021.
- [2] Khan, F.M., Gibbons, J.P. Khan's the physics of radiation therapy. 5th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins/Wolters Kluwer, 2014.
- [3] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Diagnostic Radiology Physics. Vienna: IAEA, 2014.
- [4] Buzug, T.M. Computed Tomography: From Photon Statistics to Modern Cone-Beam CT. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag, 2008.
- [5] CT uređaj, https://global.medical.canon/products/computed-tomography/clinicalgallery_cardiac, 13.1.2021.
- [6] Slika usporedbe CBCT i CT snopova, <http://www.ajnr.org/content/30/6/1088>, 12.2.2021.
- [7] rendgenska cijev, (20.10.2018), *Englesko-hrvatski kemijski rječnik & glosar*, <https://glossary.periodni.com/glosar.php?hr=rendgenska+cijev>, 13.3.2021.
- [8] Effect of KV, *X-Ray Production*, <http://www.sprawls.org/ppmi2/XRAYPRO/>, 13.3.2021.
- [9] M. Majer i T. Bokulić, Nastavni materijali za kolegij Medicinska fizika, radna verzija.
- [10] Slika sheme raspada ^{137}Cs , <https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/3/3e/Cs-137-decay.svg/1280px-Cs-137-decay.svg.png>, 14.3.2021.
- [11] Dodatni sadržaj: fotonuklearne reakcije, <https://www.britannica.com/science/photodisintegration>.
- [12] Dodatni sadržaj: proizvodnja tripleta, http://atlas.physics.arizona.edu/~shupe/Physics_Courses/Phys_586_S2015_S2016_S2017/Readings_MS/Pair_and_Triplet_Production.pdf
- [13] Dodatni sadržaj: Rayleighovo raspršenje, <https://www.britannica.com/science/Rayleigh-scattering>.
- [14] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Radiation Oncology Physics. Vienna: IAEA, 2005.
- [15] ICRP, 2007. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. Ann. ICRP 37 (2-4).
- [16] Attix, F.H. Introduction to radiological physics and radiation dosimetry. Weinheim: Wiley – VCH, 2004.
- [17] Yamamoto, T. RPL Dosimetry: Principles and Applications. // AIP Conference Proceedings. Vol. 1345 (2011), str. 217-230.

- [18] Huang, D.; Hsu, S-M. Radio-Photoluminescence Glass Dosimeter (RPLGD). // *Advances in Cancer Therapy* / edited by Gali-Muhtasib, H. Rijeka: IntechOpen, 2011.Ch. 25
- [19] Diagnostic Reference Levels, *Image Wisely*, <https://www.imagewisely.org/-/media/Image-Wisely/Files/CT/IW-McCollough-Diagnostic-Reference-Levels.pdf>, 24.3.2021.
- [20] ICRP, 2000. Managing Patient Dose in Computed Tomography. ICRP Publication 87. Ann. ICRP 30 (4).
- [21] Radiation Dose in X-ray and CT exams, (2019), *RadiologyInfo*, <https://www.radiologyinfo.org/en/info.cfm?pg=safety-xray,11.2.2021>.
- [22] Radiation in Everyday Life, *IAEA*, <https://www.iaea.org/Publications/Factsheets/English/radlife>, 13.1.2021.
- [23] Vekić, B.; Ban, R.; Miljanić, S. Sekundarni standardni dozimetrijski laboratorij instituta „Ruđer Bošković“, Zagreb. // *Arh Hig Rada Toksikol.* Vol. 57 (2006), str. 189-194.
- [24] Dose Ace, *Chiyoda Technol Corporation*, <https://www.c-technol.co.jp/eng/e-small>, 13.1.2021.
- [25] Leksell Gamma Knife Icon: Instructions for use, Elekta, Stockholm (2017).
- [26] PTW detectors including CoP, PTW, Freiburg (2019).
- [27] Knežević, Ž.; Beck, N.; Milković, Đ.; Miljanić, S.; Ranogajec-Komor, M. Characterisation of RPL and TL dosimetry systems and comparison in medical dosimetry applications. // *Radiat. Meas.* Vol. 46 (2011), str. 1582–1585.
- [28] Wesolowska, P.E.; Cole, A.; Santos, T.; Bokulic, T.; Kazantsev, P.; Izewska, J. Characterization of three solid state dosimetry systems for use in high energy photon dosimetry audits in radiotherapy. // *Radiation Measurements* Vol. 106 (2017), str. 556-562.
- [29] UN identifies medical use of radiation as main source of human exposure, (2010), *UN News*, <https://news.un.org/en/story/2010/08/347922-un-identifies-medical-use-radiation-main-source-human-exposure>, 11.1.2021.
- [30] Odluka o donošenju kurikuluma za nastavni predmet Fizike za osnovne škole i gimnazije u Republici Hrvatskoj (2019), https://narodne-novine.nn.hr/clanci/sluzbeni/2019_01_10_210.html, 22.1.2021.
- [31] Međupredmetne teme, (2019), *Škola za život*, <https://skolazazivot.hr/medupredmetne-teme/>, 22.1.2021.
- [32] History of X-rays, <https://www.youtube.com/watch?v=fHUzVqoDnts>, 23.1.2021.
- [33] 125 years of X-rays, *Siemens Healthineers MedMuseum*, <https://www.medmuseum.siemens-healthineers.com/en/overview>, 23.1.2021.
- [34] X-Rays, (2019), *Harvard Health Publishing*, <https://www.health.harvard.edu/staying-healthy/x-rays>, 23.1.2021.

- [35] X-ray tubes ,*The Cathode Ray Tube site*, <https://www.crtsite.com/page5.html>, 23.1.2021.
- [36] An introduction to radiotherapy: what is it, how does it work, and what's it for?, (2017), *Cancer Reaserch UK*, <https://scienceblog.cancerresearchuk.org/2017/07/12/an-introduction-to-radiotherapy-what-is-it-how-does-it-work-and-whats-it-for/>, 23.1.2021.
- [37] Surgery Instruments Sets , (2019), *Slick Surgico*, <https://slicksurgico.com/surgery-instruments-sets/>, 24.1.2021.
- [38] Using Nuclear Science in Food Irradiation, (2018), *IAEA*, <https://www.iaea.org/newscenter/multimedia/videos/using-nuclear-science-in-food-irradiation>, 24.1.2021.
- [39] X-Ray Testing of Castings ,*CFS*, <http://www.investmentcastchina.com/x-ray-testing-of-castings/>, 24.1.2021.
- [40] *X-ray*, *Encyclopedia Britannica*, <https://www.britannica.com/science/X-ray>, 23.1.2021.
- [41] IAEA. Radiation, People and the Environment. // INIS. Vol 35, 20 (2004), https://inis.iaea.org/search/search.aspx?orig_q=RN:35041876 , 24.1.2021.
- [42] Andreis, T.; Plavčić, M.; Simić, N. (2004) *Fizika 4*. 4th ed. Zagreb: Profil.
- [43] Horvat, D.; Hrupec, D. (2010) *Fizika 4: pojmovi i kocepti*. Zagreb: Neodidacta.