



UNIVERZITET U NOVOM SADU
PRIRODNO MATEMATIČKI FAKULTET
DEPARTMAN ZA FIZIKU



UPOTREBA TLD-A U PROCENI IZLOŽENOSTI PROFESIONALNIH LICA PRI RADIODIJAGNOSTIČKIM PROCEDURAMA

MASTER RAD

Mentor: Prof. dr Nataša Todorović

Student: Verica Petković

Novi Sad, 2023. godina

SADRŽAJ

1. UVOD.....	3
1.1. Otkriće X-zraka.....	3
1.2. Proizvodnja X-zraka	3
1.3. Zakočno i karakteristično X-zračenje	4
2. INTERAKCIJA ZRAČENJA SA MATERIJOM.....	7
2.1. Fotoelektrični efekat	7
2.2. Komptonovo rasejanje	9
2.3. Stvaranje para elektron-pozitron.....	10
3. DOZIMETRIJSKE VELIČINE	11
3.1. Ekspoziciona doza	11
3.2. Apsorbovana doza.....	12
3.3. Ekvivalentna doza	12
3.4. Efektivna doza	13
3.5. KERMA	15
3.6. Dozni ekvivalent	15
3.6.1. Ambijentalni dozni ekvivalent.....	15
3.6.2. Lični ekvivalent dozni.....	15
4. INSTRUMENTI ZA MERENJE ZRAČENJA.....	16
4.1. DETEKTORI	16
4.2. DOZIMETRI.....	18
4.2.1. Vrste dozimetara	19
5. TERMOLUMINISCENTRI DOZIMETRI	20
5.1. TL Dozimetri-Hp(10).....	22
5.2. Prsten dozimetri-Hp(0,07)	28
5.3. Postupak lične dozimetrije	29
5.3.1. Merna sledivost.....	32
5.3.2. Relativno kalibrisanje dozimetara.....	33
5.3.3. Relativno kalibrisanje čitača	35
5.3.4. Program osiguranje kvaliteta	38

6. REZULTATI MERENJA I OBRADA PODATAKA.....	43
6.1. Metod validacije.....	43
6.2. Procena merne nesigurnost	44
6.3. Analiza rezultata međulaboratorijskih poređenja	52
6.4. Obrada rezultata merenja	54
6.5. Greške tokom očitavanja dozimetara.....	63
Prilog 1: ZAKONSKA REGULATIVA.....	65
7. ZAKLJUČAK.....	69
LITERATURA	70

1. UVOD

Dozimetrija je oblast fizike koja se bavi mehanizmima pod kojim dolazi do predaje energije zračenja organskim materijalima, kao i načinima merenja i izračunavanja doze, merenjem doza, kao i zaštitom ljudi, kako profesionalno izloženih lica, tako i stanovništva. Živa bića nemaju čulo koje registruju zračenje, s toga se zračenje detektuje i meri, a dozimetrija ima za cilj da dejstva različitih vrsta zračenja na organsku materiju poveže sa određenim biološkim, fizičkim i hemijskim efektima. Ovi efekti direktno zavise od apsorbirane energije, koja predstavlja osnovnu veličinu koja se meri u dozimetriji. [1]

Cela oblast je definisana zakonskom regulativom, koju je propisalo regulatorno telo u Republici Srbiji, Direktorat za radijacionu i nuklearnu sigurnost i bezbednost Srbije. Zakonska regulativna je data u prilogu 1.

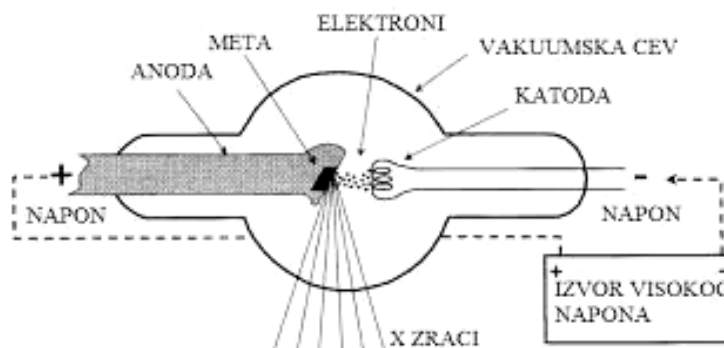
1.1. Otkriće X-zraka

1895. godine nemački fizičar Wilhelm Conrad Rentgen objavljuje da je u toku eksperimenta na Hittrof-Crookesovoj vakumskoj cevi otkrio nevidljive zrake koje izazivaju fluorescenciju, prolaze kroz materiju, te skreću pod dejstvom magnetnog polja, a zbog svoje nepoznate prirode zrake nazvao ih je **X-zrake**. Otkriće rendgenskih zraka nastalo je ispitivanjem katodnih zraka. Rentgen je opazio da iz mesta na koje padnu katodni zraci izlaze novi zraci, koji pokazuju slične osobine s elektromagnetnim talasima i ne daju se saviti električnim ili magnetnim poljima. Iz ovih osobina Rentgen je zaključio da su novi zraci **talasi**. X-zranci predstavljaju elektromagnetne talase, talasne dužine od 0.01 do 10 nm i imaju talasne dužine manje od UV zračenja, a veće od gama zračenja. Kratka talasna dužina daje rendgenskim zracima veliku prodornost. Mogu nesmetano prolaziti kroz tanke listiće materije. Apsorpcija rendgenskih zraka zavisi od vrste materijala kroz koji zranci prolaze. Jače ih apsorbuju elementi s većom atomskom masom. Olovo znatno jače prigušuje rendgenske zrake za razliku od vodonika ili kiseonika. Na tom svojstvu zasniva se primena rendgenskih zraka u medicini. Fotoni X-zraka koji imaju energije veće od 5 keV spadaju u „**tvrde**“ X-zrake, a oni sa manjim energijama spadaju u „**meke**“ X zrake. Tvrđi X zraci zbog većih energija imaju mogućnost penetracije kroz objekte, što omogućava da se koriste u medicinskoj radiologiji.[2]

1.2. Proizvodnja X-zraka

X-zranci mogu biti generisani pomoću rendgenske cevi. To je vakuumska cev, koja se sastoji od izvora elektrona, cev sa vakuumom za ubrzavanje elektrona, mete u koju elektroni udaraju i spoljašnjeg izvora energije koji ubrzavaju elektrone. Cev koja koristi visoki napon za ubrzanje termoelektrona emitovanih sa katode (slika 1). Elektroni se visokim naponom u električnom polju ubrzavaju do velikih brzina i udaraju o anodu koja proizvodi X-zrake. Razlikom potencijala između dve elektrone, elektroni bivaju ubrazni koji putuju od katode do anode i povećavaju svoju kinetičku energiju. Prilikom udara u anodu, koja je meta, najveći deo

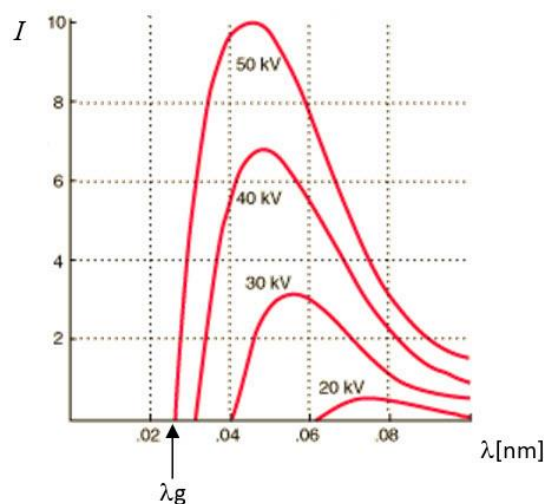
kinetičke energije se pretvori u toplotnu, a vrlo mali porcenat u elektromagnetno zračenje. U rendgenskoj cevi se proizvodi karakteristično (linijski spektar) i zakočno (kontinualni spektar) X-zračenje, tako sto veoma brzi elektroni pri udaru u anodu mogu reagovati sa jezgrom atoma ili sa elektronima atoma. [3]



Slika 1: Osnovne komponente rendgenske cevi

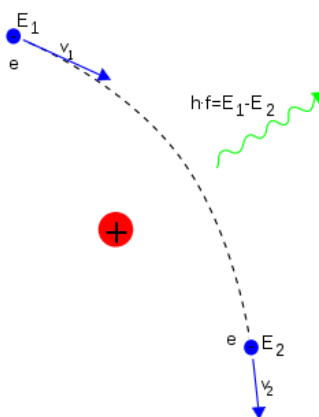
1.3. Zakočno i karakteristično X-zračenje

Zakočno zračenje nastaje pri sudaru brzih elektrona sa atomima anode i tada dolazi do njihovog naglih kočenja, odnosno do nagle promene brzine. Zračenje kojim elektroni gube energiju i bivaju usporeni pri prolasku kroz materiju. Reč je o rendgenskom zračenju emitovanom u međudelovanju elektrona s atomskim jezgrima u materiji. Zakočno zračenje se dobija na račun gubitka kinetičke energije elektrona zbog uzajamnog delovanja sa atomima sredine kroz koju prolaze. Pri zakočnom zračenju nastaje emisija elektromagnetnih talasa svih talasnih dužina-spektar zračenja je **kontinualan (neprekidan)**. Za određene vrednosti talasnih dužina kriva raspodele inteziteta ima maksimum. Na većim talasnim dužinama intenzitet zakočnog zračenja opada, dok na većim talasnim dužinama intenzitet zakočnog zračenja naglo opada i ima vrednost nula za neku određenu vrednost talasne dužine. To je kratkotalasna granica λ_g kontinualnog spektra. Sa povećanjem napona povećava se i intenzitet zakočnog zračenja, a vrednosti talasne dužine maksimalnog zračenja i kratkotalasne granica kontinualnog spektra pomeraju se ka kraćim talasnim dužinama. Kratkotalasna granica λ_g kontinualnog spektra zavisi samo od napona između elektorda, a ne zavisi od hemijskog sastava anode (slika 2). [2]



Slika 2: Prikaz kratkotalasne granice λ_g kontinualnog spektra

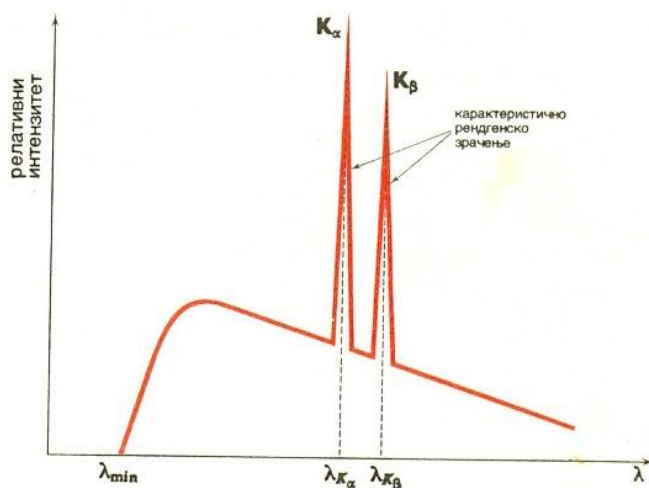
Prolaskom elektrona u neposrednoj blizini atomskog jezgra, on se naglo usporava i brzina mu se smanjuje. Posledica veliko smanjenje početne energije, a razlika energije se pretvara u foton elektromagnetnog zračenja (slika 3) [2]:



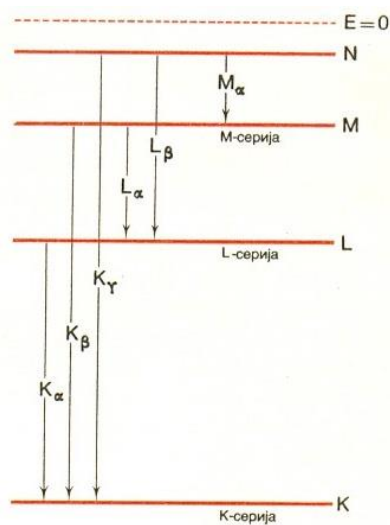
Slika 3: Prikaz rendgenskog zakočnog zračenja

Drugi mehanizam proizvodnje rendgenskih zraka je prelaz elektrona u unutrašnjim orbitama atoma. Ovi prelazi između orbita proizvode fotone diskretnih energija datih u razlikama u energetske stanjima na početak i kraj prelaza. Kada je elektron izbačen iz unutrašnjih ljuski atoma, na tim ljuskama ostaju slobodna mesta. Elektroni sa viših ljuski se spuštaju na prazne niže ljuske, pri čemu emituju energiju i emitovani fotoni imaju tačno određenu talasnu dužinu. Karakteristično X-zračenje nastaje pri interakciji elektrona koji se ubrzavaju sa elektronima materijala anode. Svaki elektron u atomu ima svoju energiju veze koja zavisi u kom se nivou nalazi. Najveću energiju veze imaju 2 elektrona u K nivou koji su bliži jezgru, sledeći elektroni sa najvećom energijom su 8 elektrona u novu L. Karakteristično zračenje se sastoji od izdvojenih linija koje se nalaze na tačno određenim talasnim dužinama, a vrednost talasnih dužina zavisi od materijala od koga je anoda napravljena. Karakteristično zračenje je određeno vrstom supstance od koje je anoda napravljena. Kada se elektroni ubrzavaju od katode do anode

imaju enregiju veću od energije veze atoma anode, anode pri reakciji sa elektronom dovode do jonizacije atome, odnosno do izbacivanja elektrona iz omotača. Atom je tada u nestabilnom stanju i zbog toga dolazi do popunjavanja upražnjenih mesta elektronima sa viših energetskih nivoa (slika 5). Prilikom preleska elektrona sa više u stanje niže energije, višak energije se može osloboditi u obliku **karakterističnog X-zračenja**, koje uvek neizbežno prati proces fotoelektričnog efekta. [3]



Slika 4: Karakteristično rendgensko zračenje



Slika 5: Šematski prikaz serija spektra karakterističnog zračenja

2. INTERAKCIJA ZRAČENJA SA MATERIJOM

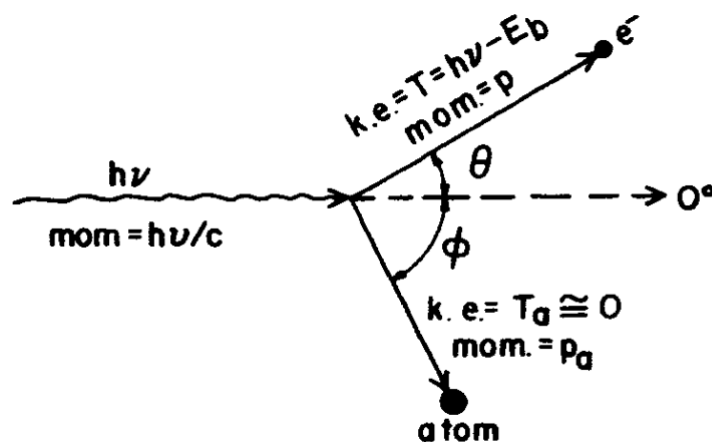
Pri prolasku kroz materiju fotoni mogu biti apsorbirani, rasejati se ili prodrati bez interakcije. Postoje četiri glavna tipa interakcija zračenja sa materijom: Fotoelektrični efekat, Komptonovo rasejanje, stvaranje para elektron-pozitron, Relijevo rasejanje.

2.1. Fotoelektrični efekat

Fotoelektrični efekat je proces u kojem foton predaje kompletnu svoju energiju orbitalnom elektronu. Foton tom prilikom nestaje, a elektron se udalji iz atoma sa energijom:

$$T = h\nu - E_b \quad (1)$$

$h\nu$ - je energija fotona pre interakcije, a E_b - je energija veze orbitalnog elektrona. Upadni foton energije $h\nu$ interaguje sa elektronom vezan za atom, energijom veze E_b . Foton nestaje, dajući kinetičku energiju elektronu, koji odlazi pod uglom θ u odnosu na smer upadnog fotona. Da bi se očuvao impuls, ostatak atoma odlazi pod uglom ϕ . Kinetička energija atoma T_a je tada praktično jednaka nuli. Fotoelektrični efekat je moguć samo na vezanom elektronu, a to je uslovljeno zakonom održanja impulsa-neophodno je da još jedno telo na sebe prihvati deo impulsa fotona, a to treće telo je atom, koji u ovom procesu sa elektronom podeli impuls fotona. [4]

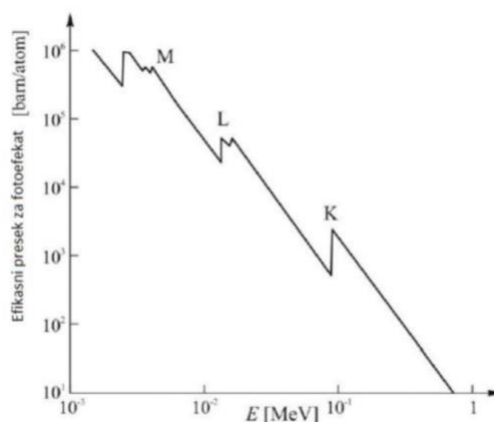


Slika 6: Šematski prikaz fotoefekta

Verovatnoća nastanka fotoefekta meri se presekom. Poznato je da presek za fotoefekat zavisi od rednog broja medijuma u kojem se javio, od upadne energije fotona i od vezivne energije elektrona u elektronskom omotaču atoma. [5]

Efikasni presek za fotoefekat se smanjuje sa porastom energijom, uz nekoliko oštrih skokova na energijama koje odgovaraju energijama veze orbitalnih elektrona. Ukoliko foton poseduje energiju koja je znatno viša od energije veze K-elektrona, verovatnoća za fotoefekat je

relativno mala. Što je energija veze elektrona bliža energiji fotona to je elektron čvršće vezan, te je verovatnoća dešavanja fotoefekta na takvom elektronu viša. Efikasni presek za fotoefekta povećava sa smanjenjem energije fotona, a veoma zavisi i od rednog broja materijala. [6]

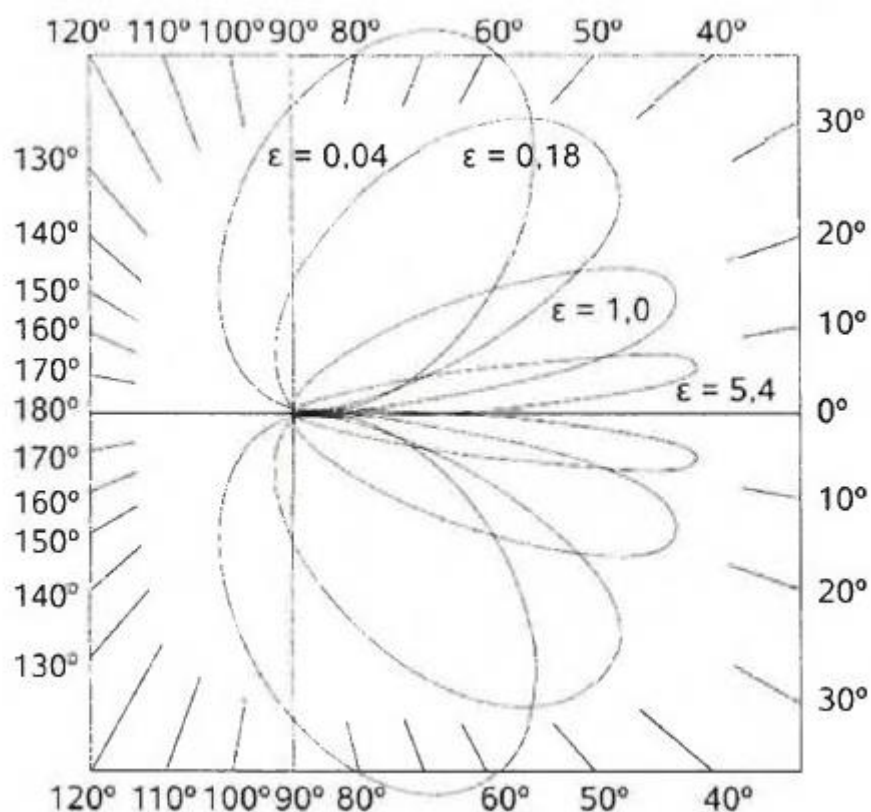


Slika 7: Efikasni presek fotoefekta kao funkcija energije

Prema diferencijalnom preseku za fotoefekat, emitovani elektroni su simetrično raspoređeni u odnosu na električni vektor E upadnog elektromagnetnog zračenja (i to po zakonu $\cos^2\theta$). Za energiju upadnog zračenja pravac maksimalne distribucije emitovanih elektrona zahvata ugao od 90° u odnosu na upadno zračenje. Kako energija upadnog zračenja raste, tako se i distribucija emitovanih elektrona usmerava u pravcu upadnog elektromagnetnog zračenja kao što je to prikazano na slici 8. [5]

Ugaona raspodela elektrona emitovanih u fotoefektu takođe zavise od energije fotona. Efikasni presek za fotoelektrični efekat veoma zavisi i od rednog broja materijala. Ako je energija upadnih fotona dovoljno visoka, elektron izbačen iz atomskog omotača može imati energiju dovoljnu da i sam vrši jonizaciju. Zbog toga je i važno da se zna u kom pravcu se i emituju fotoelektroni.

Efikasni presek za fotoefekta povećava sa smanjenjem energije fotona. Trend povećanja efikasnog preseka fotoefekta sa smanjenjem energije fotona ide sve dok one ne budu manje od najniže vrednosti vezivne energije elektrona sa spoljašnjih orbitala. Tada efikasni presek za fotoefekat naglo pada na nulu. [6]



Slika 8: Ugaona distribucija elektrona emitovanih posle fotoefekta

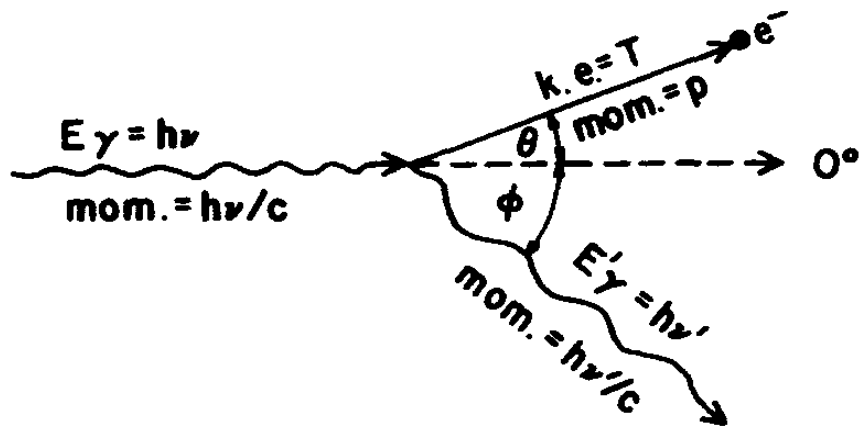
Fotoefekat se može desiti na bilo kom elektronu u elektrosnom omotaču. Što je energija veze elektrona bliža energiji fotona, to se elektron smatra čvršće vezanim i verovatnoća da dođe do fotoefekta je veća.

2.2. Komptonovo rasejanje

Komptonovo rasejanje predstavlja direktnu interakciju između fotona i slobodnog elektrona. Foton energije $h\nu$ interaguje sa slobodnim elektronom i rasejava ga pod uglom θ u odnosu na upadni smer kretanja fotona, sa manjom energijom. Rasejani foton $h\nu'$ odlazi pod uglom φ na suprotnu stranu od upadnog kretanja. Fotoni ne nestaju u potpunosti, već nakon interakcije nastave da se kreću, ali sa promenom pravca i to su rasejani fotoni. Energija rasejanog fotona zavisi od ugla rasejanja. Verovatnoća Komptonovog efekta se smanjuje sa porastom energije fotona. [4]

$$T = h\nu - h\nu' \quad (2)$$

$$h\nu = h\nu' \cos \varphi + pc \cos \theta \quad (3)$$



Slika 9: Rasejanje fotona na slobodnom elektronu

2.3. Stvaranje para elektron-pozitron

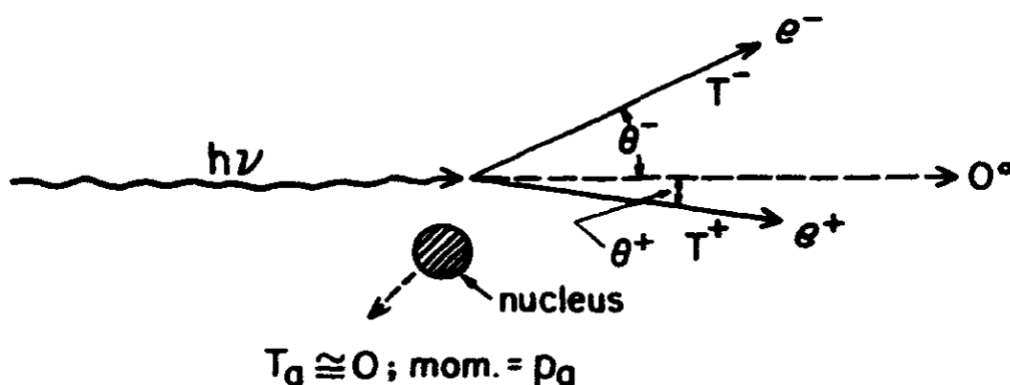
Kada je energija fotona dovoljno velika, moguć je proces stvaranja para elektron-pozitron (čestica-antičestica) prilikom kojeg fotoni u potpunosti nestaju. Da bi došlo do stvaranja parova potrebno je da energija fotona ne bude manja od 1,022 MeV. Proces stvaranja para ne može da se odigra u praznom prostoru, već je i dokazano da se proces ne dešava samo u Kulonovom polju jezgra, već i izvan njega. [4], [5]

Elektron i pozitron će biti emitovani u pravcu kretanja fotona. Energija fotona se troši na dvostruku energiju mirovanja elektrona i kinetičku energiju elektrona T^- i pozitrona T^+ :

$$h\nu = 2m_0 \cdot c^2 + T^- + T^+ \quad (4)$$

$$h\nu = 1,022\text{MeV} + T^- + T^+ \quad (5)$$

Kada elektron i pozitron imaju dovoljno visoku energiju i oni mogu da vrše jonizaciju. Kada izgubi svoju kinetičku energiju, pozitron doživljava anihilaciju u kontaktu sa elektronom. U tom procesu, obe čestice nestaju uz emisiju fotona od 0.511 MeV (pod uglom od 180°). [4], [5]



Slika 10: Stvaranje para elektron-pozitron

3. DOZIMETRIJSKE VELIČINE

Vrste i količine hemijskih i bioloških promena zavise od količine energije koju je primila ozračena sredina. Međunarodni sistem jedinica (SI) obezbeđuje zajednički sistem jedinica za nauku i tehnologiju. Pored sedam osnovnih jedinica, postoje izvedene jedinice definisane kao kombinacije osnovnih jedinica. Fundamentalna dozimetrijska veličina u radiološkoj zaštiti je apsorbovana doza. Pored iznosa apsorbovane doze na biološke efekte zračenja utiču i drugi faktori, od kojih su najznačajnija vrsta i energija zračenja, kao i osetljivost tkiva i organa. Koriste se fizičke veličine koje kvalitativno i kvantitativno opisuju dejstvo zračenja, kao i biološke promene koje su nastale kao posledica zračenja. Stoga se pored apsorbovane doze koriste i ekvivalentna i efektivna doza. Detalji u vezi sa izvedenim jedinicama koje se koriste u merenju i proračunu doze zračenja za specifične primene mogu se naći u dokumentima Međunarodne komisije za jedinice zračenja i merenja (ICRU) i Međunarodna komisija za radiološku zaštitu (ICRP).[2], [6], [7], [8]

3.1. Ekspoziciona doza

Prva dozimetrijska veličina koja je usvojena na internacionalnom nivou i koja je trebala da kvantitativno opiše efekte rendgenskog i gama zračenja je ekspoziciona doza ili ekspozicija, a jedinica joj je rendgen [R]. U skladu sa boljim razumevanjem procesa interakcije zračenja sa materijom, definicija ekspozicije i njena jedinica su se vremenom više puta menjale. Zajedničko za sve modifikacije ove fizičke veličine jeste koncept radijacione ekspozicije zasnovan na pretpostavci da je broj stvorenih jonskih parova proporcionalan energiji koju zračenje ostavi u sredini kroz koju se kreće. Ekspoziciona doza se definiše kao odnos naelektrisanja ΔQ koje elektromagnetno zračenje proizvede u određenoj zapremini mase Δm vazduha koja se u toj zapremini nalazi: [6], [7], [8]

$$X = \frac{\Delta Q}{\Delta m} \quad (6)$$

ΔQ je apsolutna vrednost ukupnog naelektrisanja jedne vrste koje se stvori u vazduhu kada sekundarni elektroni u potpunosti izgube energiju i prestanu da vrše jonizaciju. Kako je jedinica za ekspozicionu dozu zamenjena novom, ona se izražava u [C/kg], a veza između nove i stare jedinice je: [6], [7], [8]

$$1\text{C/kg} = 3876\text{R}; 1\text{R} = 2.58 \times 10^{-4} \text{C/kg} \quad (7)$$

Pored ekspozicione doze možemo da definišemo i brzinu ekspozicije kao količnik ekspozicione doze i vremena ozračivanja Δt . Njena jedinica je [R/s]. [6], [7], [8]

$$\dot{X} = \frac{X}{\Delta t} \quad (8)$$

$$X = \int_{t_0}^{t_1} \dot{X}(t) dt \quad (9)$$

$$X = \dot{X}(t_1 - t_0) \quad (10)$$

3.2. Apsorbovana doza

Osnovna dozimetrijska veličina koja se koristi u oblasti od jonizujućeg zračenja je **apsorbovana doza**, ona se definiše kao odnos energije ΔE koju zračenje preda određenoj zapremini sredine kroz koju se prošire i mase Δm sadržane u toj zapremini:

$$D = \frac{\Delta E}{\Delta m} \quad (11)$$

SI jedinica za apsorbovanu dozu jonizujućeg zračenja naziva se grej Gy. Apsorbovana doza od 1 Gy označava apsorbovanu dozu jonizujućeg zračenja koja nastaje pri apsorpciji jonizujućeg zračenja stalne gustine energetskog fluksa čija je energija 1 J u masi od 1 kg. [6], [7], [8]

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg} \quad (12)$$

Apsorbovana doza se može meriti na više načina, no u praksi se ne meri, nego se informacija o apsorbovanoj dozi dobija poznavanjem ili određivanjem ekspozicije.

Brzina apsorbovane doze (D) definiše se kao apsorbovana doza u jedinici vremena. Poznato je da biološki efekti jonizujućeg zračenja ne zavise samo od veličine doze već i od vremena ozračivanja. Vreme ozračivanja treba imati u vidu u slučajevima procene ozračenosti profesionalno izloženih lica i pacijenta jer nije svejedno da li se oni ozračuju u kraćem ili dužem vremenskom period:

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad (13)$$

Jedinica za jačinu apsorbovane doze je Gy/s. Brzina apsorbovane doze je bitna jer od nje zavise učinci jonizujućeg zračenja na živu materiju. Ukoliko dve jedinice apsorbuju istu dozu zračenja, ali u različitom vremenu, dakle različitom brzinom apsorbovane doze, posledice će biti različite. [6], [7], [8]

3.3. Ekvivalentna doza

Apsorbovana doza D nije sam po sebi dovoljna da bi se njom mogla definisati učestalost ili verovatnoća nastajanja štetnih efekata nastalih usled izlaganja jonizujućem zračenju pod nespecifičnim uslovima. Zbog toga se smatralo da bi u oblasti zaštite od jonizujućeg zračenja bilo potrebno uvesti novu radijacionu veličinu koja bi opisivala uslove nastajanja štetnih efekata usled ozračivanja, a posebno kasnih stohastičkih efekata. Ekvivalentna doza (H) predstavlja biološki efekat zračenja i to je veličina koja uzima u obzir da efekti jonizujućeg zračenja na neko tkivo ili organ ne zavise samo od energije koja je apsorbovana po jedinici

mase već i od vrste zračenja. Definiše se kao proizvod apsorbovane doze D i faktora kvaliteta Q : [6], [7], [8]

$$H=D \times Q \times N \quad (14)$$

Jedinica za ekvivalentnu dozu je džul po kilogramu (J/kg), sa posebnim nazivom sivert (Sv). Na predlog Komisije za zaštitu od zračenja, veličini N je pripisana jedinična vrednost ($N=1$), dok faktor kvaliteta zavisi od posmatrane vrste zračenja. Faktor kvaliteta Q je bezdimenzioni faktor kojim se označava razlika u biološkim efektima različitih vrsta jonizujućih zračenja. Preporučene vrednosti za faktor kvaliteta Q za razne vrste zračenja date su u Tabeli 1.

Tabela 1: Faktori kvaliteta Q pojedinih vrsta zračenja

Vrsta zračenja	Faktor kvaliteta Q
Rendgensko, gama, beta	1
Termalni neutroni	5
Neutroni i protoni	20
Alfa čestice	20
Teška jezgra	20

Jačina ekvivalentne doze (\dot{H}) definiše se kao ekvivalentna doza u jedinici vremena. Jedinica za jačinu ekvivalentne doze je džul po kilogramu u sekundi ($J/kg \cdot s$), odnosno sivert po sekundi (Sv/s). [6], [7], [8]

3.4. Efektivna doza

Efektivna doza (E) je veličina koja je uvedena 1978. godine, u cilju da se bliže okarakterišu rizik od zračenja i da bi se uzelo u obzir da efekti zračenja zavise i od vrste ozračenog tkiva ili organa. Definiše se kao zbir ekvivalentnih doza H_T u svim tkivima i organima tela pomnoženim sa odgovarajućim tkivnim težinskim faktorima W_T :

$$E = \sum W_T \cdot H_T \quad (15)$$

Tkivni težinski faktor W_T je bezdimenzioni faktor koji se koristi u zaštiti od jonizujućeg zračenja da bi se uzela u obzir različita osetljivost pojedinih organa tkiva na indukciju stohastičkih efekata. Jedinica za efektivnu dozu je ista kao i za ekvivalentnu dozu, sivert (Sv). Efektivna doza je veličina koja ne zavisi od pola ili starosti čoveka. Efektivna doza nije merljiva veličina, i u medicini ima veoma ograničenu primenu. Koristi se prilikom procene doze za populaciju, kao i poređenje različitih dijagnostičkih procedura. U tabeli 2 prikazane su vrednosti težinskih faktora za pojedina tkiva i organe. [9], [10]

Tabela 2: Vrednosti težinskih faktora W_T za pojedina tkiva i organe

Tkivo-organ	ICRP 30 (1979)	ICRP 60 (1991)	ICRP 103 (2007)
Gonade	0,25	0,20	0,08
Koštana srž	0,12	0,12	0,12
Debelo crevo	-	0,12	0,12
Pluća	0,12	0,12	0,12
Želudac	-	0,12	0,12
Mokraćna bežika	-	0,05	0,04
Dojke	0,15	-	0,12
Jetra	-	-	0,04
Jednjak	-	-	0,04
Štitna žlezda	0,03	0,05	0,04
Koža	-	-	0,01
Kosti	0,03	0,01	0,01
Pljuvačne žlezde	-	-	0,01
Mozak	-	-	0,01
Ostatak	0,30	0,05	0,12

Tabela 3. Prosečne efektivne doze od dijagnostičkih pregleda

Dijagnostički pregled	Efektivna doza (mSv)
Snimanje lobanje, pluća, zuba	0,01-0,04
Snimanje kičme, abdomena, karlice	0,3- 0,7
mamografija	0,3
CT	7,4
Angiografija	9,3

3.5. KERMA

Kinetička energija oslobođena po jedinici mase (Kinetic Energy Released per unit MAss - KERMA) meri onu količinu energije koju elektromagnetno jonizujuće zračenje preda naelektrisanim česticama sredine. [10]

Definiše se izrazom:
$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \text{ [J/kg=Gy]} \quad (16)$$

gde dE_{tr} predstavlja zbir svih početnih kinetičkih energija jonizujućih čestica oslobođenih sekundarno jonizujućim naelektrisanim česticama. Kerma ima istu vrednost kao apsorbovana doza u vazduhu i koristi se da se opiše polje zračenja u prisustvu ili odsustvu pacijenta.

Jačina kerme definiše se kao kerma u jedinici vremena, a njena jedinica je [Gy/s].

$$K(t_0, t_1) = \int_{t_0}^{t_1} \dot{K}(t) dt \quad (17)$$

$$K(t_0, t_1) = \dot{K}(t_1 - t_0) \quad (18)$$

3.6. Dozni ekvivalent

Kao što je ranije navedeno, ekvivalentna i efektivna doza nisu direktno merljive veličine, ICRU je definisao niz operacionih veličina u svrhe zaštite od zračenja, u koje spadaju ambijentalni i lični ekvivalent doze.

3.6.1. Ambijentalni dozni ekvivalent

Ambijentalni ekvivalent doze $H^*(10)$ je dozimetrijska veličina koja se koristi za karakterizaciju polja zračenja u okolini izvora zračenja, njena jedinica je [Sv]. Koristi se kao direktno merljiva veličina i zamenjuje efektivnu dozu u monitoringu spoljašnje sredine. Primenjuje se u redovnim merenjima u radnim sredinama. Predstavlja ekvivalent doze koja bi se merila na dubini 10 mm u ICRU sferi, koja je postavljena suprotno od pravca upadnog zračenja, sfera je fantom (sferni) prečnika 30 cm, gustine 1 g/cm³, sastavljena od tkiva ekvivalentnog materijala definisanog sastava (76,2 % kiseonika, 11,1 % ugljenika, 10,1 % vodonika i 2,6% azota). [10]

3.6.2. Lični ekvivalent dozni

Koristi se kao direktno merljiva veličina u individualnom monitoringu i zamenjuje ekvivalentnu dozu u tkivima ili organima, ili efektivnu dozu. Lični ekvivalent doze $H_p(d)$ se definiše za meka tkiva u telu, na odgovarajućoj dubini d. Dubine su najčešće d = 10 mm (za celo telo, za fotonske energije iznad 15 keV), d = 0,07 mm (ekstremitete) i d = 3 mm (očno sočivo) za manje prodorna zračenja ispod 15 keV i β -zračenje (kožna doza, doza na očno sočivo). $H_p(d)$ se meri dozimetrima koji se nose na površini tela i prekriveni su odgovarajućim slojem tkivu ekvivalentnog materijala, a izražava se u Sv. [10]

4. INSTRUMENTI ZA MERENJE ZRAČENJA

4.1. DETEKTORI

Detektori zračenja su svi uređaji koji vrše registrovanje jonizujućeg ili neutronskeg zračenja, kao i merenje bilo koje relativne osobine zračenja. Prostiji detektori daju samo informaciju da li je neki prosto izložen zračenju ili ne, dok malo komplikovaniji mogu meriti jednu ili više njegovih karakteristika. [6]

Prilikom interakcije jonizujućeg zračenja sa materijom dolazi do jonizacije odnosno ekscitacije atoma sredin i tom prilikom dolazi do promena u materijalu. Promene uzrokovane su dejstvom jonizujućeg zračenja i mogu biti direktno merljive. Promene su u vidu pretvanja električne u toplotnu energiju, zatim mogu nastati promene u hemijskoj strukturi i neki materijali mogu emitovati svetlost. [11].

Detektor je objekat u kojem se dešava interakcija sa materijom, a kao rezultat interakcije dobija se neki signal ili slika. Dalje se signal obrađuju na odgovarajući način da bi se konačno dobila informacija o nekom svojstvu samog zračenja ili tela koje ga emituje. [6]

Jedna od podela detektora je na *integralne i diferencijalne*. [6]

- Integralni detektori mere ukupan efekat prolaska zračenja kroz neku sredinu. Njima je moguće izmeriti ukupan intenzitet, zato se i koriste kao dozimetri, odnosno kao instrumenti koji daju informaciju o energiji koju zračenje predaje materijalu.
- Diferencijalni detektori imaju mogućnost da registruju pojedinačne čestice zračenja, mogu da prebroje koliko čestica dospe do detektora.

U zavisnosti od tipa informacije, detektori se dele na *električne i optičke*.

- Električni detektori proizvode kratkotrajni naponski signal, koji nastaje kao rezultat interakcije zračenja sa osetljivom zapreminom detektora. Električni signal može nastati sakupljanjem naelektrisanja koje stvore zračenje prilikom svog prolaska kroz detektor, ili poticati od transformacije svetlosne energije koja se emituje. Ovi detektori se često nazivaju brojači. Električni detektori mogu dati informacije o tipu, energiji, brzini, naelektrisanju čestica. [6]
- Optički detektori, ili detektori vizuelnog tipa mogu da prikažu putanju kojom se kretala čestica zračenja, kao i putanje čestice koje su nakon interakcije sa zračenjem dobile dovoljnu energiju da i same mogu da vrše jonizaciju. [6]

Osnovne karakteristike detektora, koje moraju ispunjavati da bi se njima mogla vršiti merenja su:

Osetljivost je sposobnost detektora da registruje i male intenzitete nekog zračenja. Detektori su izrađeni tako da budu osetljivi na određenu vrstu zračenja u određenom energetskom regionu i zavisi od više faktora: preseka za jonizaciju u detektoru, mase detektora, nekonherentnog detektorskog šuma, zaštitnog materijala oko detektora. [12], [13]

- Energetska rezolucija je mera sposobnosti detektora da koji radi u diferencijalnom režimu razlikuje dve čestice sličnih energija, odnosno da razlikuje dve bliske linije u spektru. Rezolucija se može izmeriti slanjem monoenergetskog snopa zračenja u detektor i posmatranjem rezultujućeg spektra. [12], [13], [6]
- Efikasnost detekcije je mera verovatnoće da zračenje određene energije emitovano iz izvora bude apsorbirano u aktivnoj zapremini detektora. Obično se razmatraju dve vrste efikasnosti detektora: apsolutna efikasnost i sopstvena efikasnost detektora. To je sposobnost detektora da registruje što je moguće veći broj čestica koje su na njega pale. [12], [13], [6]
- Prilikom ulaska čestice u aktivnu zapreminu detektora dolazi do depovanja energije i stvaranja naelektrisanih čestica. Pod dejtvom razlike potencijala, formira se primarni električni signal, čiji se intenzitet može dovesti u vezu sa odgovarajućom dozimetrijskom veličinom. Efikasnost zapremine je zapremina onog dela prostora koji nakon interakcije sa zračenjem može da proizvede neki signal ili pokaže trag kojim se se čestice kretale, često je neophodno da zapremina bude što je moguće veća. [14], [6]
- Odnos ukupnog naelektrisanja, odnosno visine izlaznog signala i energije upadnog zračenja predstavlja odziv detektora. Većina detektora je u stanju da pruži neku informaciju o energiji upadnog zračenja, pošto je stepen jonizacije proporcionalan energiji koju zračenje izgubi u osetljivoj zapremini detektora. Ako je detektor dovoljno velik da se zračenje potpuno apsorbuje, jonizacija daje meru energije zračenja, a ako detektor radi u kontinualnom režimu, signal je kontinualna promena struje ili napona u vremenu, u zavisnosti od intenziteta zračenja. Odziv zavisi i od vrste čestica i energije, i ne znači da će detektor sa linearnim odzivom za jedan tip čestica biti linearan i za druge tipove čestica. [12], [13], [6]
- Vreme odziva je vreme koje je potrebno za formiranje signala od momenta dolaska zračenja do detektora i ono treba da bude što kraće. Vremenska rezolucija se izražava preko vremena koje treba da protekne da detektor nakon registrovanja jedne čestice bude u mogućnosti da prihvati drugu česticu i tretira je kao nezavistan događaj. Tokom ovog perioda, drugi događaj se ne može registrovati ili zato što je detektor tada neosetljiv ili zato što će se efekti drugog događaja superponirati na prvi. Ovo doprinosi mrtvom vremenu detektora i ograničava broj registrovanih događaja. [12], [13], [6]
- Mrtvo vreme predstavlja ono vreme za koje brojač nije u stanju da detektuje upadnu česticu. Uzrok ovome je pozitivno prostorno naelektrisanje oko anode, koje snižava anodni potencijal i sprečava formiranje nove lavine. U zavisnosti od tipa, detektori mogu biti osetljivi ili neosetljivi za druge događaje unutar ovog intervala. Ako je detektor neosetljiv, svaki događaj koji se desi u ovom intervalu je izgubljen. Ako je detektor osetljiv, mogućost je gomilanje signala što ga izobličuje i konačno dovodi do gubitka informacija o oba događaja. Postoje dva osnovna tipa mrtvog vremena: produženo (paralizujuće) i neproduženo (neparalizujuće). Neproduženo mrtvo vreme odgovara detektoru koji je neosetljiv tokom mrtvog vremena, pa novi događaj ne može produžiti mrtvo vreme. U slučaju produženog mrtvog vremena, novi događaj koji stigne u toku

trajanja mrtvog vremena starog događaja, dodaje svoje mrtvo vreme od momenta kada je stigao. [5], [12], [13]

4.2. DOZIMETRI

Dozimetri zračenja su uređaji koji se koriste da direktno ili indirektno mere ekspozicionu dozu, kermu, apsorbovanu dozu ili druge veličine. Dozimetar, zajedno sa svojim čitačem, zove se **merni sklop**, a često se nazivaju i dozimetrijski sistem. Jedan sistem za merenje zračenja sastoji se od: detektora i mernog uređaja. Sistem za merenje može biti aktivni (direktni) i pasivni (indirektni). Aktivni sistem su jonizacione komore, elektronski dozimetri, kod kojih se vrednost signala odmah može pročitati. Pasivni sistemi kod kojih se očitavanje dozedešava nakon obrade signala i tu spadaju termoluminescentni dozimetri, filmovi, gelovi. Termoluminescentni dozimetar zahteva očitavanje u čitaču u kojem se oslobađanje energije dešava emitovanjem svetlosti, nakon zagrevanja dozimetra. Svetlosni signal se konvertuje u električni, koji je proporcionalan fluensu fotona nastalih zagrevanjem dozimetra. Da bi se apsorbovana doza u dozimetru mogla proceniti, potrebno je da se ukupan signal dobijen zagrevanjem dozimetra kalibracijom korelira sa dozom. [10]

Interakcija zračenja sa sistemom dešava se u dozimetru, tj. aktivnoj zapremini detektora, dok merni uređaj preuzima odgovor detektora i obrađuje i prikazuje informaciju kako bi se merenje moglo analizirati. [10]

Osobine dozimetrijskog sistema su preciznost merenja koja podrazumeva reproducibilost, odnosno tačnost podrazumeva da su dobijene vrednosti blizu očekivane vrednosti, koja je stvarna. Linearost zavisi od vrste dozimetra i njegovih fizičkih karakteristika. Ukupan efekat dozimetra i čitača je linearan u odnosu na dozu, ukoliko su kalibrisani kao jedinstven sistem. Nezavisnost od energije upadnog snopa, odnosno da odgovor dozimetrijskog sistema na dve različite jačine doze trebalo bi da ostane konstantan, tj da sistem koji meri dozu mora biti nezavisan na jačinu doze u širem opseg. Zavisnost od pravca upadnog snopa koja javlja se zbog konstrukcije, fizičkih dimenzija i energije upadnog snopa. Visoka prostorna rezolucija i definisane fizičke dimenzije detektora. S obzirom na to da se u snopu zračenja dozimetrom meri doza u jednoj tački u prostoru, dozimetar bi trebalo da omogući merenje i očitavanje doze u vrlo maloj zapremini. Tako se termoluminescentni (TLD) dozimetri prave u vrlo malim dimenzijama, te su u tom smislu pogodni za merenje doze u tački. [10]

Jedan od najvažnijih delova u čitaču je fotomultiplikator, to je specijalna elektronska cev, a sastoji se od fotokatode, sistema ktoda i anode. Katoda je vezana za negativni, a anoda za pozitivni pol izvora visokog napona. Razlika potencijala omogućuje ubrzavanje i umnožavanje elektrona. Fotokatoda kada je osvetljena emituje elektrone. Elektron izbačen iz katode ubrzava se, tj. raste mu kinetička energija do te vrednosti da iz sledeće dinode izbacuje dva ili više elektrona. Daljim ubrzavanjem broj elektrona se umnožava. Broj nastalih sekundarnih elektrona zavisi od energije primarnih elektrona (iz katode) i od emisione sposobnosti materijala kojim su prevučene dinode. Sekundarni elektroni se kreću pod dejstvom električnog polja sve dok ne stignu do anode. Elektroni nastali putem ovih efekata vrše jonizaciju i ekscitaciju monokristala. Elektroni nastali putem fotoefekta imaju najveću energiju, pa ako je

celokupnu izgube u kristalu, proizvode najveću količinu svetlosti. Velika količina svetlosti na fotokatodi fotomultiplikatora daje veliki broj fotoelektrona, a ovi umnoženi daju na izlazu, tj. radnom otporniku veliki izlazni impuls. Elektroni nastali usled Komptonovog efekta imaju širok spektar energija, od neke minimalne do neke maksimalne vrednosti. Prema ovim energijama proizvodi se i odgovarajuća količina svetlosti. Ova količina svetlosti preko fotomultiplikatora na radnom otporniku proizvodi impulse različitih visina. [5]

4.2.1. Vrste dozimetara

Prema načinu na koji se meri efekat jonizujućeg zračenja, odnosno prema pojavi koju izaziva prolazak jonizujućeg zračenja kroz neku sredinu, dozimetri mogu da se podele na više tipova. Efekat koji proizvodi prolazak jonizujućeg zračenja kroz materiju izaziva pojavu signala koji jednoznačno treba da omogući konverziju u apsorbovanu dozu. Tako razlikujemo: gasne dozimetre (jonizacione komore-cilindrične, planparalelne, ekstrapolacione komore), poluprovodničke dozimetre (MOSFET, silicijumske diode), optički dozimetri (luminescentni dozimetri, film dozimetri), hemijski dozimetri (doza se određuje merenjem hemijske promene koja nastaje u sredini kroz koju prolazi zračenje). Kalorimetri su dozimetri koje koriste primarne laboratorije (PSDL) za određivanje apsorbovane doze. [10]

- Luminescentna dozimetrija

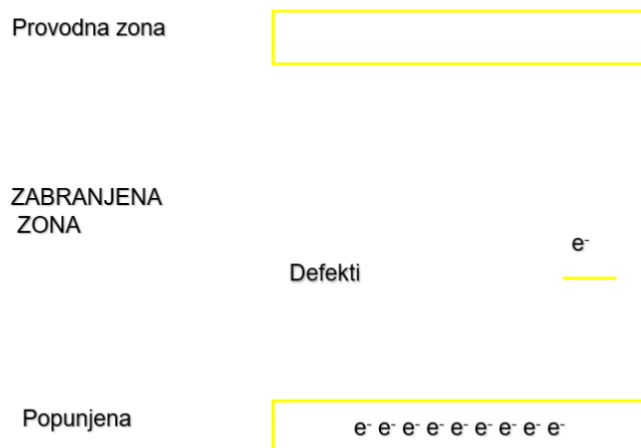
Neki materijali nakon apsorpcije zračenja, zadržavaju deo apsorbovane energije u metastabilnom stanju. Kada se ova energija oslobodi u vidu UV, vidljive ili infracrvene svetlosti, fenomen se zove luminescencija. Postoje dva tipa luminescencije: fosforescencija ili fluorescencija, koje se razlikuju po vremenu između stimulacije i emisije svetlosti. Fluorescencija se javlja sa zadržkom od $10^{-10} - 10^{-8}$ s, a fosforescencija sa zadržkom od 10^{-8} s i duže. Proces fosforescencije se može ubrzati pomoću nekog uzroka eksitacije, npr. toplotom ili svetlošću. Ako je agens koji dovodi do eksitacije toplota, pojava se zove **termoluminescencija**. Elektroni nastali u primarnim interakcijama upadnog snopa zračenja sa materijom, uglavnom su odgovorni za deponovanje energije u materiji. U kristalnoj strukturi ove sekundarne čestice oslobađaju veliki broj slobodnih elektrona i šupljina kroz jonizaciju atoma. Ovi slobodni elektroni se ili rekombinuju, ili bivaju uhvaćeni u nesavršenosti negde u kristalu (trapu), a iz nje se oslobađaju tek kada ambijentalna temperatura doda aktivacionu – termalnu energiju nosiocima naelektrisanja. [10]

5. TERMOLUMINISCENTRI DOZIMETRI

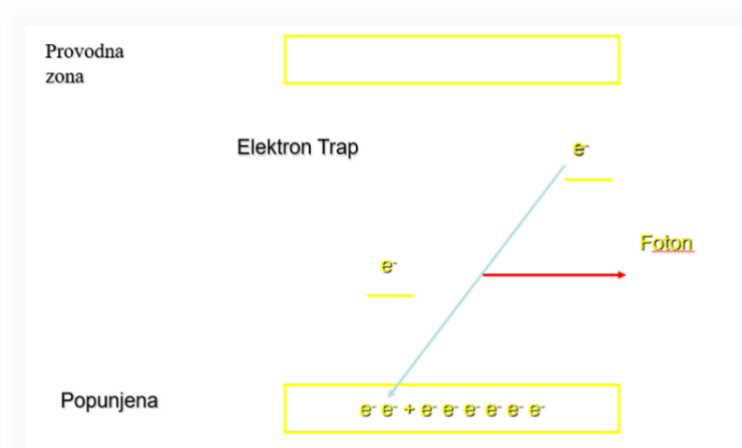
Termoluminescentni dozimetri su prirodni ili veštački materijali koji pri zagrevanju, ako su prethodno bili izloženi zračenju, emituju svetlost čiji je intenzitet proporcionalan apsorbovanoj energiji zračenja. Termoluminescencija je veoma rasprostranjen fenomen u prirodi. Poznato je više stotina vrsta minerala s ovom osobinom, koji pripadaju grupama najrasprostranjenijih minerala kvarca i feldspata, odnosno po sastavu su kalcitne, silicijumske i fosforne rude. Da bi termoluminescentni materijal bio i dozimetar, trebalo bi da zadovoljava sledeće uslove: visoku koncentraciju centara zahvata nosilaca naelektrisanja, visoku efikasnost emisije u toku oslobađanja nosilaca naelektrisanja, da spektralna raspodela emitovane svetlosti bude u oblasti bliskoj UV oblasti, da bude stabilan na vlažnost, svetlost, i da nije toksičan, da ne bude skup. Najčešće se kao TL dozimetri u uporebi mogu naći kristali LiF, Li₂B₄O₇, CaF₂ sa primesama Mg, Cu, P. Čitači termoluminescentnih dozimetara predstavljaju aparature koje se sastoje od sistema za zagrevanje, sistema za kolekciju i detekciju svetlosti koju emituje dozimetar, sistema za merenje i registraciju signala. Najširu primenu ima u ličnoj dozimetriji x i γ zračenja, za kontrolu izloženosti profesionalno izloženih lica, kontrolu zračnih snopova, itd. Zakonom o zaštiti od jonizujućih zračenja Srbije nošenje ličnog dozimetra je obavezno za sva profesionalno izložena lica, a Međunarodna agencija za atomsku energiju (IAEA) je termoluminescentne dozimetre koristila više decenija za proveru doze u snopovima ogromnog broja radioterapijskih centara u svetu. [15]

Neki materijali nakon apsorpcije zračenja, zadržavaju deo apsorbovane energije u metastabilnom stanju. Kada se ova energija oslobodi u vidu UV, vidljive ili infracrvene svetlosti, fenomen se zove luminescencija. Postoje dva tipa luminescencije: fosforescencija ili fluorescencija, koje se razlikuju po vremenu između stimulacije i emisije svetlosti. Fluorescencija se javlja sa zadržkom od 10^{-10} – 10^{-8} s, a fosforescencija sa zadržkom od 10^{-8} s i duže. Luminescencija je svaka proizvodnja svetlosti uslovljena prethodnim pobuđivanjem atoma ili molekula. Javlja se kod izolatora i poluprovodnika koji sadrže nečistoće i defekte. U čistim izolatorima, valentna zona je skoro puna, a provodna je prazna ili delimično popunjena. Prostor između valentine i provodne koji razdvaja ove dve trake naziva se **zabranjena zona**. U tom prostoru nema dozvoljenih nivoa elektronske energije, ali elektroni mogu da se kreću iz valentine zone u provodnu. Prelaskom elektrona iz provodne u valentnu zonu se formiraju slobodni elektroni i ostaju slobodne šupljine. Ukoliko u materijalu ima nečistoća u materijalu se formiraju *trapovi*. Kada je takav materijal izložen jonizujućem zračenju, dolazi do preraspodele naelektrisanja u materijalu. Zagrevanjem elektroni mogu biti izbačeni iz trapova i vraćaju se u valentnu zonu, odnosno zagrevanjem se elektron oslobađa i prelazi sa višeg u niže stanje. Kada se vraćaju u valentnu zonu elektroni emituju svetlost. Broj fotona koji se emituje je proporcionalan dozi jonizujućeg zračenja koju je primio materijal. Prilikom pobuđivanja, atom može da zadrži deo apsorbovane energije zračenja u metastabilnim stanjima. Posle kratkog vremenskog intervala, atom se vraća u osnovno stanje, emitujući ostatak apsorbovane energije. Kod ovakvih materijala dolazi do pojave **luminescencije**. [10], [15], [16]

Apsorpcijom zračenja molekule prelaze iz osnovnog stanja u pobuđeno. Zagrevanjem se molekule vraćaju u prvobitno stanje, što je praćeno emisijom vidljive svetlosti. Ako je luminiscencija izazvana zagrevanjem odnosno termičkom ekscitacijom, onda se radi o **termoluminiscenciji**. [15], [16]

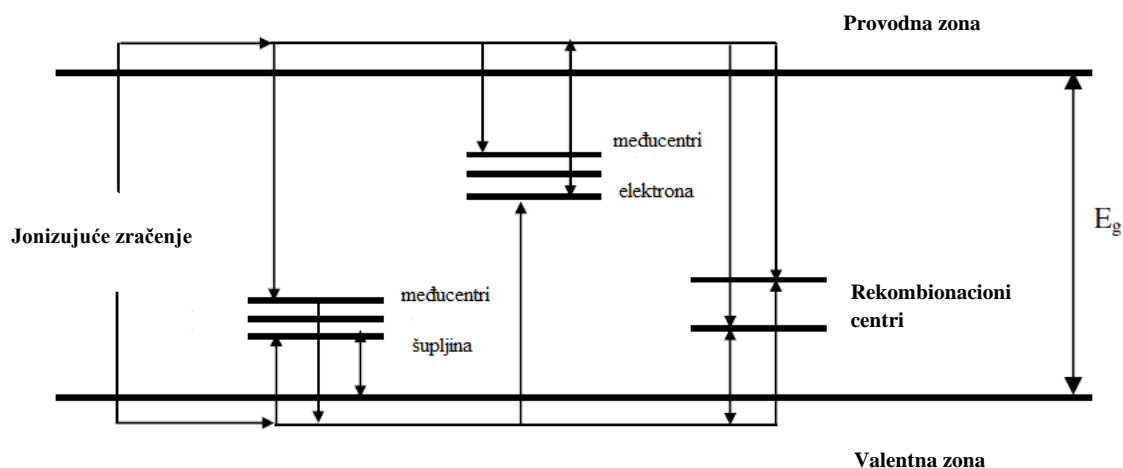


Slika 11: Šematski prikaz zona



Slika 12: Šematski prikaz povratka elektrona u valentnu zonu

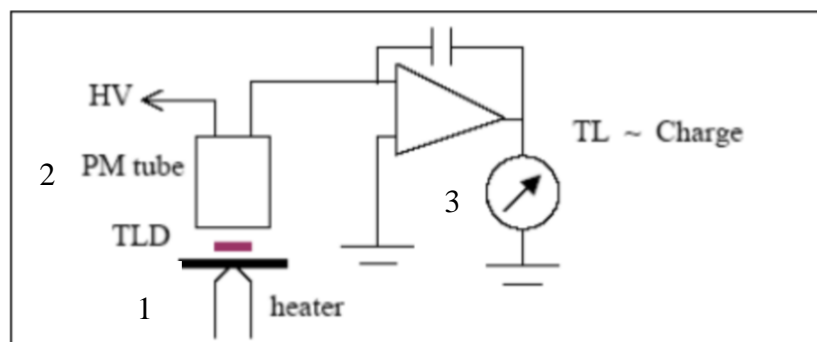
Rekombinacijom elektrona i šupljine oslobađa se energija u obliku svetlosti. Nakon ovog procesa materijal sadrži manje nesparenih elektrona i šupljina u centrima te je materijal time vraćen u prvobitno stanje u kakvom je bio pre apsorpcije jonizujućeg zračenja. [15], [16]



Slika 13: Šematski prikaz termoluminiscencije

Osnovni čitač TLD se sastoji od:

1. Dela za pozicioniranje i zagrevanje TLD
2. Fotomultiplikatorske cevi (PMT) koja služi za detekciju TL emitovane svetlosti, za pretvaranje u električni signal i pojačanje ovog signala.
3. Elektrometar za snimanje PMT signala u vidu količine naelektrisanja ili struje.



Slika 14: Delovi TLD čitača

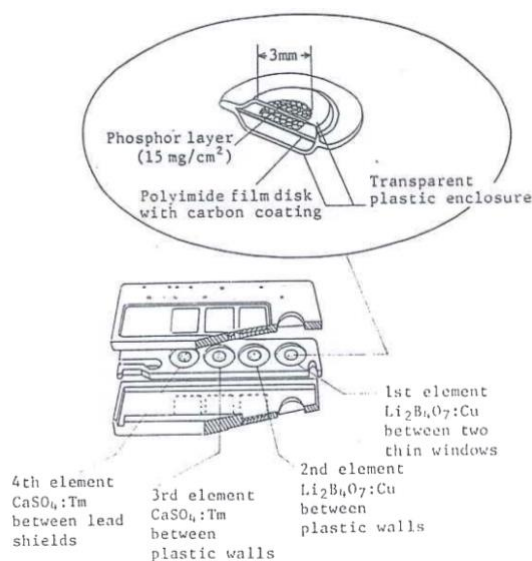
5.1. TL Dozimetri-Hp(10)

Rad termoluminescentnih dozimetara bazira se na pojavi da neki kristali, kao što je litijum fluorid (LiF) kada su izloženi jonizujućem zračenju sačuvaju deo apsorbovane energije u svojoj kristalnoj strukturi koja se zatim pri odgovarajućim uslovima zagrevanja može osloboditi u vidu svetlosti (termoluminiscencija) i detektovati. Intenzitet emisije svetlosti kod ovih materijala proporcionalan je energiji koju je kristal apsorbovao u toku ozračivanja. Intenzitet emitovane svetlosti očitava se na TLD čitaču, na visokim temperaturama (oko 300°C).

Termoluminescentni dozimetri su obično u obliku tabela na bazi kalcijumsulfata ili magnezijum borata. Zagrevanjem se oslobađa uz emisiju vidljive svetlosti (200°C), dalje zagrevanje resetuje TLD (400°C). Mere u opsegu su od 10^{-6} do 10^2 Gy. [15], [16]

Tokom očitavanja TL dozimetra, materijal se zagreva kontrolisano sa konstantom povećanjem temperature koje je proporcionalno vremenu proteklom od početka zagrevanja. Uz pomoć fotomultiplikatora svaki signal se prima, snima i pojačava tokom merenja rezultujući svetlosni signal ili termoluminiscencija. Grafički prikaz snimljene TL intenzitet u funkciji vremena je takođe prikaz zavisnosti intenziteta TL od temperature grejanja. Ovo se zove *kriva isijaja*. Oblik krive zavisi od vrste i količine nečistoća i defekata kristalne rešetke prisutnih u materijalu, kao i od tretmana materijala i termičke istorije. Površina ispod krive je mera primljene doze. [15], [16]

Važna karakteristika TL materijala je da s vremenom i pre očitavanja može doći do nasumičnog otpuštanja zarobljenih elektrona zbog moguće nekontrolisane toplotne stimulacije. To je efekt gubitka signala. S obzirom da se očitavanje ličnih dozimetara vrši s odlaganjem, ovaj se efekt mora uzeti u obzir i korigovati. Takođe, nakon očitavanja dozimetara, odnosno njegovog žarenja-anilinga mogu zaostati neki nerekombinovani parovi elektron-šupljina, odnosno da će dozimetar pre svog daljnjeg korištenja imati svoju nultu dozu. Svaki TL materijal je jedinstven i pokazuje različite karakteristike. Istraživanjem tih karakteristika razvijeni su i zbog svojih prednosti prilično rašireni u komercijalnoj upotrebi za ličnu dozimetriju. [15], [16]

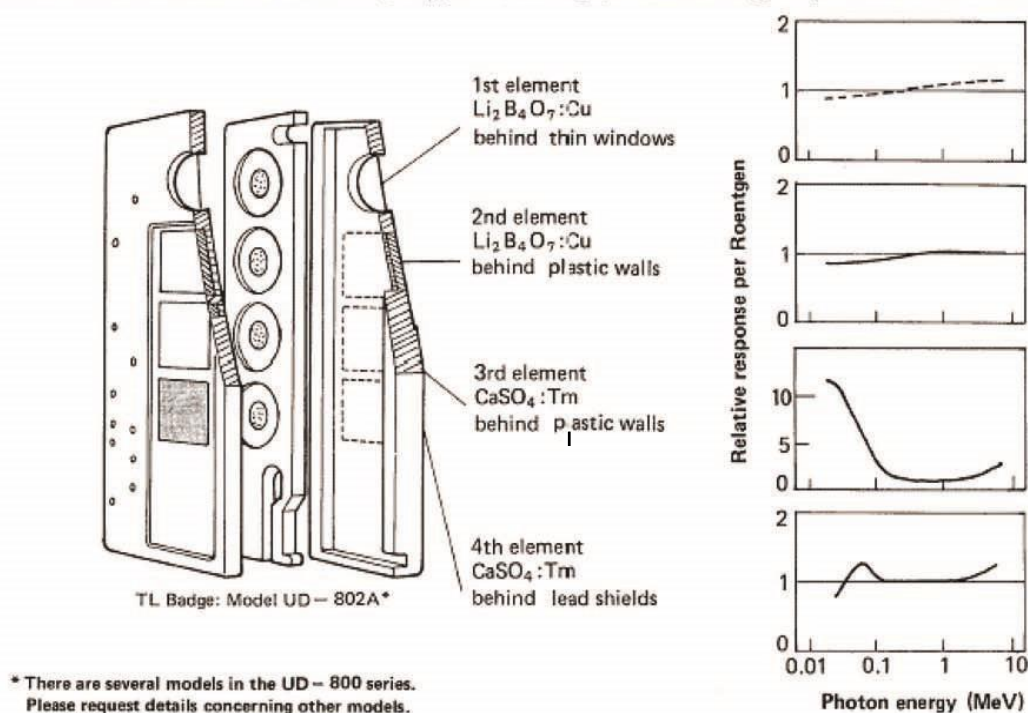


Slika 15: Prikaz preseka TLD dozimetra

TLD su mali, pouzdani dozimetari dizajnirani za vrhunsku preciznost, lako rukovanje, čistoću i otpornost na mehaničke udare. Tanki elementi $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7:\text{Cu}$ i ultra-osetljivi $\text{CaSO}_4:\text{Tm}$ su kapsulirani u kućište koje sadrži odgovarajuće filtere i optički ID-kod. Ovaj dizajn ima superiorni nivo detekcije, ekvivalentnost tkiva i zavisnost od ugla u poređenju sa drugim dozimetrima, jer imaju dva različita fosfora, što omogućavaju detekciju energije i čestica.

Konstrukcija dozimetra, je zasnovana na tome da su razvijeni algoritmi doze koja je zasnovane na dozi odgovora četiri elementa E1, E2, E3 i E4 u različitim držačima. Algoritam koristi odnos odgovora elemenata E1/E2, E2/E3, E3/E4, E1/E4 i (E2-E4)/(E1-E4), omogućavajući da se izračunaju Hp(0,07), Hp(10), Hp(3) kao i da identifikuje čestice i energije kao rezultat algoritma. ID broj je kodiran izbušenim rupama i čitač ih automatski čita. [17]

Construction of the model UD-802A, a typical TL badge, and the energy responses of each element.



Slika 16: Prikaz TLD dozimetra i energetska raspona za svaki element

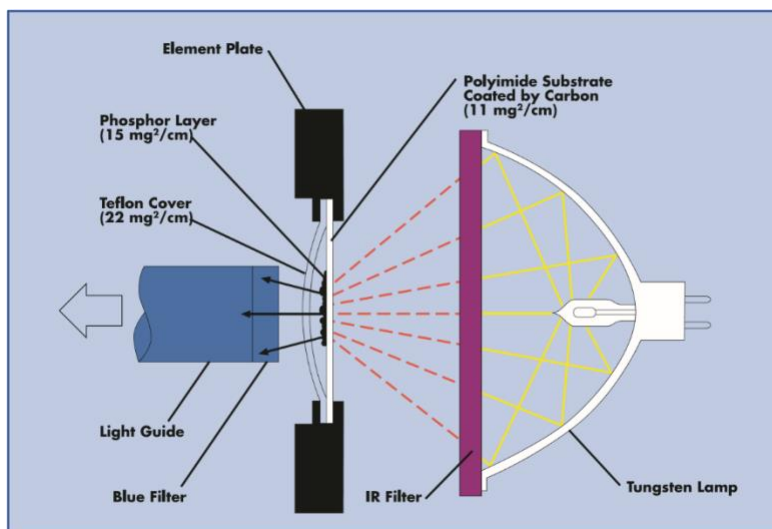
Tipična konfiguracija je ploča sa četiri elementa zatvorena plastičnim i olovim filterima., koji su upakovani u držač.

Tabela 4: Elementi, njihova svrha, materijal i merni opseg

Broj elementa	Svrha	TL materijal	Štit od zračenja Radiation Shield	Merni opseg
E1 (prvi element)	Doza za kožu	Li ₂ B ₄ O ₇ : Cu	Tanak prozor	10 mRem ~ 1000Rem 100μSv ~ 10 Sv
E2 (drugi element)	10keV~10 MeV	Li ₂ B ₄ O ₇ : Cu	Plastika	10mR ~ 1000R 100μSv ~ 10 Sv
E3 (treći element)	25 keV~10 MeV	CaSO ₄ : Tm	Plastika	1mR ~ 50R 10μSv ~ 500mSv
E4 (četvrti element)	25 keV~10 MeV	CaSO ₄ : Tm	Olovo+plastika	1mR ~ 50R 10μSv ~ 500mSv

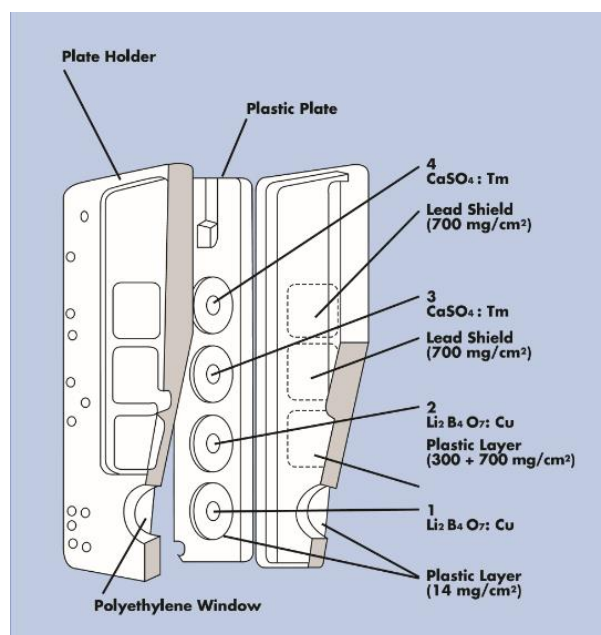
Grejanje je pomoću halogene lampe. Temperatura je lokalizovana na TL-elementu (nema širenja toplote kroz čitač). Tri uzastopna impulsa lampe se primenjuju na svaki TL-element da bi se prethodno zagrejao, očitao i žario za manje od 30 sekundi. Tipični ekran čitača prikazuje standardnu krivu sjaja i profil temperature. [17]

U detekcijskom delu se koriste fosfor Li₂B₄O₇:Cu i visoko osetljivi fosfor CaSO₄:Tm, koji su formirani na tankom elementu. Li₂B₄O₇:Cu ima karakteristiku reakcije na zračenje koja je veoma bliska onoj u ljudskom tkivu i precizno reaguje na rendgenske i gama zrake u širokom rasponu energija. CaSO₄:Tm sa druge strane ima veoma visoku osetljivost i vrlo male doze se mogu detektovati sa ovim fosforom. Takođe, X-zruci i gama zruci mogu se detektovati odvojeno korišćenjem energetskih karakteristika fosfora. Litijum borat fosfor aktiviran borkom (Li₂B₄O₇:Cu) ekvivalentan tkivu daje ravan energetski odgovor u opsegu niske do visoke energije. Visoko osetljivi kalcijum sulfat fosfor aktiviran tulijumom (CaSO₄:Tm) omogućava precizno merenje niskih doza. Energetska zavisnost je niska, a osetljivost visoka. Metoda brojanja fotona (brojenje impulsa) za male signale i metoda trenutne integracije za velike signale se koriste za precizno otkrivanje termoluminiscencije u širokom rasponu od malih doza do visokih doza. Čitač je opremljen funkcijama samoprovere za optičku putanju, osetljivost fotomultiplikatorske cevi, stabilnost grejanja i obavlja automatske funkcije kao što su zagrevanje TLD dozimetara za ponovnu upotrebu, optičko čitanje ID koda i podešavanje osetljivosti korekcija pomoću ugrađenog referentnog izvora svetlosti. [17]



Slika 17: Prikaz dijagrama poprečnog preseka TL-elementa i optičkog sistema grejanja

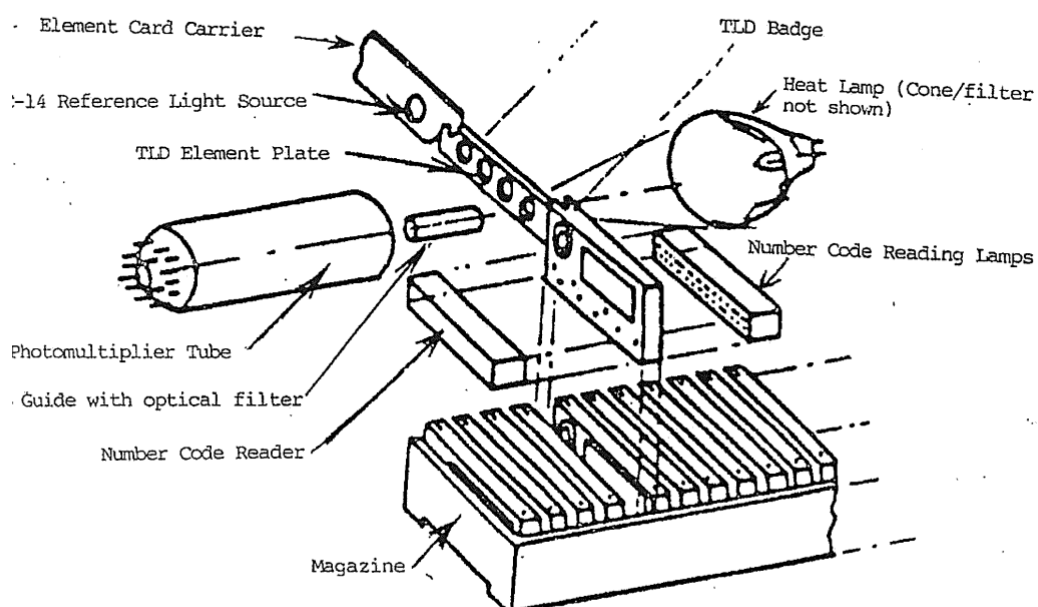
TL-element se sastoji od jednog sloja fosfornih granula, približno 90 mm svaki i pokriva površinu od 3 mm u prečniku, pričvršćenih na poliimidnu podlogu i zatvorenih u providni poklopac dubine 22 mg/cm². Tanak sloj ugljenika dubine 11 mg/cm² na suprotnoj strani filma deluje kao infracrveni apsorber. [17]



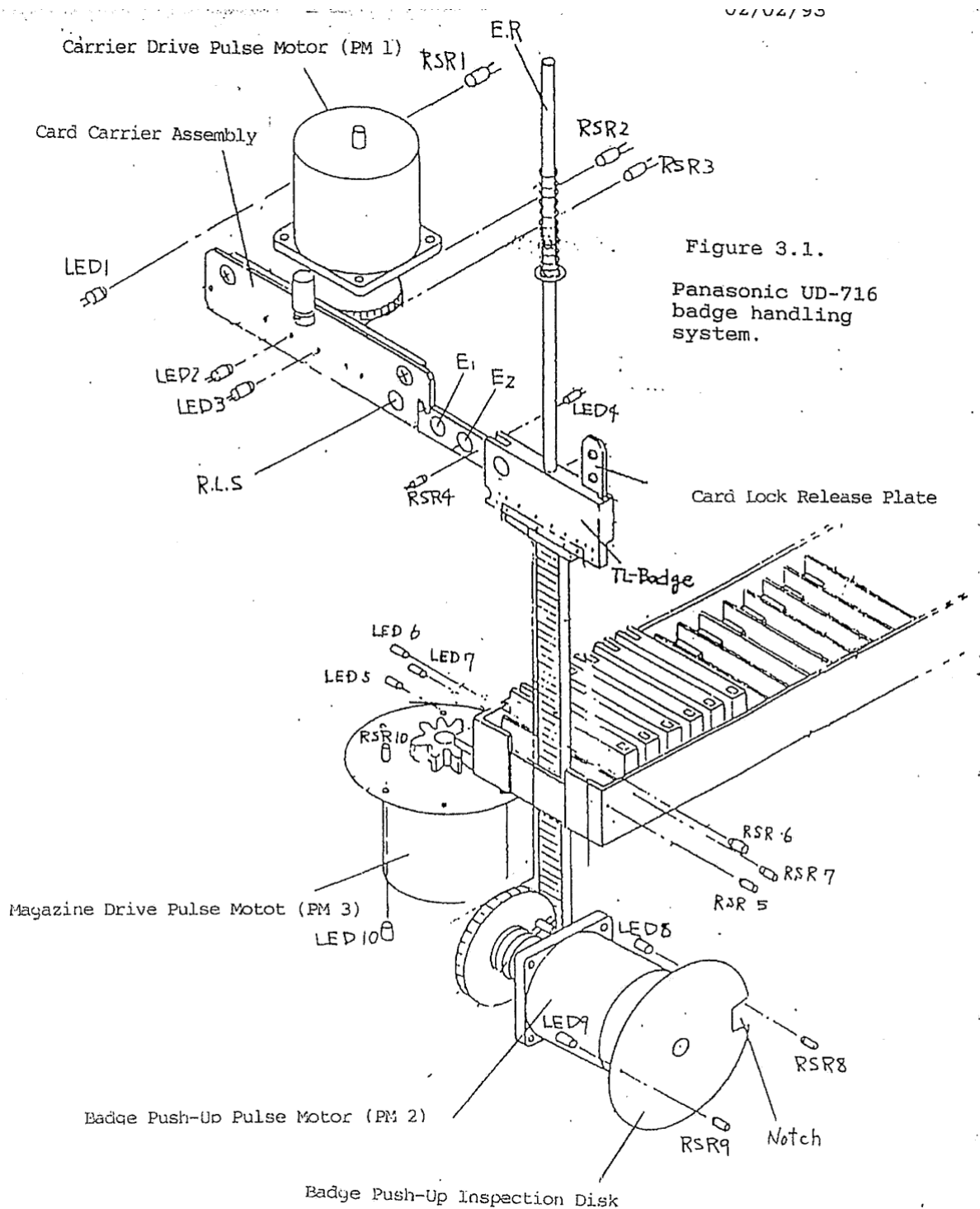
Slika 18: Prikaz TLD dozimetra

Element 1 (Li₂B₄O₇:Cu) je oslabljen za samo 14 mg/cm² plastike, dok je sam sloj fosfora od ~90 mm, što ga čini skoro idealnim za površno merenje doze. TL fosforni element se sastoji od kristalića ugrađen u kapljicu lepka koji je nanesen na podlogu. Podloga i kapljica lepka su napravljeni od istog poliimida. Dozimetar ima jednostranu konstrukciju - prednju i pozadinu. [17]

Kada se pokrene proces očitavnja, TLD se podiže gore iz magazina u glavni deo PMT. Pre nego što se ploča elementa izvuče iz držača dozimetra, prvo se odradi indentifikacija ID dozimetra, tada se lampa za očitavanje uključi i ID se identifikuje. Nakon provere elementa, TLD čitač pomera ugljenik-14 izvor svetlosti na nosač TL (kartica) elementa i da bude ispred PMT. Jer TLD čitač meri svetlost koja dolazi do ugljenik-14 izvora kako bi se proverila PMT. Kada je prvi element ispred PMT, lampa se aktivira za tri impulsa i ovi impulsi obezbeđuju pre, glavno i posle grejanje. TL (kartica) element se pomera do sledećeg dela za očitavanje i sam proces se nastavlja dok se ne očitaju sva četiri elementa. Kada su sva četiri elementa očitana kartica je vraćena u držač TL i sam dozimetar se spušta u magazin. Magazin s dozimetrima se pomera ka napred, da bi se mogao očitati sledeći dozimetar istim postupkom. [18]



Slika 19: Sistem očitavanja dozimetra



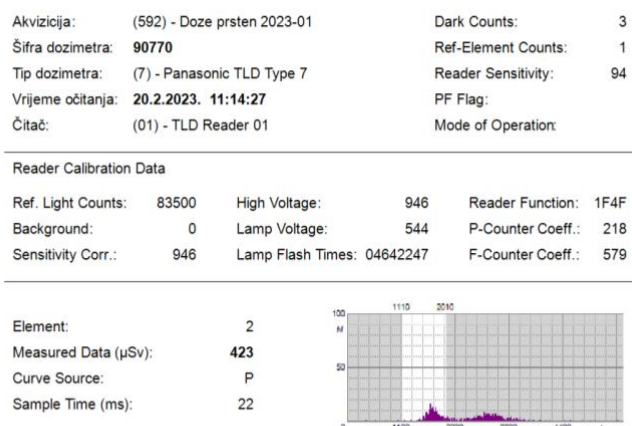
Slika 20: Unutrašnjost TLD čitača

5.2. Prsten dozimetri-Hp(0,07)

Dozimetar za ekstremitete pruža uvid u lični dozni ekvivalent kože Hp (0.07) i postavlja se na onaj deo koji je izložen zračenju i za koji je potreban nadzor. Idealni za detektovanje gama i beta zračenja su prsten dozimetri, koji poseduju litijum-floridni detektor. Energija zračenja se

skladišti u kristalu detektora, sve dok se zagrevanjem ne oslobodi u obliku svetlosti, čiji je intenzitet upravo srazmeran apsorbovanom zračenju. Obeležena strana prstena treba da bude okrenuta ka dlanu, gde je najveća izloženost. Može se nositi preko rukavica ili ispod kako bi se zaštitio od kontaminacije. Kada se ne koristi, prsten treba da je odložen na mesto izolovano od toplote i zračenja. Veoma su pogodni za osoblje nuklearne medicine. [19]

Prikaz očitavanja, odnosno krive isijanja kod prsten dozimetra, osobe sa odeljenja nuklearne medicine. Uočava se samo jedan element, koji se ponaša kao E2 kod Hp(10). Kriva isijanja je pravilnog oblika. Očitana doza je oko 0,50 mSv



5.3. Postupak lične dozimetrije

Prostor predviđen za sprovođenje metode lične dozimetrije omogućava ispravno korišćenje metode ispitivanja kao i stabilne uslove čuvanja opreme. Za korišćenu opremu postavljaju se sledeći granični uslovi za skladištenje i korišćenje prikazani u tabeli 5:

Tabela 5: Granične vrednosti uslova okoline za korišćenu mernu opremu preuzete iz specifikacije proizvođača:

Oprema	Temperatura	Relativna vlažnost
Čitač UD-716		
radni uslovi	0°C – 40°C	10% do 80%
čuvanje/mirovanje	-20 °C do 50 °C	5% do 100%
Dozimetar UD-802	10°C do 40 °C	< 80%
Dozimetar UD-803	10°C do 40 °C	<80%
Dozimetar UD 807	10°C do 40 °C	<80%

Tokom perioda merenja ličnog ozračenja, lični dozimetri se nalaze kod korisnika u uslovima koje nije moguće nadgledati. Očekivan uticaj uslova okoline tokom perioda merenja uključen je u procenu merne nesigurnosti rezultata merenja, kao i u postupke provere rezultata merenja.

Matematički model rezultata $H_p(10)$:

$$H_p(10) = k \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot (R_{2,i} \cdot ecf_{2,i} - RES - \overline{bgnd}) \quad (19)$$

Gde su: k - kalibracijski faktor sistema
 C_1 - korekcija rezultata zbog energetskog odziva dozimetra
 C_2 - korekcija rezultata zbog slabljenja signala s vremenom
 $R_{2,i}$ - očitavanje elementa 2 dozimetra i
 $ecf_{2,i}$ - kalibracioni faktor elementa 2 dozimetra i
 RES - srednja vrednost rezidualnog signala utvrđena eksperimentalno
 $bgnd$ - srednja vrednost prirodnog fona za period nošenja dozimetra

Matematički model rezultata $H_p(0,07)$:

$$H_p(0,07) = k \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot (R \cdot ecf - RES - \overline{bgnd}) \quad (20)$$

Gde su: k - kalibracijski faktor sistema
 C_1 - korekcija rezultata zbog energetskog odziva dozimetra
 C_2 - korekcija rezultata zbog slabljenja signala s vremenom
 R_i - očitavanje TLD
 ecf_i - korektivni faktor
 $bgnd$ - srednja vrednost prirodnog fona za period nošenja dozimetra

Kalibracioni faktor sistema k

Vrednost kalibracionog faktora sistema je uvek 1, ova se vrednost proverava i koriguje prema potrebi.

- granice dozvoljenog odstupanja za kalibracioni faktor iznose $\pm 10\%$.
- statistička raspodela: pravougaona

Dodatno, u kalibracioni faktor k uključena je nesigurnost referentne vrednosti doze zračenja dodeljene iradijatorom. U nesigurnost referentne vrednosti doze ulaze doprinosi:

- nesigurnost SSDL (doprinos $\pm 3\%$, normalna raspodela)
- prenos kalibracije na iradijator ($< 2\%$, pravougaona raspodela)
- prenos kalibracije na čitač ($< 4\%$, pravougaona raspodela)

Korekcija rezultata zbog energetskog odziva dozimetra $C_1=1,1$

Element 2 dozimetra Panasonic UD-802 pokazuje pad osetljivosti dozimetra za 20% u području niskih energija (oko 80 keV). Navedena konstanta u iznosu 1,1 podešava grešku u području ± 10 kroz celi opseg energija zračenja. S ovim podešavanjem dozimetar na energiji 137-Cs prebacuje rezultat za 10%, u području oko 80 keV podbacuje za 10%. Odziv dozimetara tačan je na energijama oko 300 keV.

- iznos doprinosa $\pm 10\%$
- statistička raspodela: pravougaona

Korekcija rezultata zbog slabljenja signala s vremenom $C_2=1,05$

Slabljenje signala tokom perioda od 2 meseca (vreme koje prolazi između dve uzastopne obrade dozimetra) iznosi 10%. Kako nije moguće odrediti trenutak ozračivanja dozimetra, svi rezultati merenja uvećavaju se za 5%, pa se na ovaj način dobija najbolja moguća korekcija. [20]

- iznos doprinosa $\pm 5\%$
- statistička raspodela: pravougaona

Očitavanje elementa 2 dozimetra $R_{2,i}$

TLD čitač je brojač fotona nastalih fotoluminiscencijom. Nakon očitavanja dozimetar je resetovan, odnosno dozimetar se može očitati samo jednom. Nesigurnost brojača data je Poisson-ovom raspodelom. Broj impulsa po jedinici doze u μSv menja se kalibracijom čitača, a tipično za Li fosfat iznosi 4 pulsa (fotona) po μSv . Za prag detekcije od 85 μSv očekuje se standardna nesigurnost u iznosu $\sqrt{N} = \pm 18$ pulsa. Ova vrednost odgovara standardnoj nesigurnosti doze u iznosu od $\pm 4,5$ μSv , izraženo relativno $\pm 5,3\%$ pri pragu detekcije. Za dozu u iznosu od 1 mSv standardna nesigurnost računata na isti način iznosi 16 μSv ili izraženo relativno $\pm 1,6\%$.

Kalibracioni faktor TLD elementa 2, dozimetra i : $ecf_{2,i}$

Ponovljivost dozimetara pri višestrukom ponavljanju kalibracija nalazi se u području od 1% do 5%.

- iznos doprinosa: $\pm 5\%$
- statistička raspodela: pravougaona

Faktor ispravka (ecf) dobijen kalibrisanjem dozimetara je sastavni deo metode lične dozimetrije i uzima se u obzir automatski pri svakom očitavanju datog dozimetra. Ecf za svaki dozimetar čuva se u programu za ličnu dozimetriju i podložan je periodičnom obnavljanju.

Rezidualni signal dozimetra RES

Rezidualni signal ostaje na dozimetru nakon očitavanja dozimetra pa se rezultat merenja dodaje na taj ostatak. Srednja vrednost rezidualnog signala dobijena je evaluacijom mernog sistema sprovedenom u laboratoriji i iznosi 36 μSv . Evaluacija sistema za ličnu dozimetriju pokazuje distribuciju rezidualnog signala dozimetara prema normalnoj raspodeli. Rezidualni signal kod većine dozimetara varira u području od 10 do 70 μSv .

- iznos doprinosa $\pm 35\mu\text{Sv}$.
- statistička raspodela: normalna

Pri merenju izlaganja ruku očekuju se znatno veće doze od onih za celo telo. Iz tog razloga se korekcija na rezidualni signal ne primenjuje na prsten dozimetre.

Prirodni nivo zračenja *bgnd*

Prirodni nivo zračenja za period između dva očitavanja oduzima se od rezultata merenja. Ovo zračenje meri se u prostorijama Odeljenja i ne može se smatrati reprezentativnom za lokaciju korisnika usluge. Na osnovu dugogodišnjeg terenskog iskustva saradnika Odeljenja, varijacija prirodnog fona zračenja procenjuje se na 50%. Prosečna vrednost prirodnog nivoa zračenja za period od dva meseca iznosi 150 μ Sv.

- iznos doprinosa: $\pm 50\%$ na prirodnom nivou zračenja ($\pm 32\%$ pri 85 μ Sv, $\pm 6,5\%$ pri 1 mSv).
- statistička raspodela: pravokugaona

Razlikovanje očitavanja: 1 μ Sv na skali do 1 mSv, inače 1%.

- iznos doprinosa $\pm 1,2\%$ pri 85 μ Sv, 1% na 1 mSv.
- Statistička raspodjela: trougaona

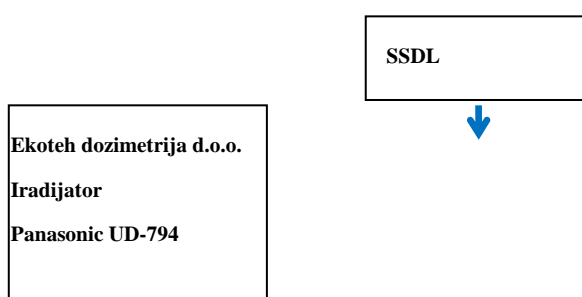
Ugaoni odziv dozimetra

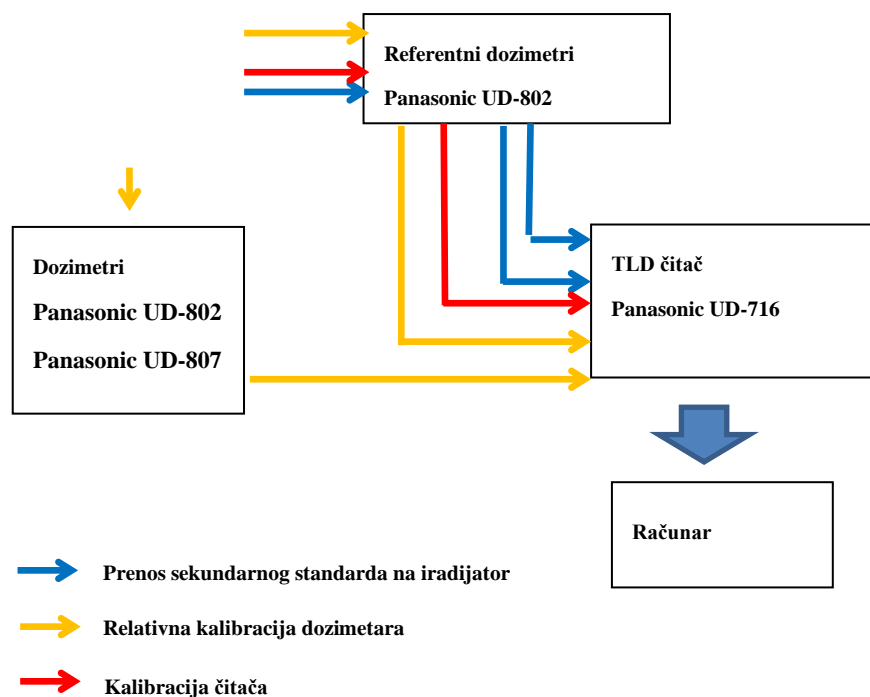
Varijacije u odzivu dozimetra zbog ugla upada zračenja preuzete su od proizvođača dozimetara i iznose do 20 % za upadne uglove manje od 60°. Statistička raspodela je trougaona.

5.3.1. Merna sledivost

Svaki rezultat merenja pojedinačnog ozračivanja sledljiv je prema jedinicama SI sistema. Sledljivost rezultata ispitivanja uspostavljena je prema slici 14. Sledljivost je uspostavljena nizom postupaka kalibracije. Nivo kalibracije sistema kao i period ponavljanja radnji i zapisi koji proizilaze iz postupaka kalibracije definišu postupci kalibracije. Postupci kalibracije sistema definisani su kroz:

- 1) *Relativno kalibrisanje dozimetara*
- 2) *Kalibrisanje čitača Panasonic UD-716*





Slika 21: Šematski prikaz merne sledivosti

Merne karakteristike sistema usklađene su s objektivnim potrebama metode kao i nacionalnim zakonodavstvom. Sistem za ličnu dozimetriju je internim ispitivanjima validiran za područje:

- a) Vrsta zračenja: fotoni
- b) Energija zračenja: 33 keV do 1,25 MeV
- c) Prag detekcije: 85 μ Sv
- d) Gornja granica mernog opsega: 300 mSv

Li TLD fosfat može zabeležiti doze do približno 50 Gy, uz ireverzibilne promene na TLD materijalu. Degradacija svojstava dozimetra nastupa na dozama reda veličine Gy, pa se dozimetri rutinski ne proveravaju na tim vrednostima doza. Za situacije ozračivanja dozimetara visokim dozama zračenja kalibracija dozimetra sprovodi se po očitavanju, pojedinačno, ozračivanjem dozimetra približno jednakom dozom zračenja.

Zbog razlika u filtraciji dozimetra, prsten dozimetri su testirani na energijski odziv u području energija od 33 keV do 662 keV. Ostale karakteristike dozimetara identične su Li detektorima dozimetara UD-802.

5.3.2. Relativno kalibrisanje dozimetara

Svrha navedene kalibracije je odrediti korektivni faktor (*ecf*) za svaki TLD element svakog dozimetra u postupku kalibracije. Putem *ecf* normira se odziv datog dozimetra na srednju

vrednost odziva referentne serije dozimetara. Relativno kalibrisanje dozimetra primenjuje se na svako očitavanje datog dozimetra.

Pre ozračivanja dozimetri se očitavaju dva puta za redom. Prvo očitavanje ima za svrhu ukloniti signal s dozimetra nastao stajanjem, dok drugo očitavanje ostavlja podatak o rezidualnom signalu dozimetra.

Ukoliko su dozimetri unutar 15 dana već očitani iz nekog razloga, dovoljno je samo jedno očitavanje. Podaci o očitavanju ulaze u bazu podataka kao akvizicija tipa „aniling“. Očitavanje dozimetara sprovodi se neposredno pre ozračivanja kako bi se minimizirao uticaj prirodnog nivoa zračenja na rezultate merenja. Podaci o serijskim brojevima dozimetara čuvaju se u akvizicijama tipa „aniling“. Dodatno se koriste za kontrolu otpreme ličnih dozimetara korisnika, prema Programu osiguranja kvaliteta.

Ozračivanje dozimetara sprovodi Ekoteh dozimetrija d.o.o. Zagreb, na izvoru ^{137}Cs (Panasonic UD-794 iradijator), i dostavlja ozračene dozimetre na očitavanje. Tokom postupka svim dozimetrima dodeljuje se ista doza zračenja. Uz ozračivanje dozimetara namenjenih kalibrisanju, obavezno se ozračuju i referentni dozimetri. Kod relativnog kalibrisanja koristi se kompletna serija referentnih dozimetara.

Očitavanje se vrši automatskim čitačem UD-716 najmanje 24 sata nakon ozračivanja, a rezultati očitavanja prikupljaju se programom za ličnu dozimetriju.

Po izvršenoj proveru datoteke rezultati očitavanja se upisuju u bazu podataka lične dozimetrije. Pri upisu podataka u bazu moguće je dodati tekstualni opis datoteke koji je vidljiv u ispisu uskladištenih datoteka (akvizicija).

Program za ličnu dozimetriju računa srednju vrednost odziva elementa 2 iz n očitavanja n dozimetara referentne serije.

$$\bar{R}_{ref} = \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n R_{2,j}^{ref} \quad (21)$$

U drugom koraku se odziv svih elemenata 2 dozimetara u postupku relativne kalibracije normira na srednju vrednost odziva elementa 2 referentne serije.

$$ecf_{2,k} = \frac{\bar{R}_{ref}}{R_{i,k}}, \quad (22)$$

gde su: $ecf_{2,k}$ - korektivni faktor (ecf) TLD elementa 2 za dozimetar k
 $R_{i,k}$ - očitavanje TLD elementa 2 za dozimetar k
 k - broj dozimetara u postupku relativne kalibracije

Postupak relativne kalibracije dozimetara sprovodi se pre početka korišćenja pojedinog dozimetra. Predviđeno je ponavljanje postupka kalibrisanja pojedinog dozimetra jednom u dve godine.

Rezultat opisanog postupka je ecf koji se dodeljuje svakom TL elementu. Program za ličnu dozimetriju beleži sve kalibracije dozimetra, a na očitavanje dozimetra primenjuje zadnju vrednost ecf . Program za ličnu dozimetriju automatski iz slanja izbacuje dozimetre kod kojih

je kalibracija starija od dve godine. Ovakvi dozimetri ostaju preskočeni u magacinima po završetku slanja i moraju biti kalibrisani pre ponovnog korišćenja. Obrada rezultata relativnog kalibrisanja dozimetara kao i čuvanje podataka je potpuno automatsko uz korišćenje programa za ličnu dozimetriju.

Po uvođenju datoteka s očitanim dozimetrima u program za ličnu dozimetriju potrebno je izvršiti proveru očitavanja dozimetara uvidom u tabelu s podacima. Tabelu je potrebno sortirati po koloni očitavanja elementa 2 dozimetra, od najmanje vrednosti prema najvećoj. Od posebnog interesa su vrlo niski rezultati (do 100 μSv), koji ukazuju da dozimetar nije bio ozračen pre očitavanja. Podaci o ovakvim dozimetrima brišu se iz akvizicije.

Uobičajena vrednost doze korišćena u svrhu relativnih kalibracija dozimetara iznosi 3,6 mSv. Vrednost nije kritična, mora biti u području mSv i jednaka za referentne i kalibrisane dozimetre.

5.3.3. Relativno kalibrisanje čitača

Svrha relativne kalibracije je odrediti sistemske parametre 3C i 5A čitača dozimetara UD-716 u cilju kalibrisanja čitača prema sekundarnom standardu prenesenom ozračivanjem referentnih dozimetara u SSDL.

Kalibrisanju čitača dozimetara prethodi aniliranje i ozračivanje referentnih dozimetara u SSDL. Kalibrisanje čitača UD-716 sprovodi se korišćenjem serija od 10 dozimetara ozračenih poznatom vrednošću Hp (10). Kalibrisanje se sprovodi određivanjem vrednosti sistemskih parametara čitača 3C i 5A.

Očitavanje se sprovodi uz uključen program za ličnu dozimetriju, najmanje 8 sati nakon ozračivanja. U svrhu kalibrisanja ili međuprovere koriste se srednje vrednosti očitavanja serije od 10 dozimetara. Podaci dobijeni merenjima obrađuju se Excel tabelom Dugoročna stabilnost UD-716. Excel tabela Dugoročna stabilnost UD-716 sadrži upisane vrednosti *ecf* referentnih dozimetara, zadanu vrednost doze i vrednosti sistemskih parametara 3C i 5A. A osnovu rezultata merenja tabela izračunava nove, povoljnije vrednosti sistemskih parametara 3C i 5A. Vrednosti sistemskih parametara 3C i 5A menjaju se samo ako je odstupanje srednje vrednosti očitavanja 10 dozimetara od referentne vrednosti Hp (10) iz SSDL veće od 10 %.

Sistemske parametri predstavljaju broj od 4 cifre, gde je prva cifra potencija broja 10 a ostale cifre daju numeričku vrednost parametra.

Značenje sistemskih parametara 3C i 5A:

1. Parametar 5A je kalibracijski faktor čitača. Određuje se na osnovu srednje vrednosti očitavanja elementa 3 (CaSO_4 sa filtracijom 160 mgcm^{-2}) na 10 dozimetara.
2. Parametar 3C definiše odnos osetljivosti Li fosfora i Ca fosfora. Očekuje se oko 50 – 60 puta veća osetljivost za Ca fosfor.

Po izmeni vrednosti navedenih parametara potrebno je iste vrednosti upisati i u Excel tabelu Dugoročna stabilnost UD-716. Ove vrednosti sada predstavljaju početne vrednosti za sledeće kalibrisanje.

Postupak kalibrisanja čitača UD-716 sprovodi se svakih 6 meseci prema preporuci proizvođača.

Kalibrisanje UD-716A	Datum	30.06.2023.
	Reader	1
	Redni broj	1
	Proveo	Verica Petković

Tip dozimetra : UD-802AQ

Zadano (mSv) : 3,60 (300mR)

potpis:

Dozimetri ozračeni u iradijatoru

Dozimetri ozračeni u SSDL

Datum ozračivanja referentne serije:

Protoklo dana od ozračivanja:

Korekcija 1.047 za CaSO elemente

Main Data			Other Data	
ID	El.3 (CaSO4)	El.2 (nLi2B4O7)	El.1 (nLi2B4O7)	El.4 (CaSO4)
0510158	3,486	3,446	3,633	3,492
0510893	3,423	3,541	3,507	3,489
0510164	3,509	3,426	3,519	3,502
0510350	3,568	3,650	4,004	3,560
0510326	3,406	3,674	3,427	3,440
0510159	3,440	3,534	3,447	3,465
0510348	3,535	3,556	3,825	3,521
0510345	3,563	3,499	3,629	3,536
0510273	3,557	3,442	3,566	3,495
0510324	3,539	3,599	3,469	3,407
avr (mSv)	3,50	3,54	3,60	3,49
cv (%)	1,7%	2,4%	5,1%	1,3%
err. (%)	-2,70	-1,76	0,07	-3,03

Izračun

CaSO4 :

Step 1	PBCF	Avr. element 3 zadana doza	=	$\frac{3,50}{3,60}$	=	0,97
Step 2	CA-LI odnos	Avr. element 2 Avr. element 3	=	$\frac{3,54}{3,50}$	=	1,01
Step 3	Novi PCCC	Parametar 5A PBCF	=	$\frac{0218}{0,97}$	=	224

Izračun

Li2B4O7 :

Step 4	New PSR	Parametar 3C CA-LI odnos	=	$\frac{1988,1}{1,01}$	=	1969,0
--------	------------	-----------------------------	---	-----------------------	---	--------

REZULTAT

Fosfor / Parametar	CaSO4	Li2B4O7
	5A	3C
Trenutna	0218	2141
Nova	0224	3196

ENTER

Upis novih parametara

DA	NE
<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>

		Li fosfor (%)	Ca fosfor (%)	k Li	k Ca
		0,77	1,61	1,01	1,02
1	11.12.2018.	1,4	2,25	1,014	1,023
2	15.01.2019.	1,27	8,55	1,013	1,086
3	28.11.2019.	8,65	5,54	1,087	1,055
4	16.06.2020.	5,63	5,2	1,056	1,052
5	19.10.2020.	8,46	10,72	1,08	1,11
6	12.03.2021.	-6,38	-3,63	0,94	0,96
7	17.02.2022.	-2,07	2,51	0,98	1,03
8	18.02.2022.	-2,63	2,51	0,9737	1,0251
9	14.04.2022.	-0,31	0,39	0,9969	1,0039
10	26.08.2022.	-4,93	-2,33	0,9507	0,9767
11	22.02.2023.	4,8	0,11	1,048	1,0011
12	30.6.2023.	-1,76	-2,7	0,9824	0,973

$$kLi = 1 + (Li \text{ fosfor } \% * (1/100))$$

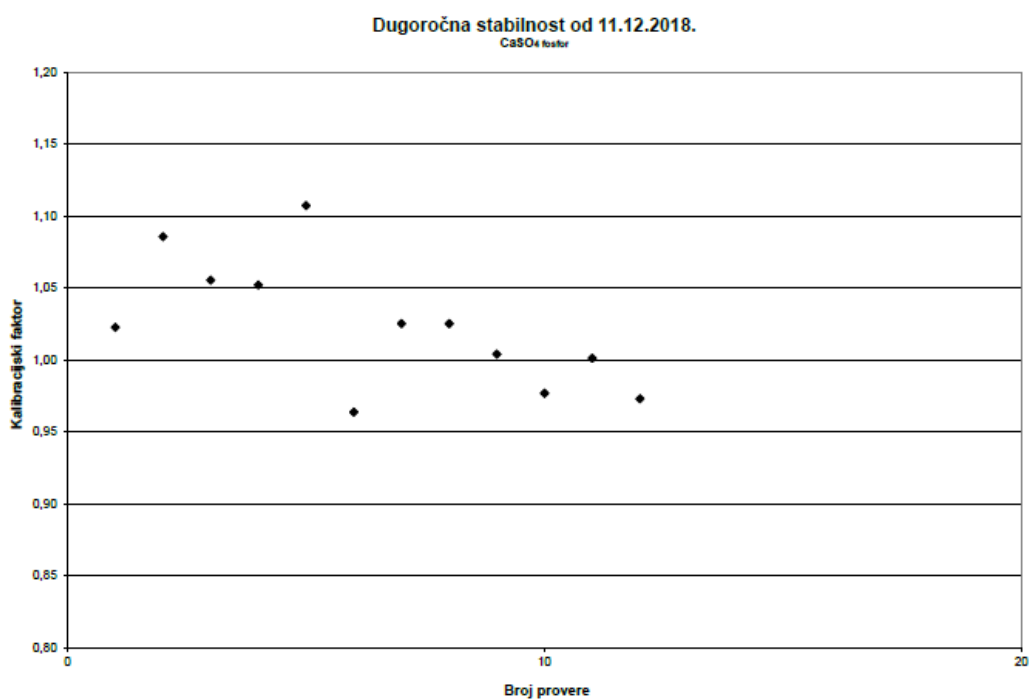
$$cv (Li) = 5,07 \%$$

$$cv (Ca) = 4,28 \%$$

$$kCa = 1 + (Ca \text{ fosfor } \% * (1/100))$$

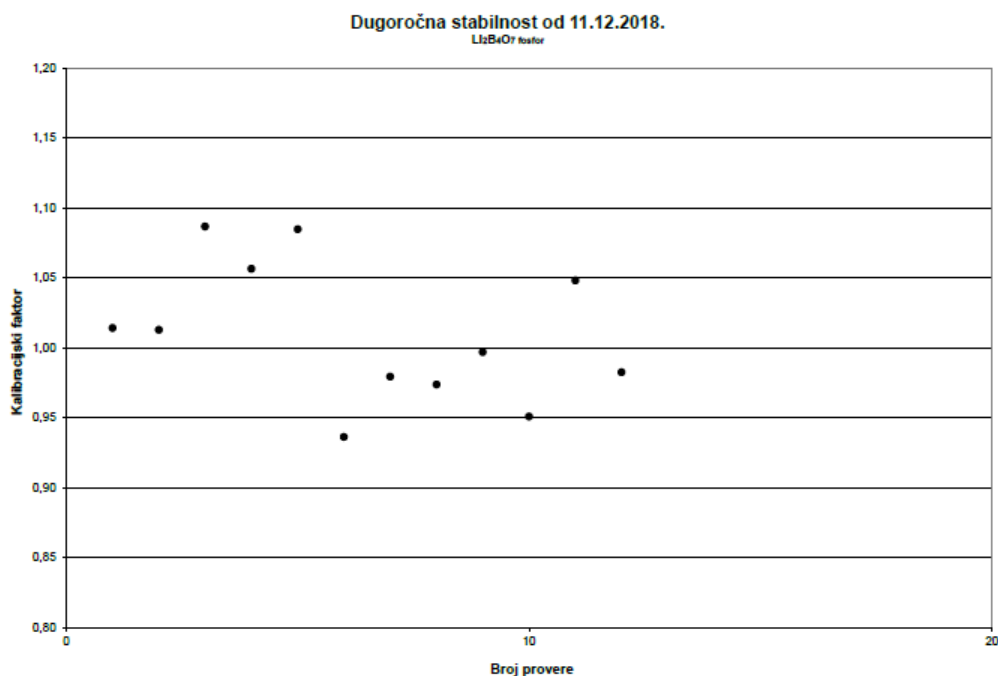
$$avr k (Li) = 1,022$$

$$avr k (Ca) = 1,041$$



Grafik 1: Dugoročna stabilnost za CaSO₄fosfor

Prikaz dugoročne stabilnosti i napisane vrednosti Ecf referentnih dozimetara, zadatu vrednost i vrednost sistema parametara 3C i 5A. 5A se određuje na osnovu srednje vrednosti očitavanja elementa Ca, koji na niskim energijama ima prevelik odziv. 3C je odnos osetljivosti Li i Ca fosfora. Posledica vlaga u TLD dozimetru je na Li, a Ca je odgovoran za starost dozimetra, odnosno broj očitavanja.



Grafik 2: Dugoročna stabilnost za LiB₄O₇ fosfor

5.3.4. Program osiguranje kvaliteta

Svrha navedenog programa je odrediti niz radnji koje se sprovode u svrhu osiguranja kvaliteta rezultata ispitivanja, a primenjuje se na rezultate ispitivanja ličnog ozračivanja. Program osiguranja kvaliteta podrazumeva zadovoljavanje zahteva standarda i upravljanje neusklađenim radom.

Program osiguranja kvaliteta sadrži sledeće elemente:

- Međuprovere kalibrisanog stanja čitača Panasonic UD-716
- Međuprovere referentne serije dozimetara
- Periodično kalibrisanje dozimetara
- Provera dozimetara neposrednim opažanjem
- Provera dozimetra na rezidualni signal
- Provera krive isijanja dozimetra

- **Međuprovere kalibrisanog stanja čitača Panasonic UD-716**

Provera se sprovodi u skladu sa u kalibrisanjem čitača Panasonic UD-716. Iz provere proizlazi zapis Dugoročna stabilnost UD-716. Provera kalibrisanog stanja čitača dozimetara sprovodi se svakih 6 meseci.

- **Međuprovere referentne serije dozimetara**

Provera stanja referentne serije dozimetara sprovodi se jednom godišnje prema relativnom kalibrisanju dozimetara, pri čemu se podaci za proveru prikupljaju tokom godine prilikom svake relativne kalibracije dozimetara. Podaci s očitavanjima celokupne referentne serije dozimetara obrađuju se Excel tabelom međuprovera referentnih dozimetara. Postupak osiguranja kvaliteta po pitanju verodostojnosti referentne serije dozimetara uključuje proveru ecf vrednosti svakog pojedinog dozimetra, proveru koeficijenta varijacije ecf, te iznos rezidualnog signala za svaki referentni dozimetar.

Referentne vrednosti ecf za referentnu seriju dozimetara nalaze se zapisane u Excel tabeli kalibrisanje UD-716 i primenjuju kod svake provere kalibrisanog stanja čitača dozimetara. Promena ecf pojedinog dozimetra veća od 2% utvrđena kroz međuproveru referentne serije dozimetara upisuje se u Excel tabelu Kalibrisanje UD-716 kao nova referentna vrednost i primenjuje na sve dalje kalibracije. Koeficijent varijacije ecf za referentne dozimetre ne sme biti veći od 3%. Referentni dozimetar kod koga koeficijent varijacije ecf prelazi 3% pušta se u opticaj kao običan dozimetar i zamenjuje novim referentnim dozimetrom.

Referentni dozimetri čuvaju se u laboratorijskim uslovima i koriste samo za kalibrisanje i provere kalibrisanog stanja sistema. Referentni dozimetri koriste se i za tipska testiranja sistema, uz ograničenje iznosa doze na 100 mSv. Ozračivanje dozimetara visokim dozama zračenja ($>Sv$) dovodi do ireverzibilnih promena na fosforima koje degradiraju svojstva dozimetra.

- **Periodično kalibrisanje dozimetara**

Periodično kalibrisanje dozimetara sprovodi se u svrhu praćenja dugoročnih promena u osetljivosti dozimetra. Promene mogu nastupiti zbog izlaganja dozimetra ekstremnim mikroklimatskim uslovima, hemijske kontaminacije termoluminiscentnih fosfora, mehaničkih naprezanja tokom transporta do korisnika i nazad u laboratoriju, mehaničkim napreznjima tokom perioda korišćenja kao i promenama koje nastupaju kao posledica izlaganja dozimetra zračenju.

Kalibrisanje dozimetara sprovodi se u periodu od 2 godine prema relativnom kalibrisanju dozimetara. Podaci o sprovedenom kalibrisanju čuvaju se u programu za ličnu dozimetriju. Program za ličnu dozimetriju automatski primenjuje zadnje kalibrisanje dozimetra na očitano vrednost doze. Program za ličnu dozimetriju ne dozvoljava slanje dozimetara kod kojih je kalibrisanje starije od 2 godine.

Kalibrisanje UD-716A		Datum	22.08.2023.
Tip dozimetra :	UD-802AQ	Reader	1
		Redni broj	1
		Proveo	Verica Petković

Zadano (mSv) : 3,60 (300mR)

potpis:

Dozimetri ozračeni u iradijatoru

Korekcija 1.047 za CaSO elemente

Dozimetri ozračeni u SSDL

Datum ozračivanja referentne serije:

Protjeklo dana od ozračivanja:

Main Data			Other Data	
ID	El.3 (CaSO4)	El.2 (nLi2B4O7)	El.1 (nLi2B4O7)	El.4 (CaSO4)
0510273	3,754	3,296	3,519	3,601
0510324	3,776	3,393	3,474	3,568
0510345	3,833	3,504	3,690	3,623
0510348	3,654	3,587	3,760	3,542
0510159	3,619	3,372	3,439	3,574
0510893	3,682	3,505	3,472	3,526
0510164	3,814	3,338	3,510	3,573
0510158	3,654	3,425	3,433	3,533
0510350	3,700	3,469	3,706	3,631
0510326	3,597	3,523	3,512	3,440
avr (mSv)	3,71	3,44	3,55	3,56
cv (%)	2,2%	2,7%	3,4%	1,6%
err. (%)	3,01	-4,41	-1,35	-1,08

IzračunCaSO4 :

$$\begin{array}{l} \text{Step 1} \quad \text{PBCF} \quad \frac{\text{Avr. element 3}}{\text{zadana doza}} = \frac{3,71}{3,60} = \boxed{1,03} \\ \text{Step 2} \quad \text{CA-LI} \quad \frac{\text{Avr. element 2}}{\text{Avr. element 3}} = \frac{3,44}{3,71} = \boxed{0,93} \\ \text{Step 3} \quad \text{Novi PCCC} \quad \frac{\text{Parametar 5A}}{\text{PBCF}} = \frac{0218}{1,03} = \boxed{212} \end{array}$$

IzračunLi2B4O7 :

$$\text{Step 4} \quad \text{New PSR} \quad \frac{\text{Parametar 3C}}{\text{CA-LI odnos}} = \frac{1988,1}{0,93} = \boxed{2142,5}$$

REZULTAT

Fosfor / Parametar	CaSO4	Li2B4O7
	5A	3C
Trenutna	0218	2141
Nova	0212	3214

Upis novih parametara

DA

NE

- **Provera dozimetra na rezidualni signal**

Provera dozimetara na rezidualni signal vrši se neposredno pre slanja dozimetara korisnicima. Akvizicija podataka namenjena slanju (tip akvizicije „Aniling“) sortira se po koloni „E2“ od najvišeg rezultata očitavanja prema najnižem. Svi dozimetri s vrednošću E2 većom od 100 μSv brišu se iz akvizicije namenjene slanju dozimetara. Ovakvi dozimetri po generisanju slanja ne ulaze na otpremnice i po završenom slanju ostaju u svojim mestima u magacinima. Po završenom slanju još jednom se očitavaju svi dozimetri ostali u laboratoriji. Ponovo se odbacuju dozimetri s previsokim rezidualnim signalom, dok ostali ulaze u postupak relativnog kalibrisanja dozimetara. Dozimetri s previsokim rezidualnim signalom fizički se povlače se iz sistema i više ne ulaze u slanje. Postupak se sprovodi mesečno tokom slanja dozimetara za naredni merni period.

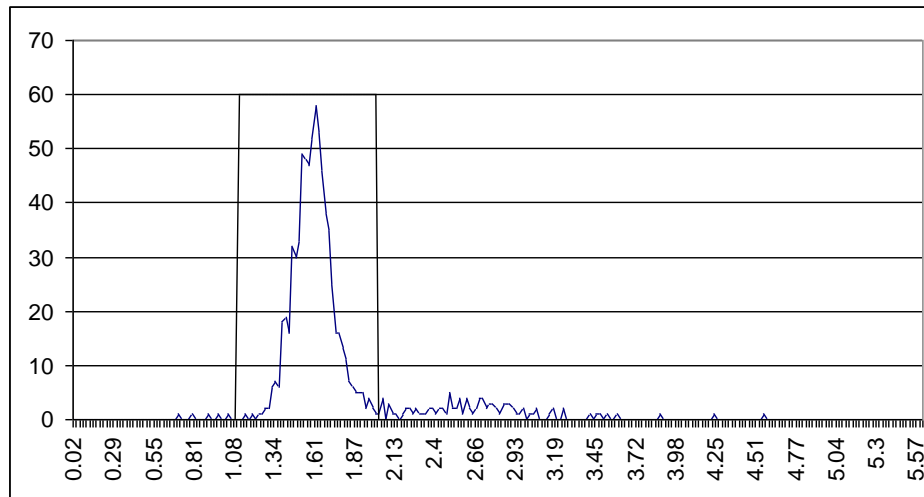
- ***Provera krive isijanja dozimetra***

Proverom krive isijanja dozimetra utvrđuje se ispravnost rezultata zabeleženog dozimetrom. Proverava se kriva isijavanja svakog dozimetra čiji rezultat prelazi prag detekcije sistema od 85 μSv . Koriste se dva kriterijuma provere, pozicija krive isijanja i njen oblik. Najviši maksimum u krivoj isijanja mora biti pozicioniran u sredini brojačkog prozora pretpojačala fotomultiplikatora kako je prikazano na slici 22. Vreme početka brojanja impulsa korelirano je sa vremenom početka zagrevanja TL elementa i definisano vrednostima sistemskih parametara čitača dozimetara. Vreme između dve susedne vrednosti krive isijanja iznosi 22 ms. Vrednosti sistemskih parametara koje definišu brojačke prozore su:

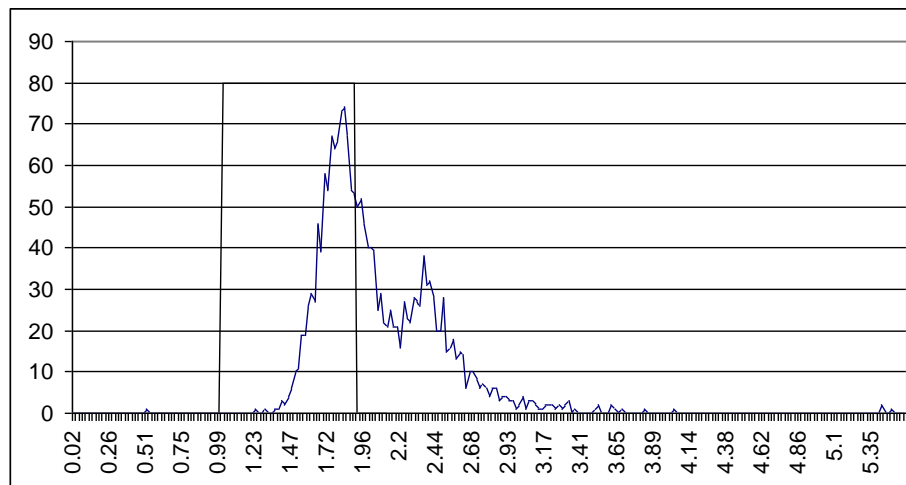
- LiBO (prva dva elementa):
 - P46, P47, P48 za početak merenja (1050 ms)
 - P4, P5 za trajanje merenja (900 ms)
- CaSO (druga dva elementa):
 - P1, P2, P3 za početak merenja (1120 ms)
 - P4, P5 za trajanje merenja (900 ms)

Kriterijum 1:

Maksimum isijanja dozimetra mora se nalaziti unutar prozora navedenih vrednosti. Primer ispravno (tj. neispravno) pozicionirane krive isijanja dozimetra prikazuje slika 21 (tj. slika 22).



Slika 22: Primer ispravnog pozicioniranja krive isijavanja



Slika 23: Neispravan položaj krive isijavanja u vremenskom prozoru brojača

Kriterijum 2:

Kriva isijanja LiBO sastoji se od tri karakteristična maksimuma. Gledano s leva na desno, prvi maksimum se javlja na niskim temperaturama (shallow traps). Ova stanja se gotovo u potpunosti rekombinuju unutar 8 sati od ozračivanja. Ovaj maksimum po pravilu se ne očekuje tokom očitavanja dozimetara. Drugi maksimum je dozimetrijski deo krive isijavanja dozimetra. Ovaj maksimum mora biti tačno pozicioniran u vremenskom prozoru brojača. Treći maksimum (post anilling) javlja se na najvišim temperaturama. Površina ispod ovog maksimuma ne sme prelaziti 30% površine glavnog dozimetrijskog maksimuma. Visok iznos signala u ovome delu krive isijavanja je najčešće posledica vlage u TLD-u. Neispravno pozicionirana kriva isijavanja može biti uzrokovana nizom činioca, kao što su podešavanja električnih parametara grejanja (struja i napon), postavkama programskih parametara čitača, kao i dotrajalošću grejača ili nečistoćama (vlagom). Dozimetar kod koga je tokom provere pronađen pomak krive isijavanja ozračuje se poznatom dozom zračenja i ručno koriguje rezultat. Kod uočenog pomaka, proveru rezultata merenja potrebno je proširiti i na sve ostale dozimetre sa zabeleženom dozom.

6. REZULTATI MERENJA I OBRADA PODATAKA

U poglavlju 6. prikazani su rezultati merenja i obrade podataka koji su sprovedeni za potrebe ovog master rada u laboratoriji X-Ray Košutić Ekoteh dozimetrija u Beogradu. Rezultati se odnose na: metod validacije, procenu merne nesigurnosti, interkomparaciju i prikaz i obradu merenja korisnika dozimetara.

6.1. Metod validacije

Svrha postupka je da se definiše način sprovođenja validacija u okviru laboratorije X-Ray Košutić Ekoteh dozimetrija u Beogradu kao i zapise koji proizlaze iz postupka. Postupak validacije metode sprovodi se ispitivanjem i prikupljanjem objektivnih dokaza da su ispunjeni zahtevi za predviđenu upotrebu metode. Opseg validacije mora zadovoljiti potrebe primene metode. Postupak validacije metode u pravilu se vrši pre početka korišćenja metode. Da bi se sprovela validacija metode potrebno je identifikovati neophodne karakteristike izvođenja. Karakteristika izvođenja je važna operativna karakteristika metode ispitivanja i obezbeđuje osnovu za izbor metode koja je prikladna za predviđenu namenu.

Cilj validacije metode je potvrđivanje ispitivanjem i pružanje objektivnog dokaza da su zadovoljeni uslovi TLD metode, iako je došlo do premeštanja čitača Panasonic UD-716. Za ispitivanje metode korišćeni su sledeći parametri ispitivanja: uslovi okoline i međuprovera

Validacija je urađena na osnovu:

1. Ispitivanja uslova okoline:
 - a. *Temperatura* (0-40°C), izmerena na dan 12.03.2021. je 23°C
 - b. *Relativna vlažnost* (10%-80%), dana 12.03.2021. je bila 32%
 Zadovoljni su uslovi okoline
2. Međuprovera prema *Kalibrisanje čitača Panasonica UD-716* na dan 12.03.2021.

Kalibrisanje UD-716A			Datum	12/03/2021/
Tip dozimetra : UD-802AQ			Reader	1
Zadano (mSv) : 3.60 (300mR)			Redni broj	1
			Proveo	Duško Košutić
Dozimetri ozračeni u iradijatoru			potpis:	
Dozimetri ozračeni u SSDL			Korekcija 1.047 za CaSO elemente	
Datum ozračivanja referentne serije: 10/03/2021/				
Proteklo dana od ozračivanja: 2				
Main Data			Other Data	
ID	El.3 (CaSO4)	El.2 (nLi2B4O7)	El.1 (nLi2B4O7)	El.4 (CaSO4)
0510908	3.520	3.246	3.321	3.523
0510940	3.418	3.575	3.420	3.542
0510937	3.595	3.359	3.352	3.545
0510944	3.535	3.482	3.358	3.437
0510943	3.392	3.195	3.444	3.598
0510292	3.427	3.354	3.335	3.550
0510904	3.468	3.388	3.430	3.463
0510355	3.415	3.418	3.140	3.441
0510353	3.534	3.438	3.357	3.422
0510290	3.390	3.250	3.359	3.463
avr (mSv)	3.47	3.37	3.35	3.50
cv (%)	2.1%	3.5%	2.5%	1.7%
err. (%)	-3.63	-6.38	-6.90	-2.82

Izračun		CaSO4 :				
Step 1	PBCF	Avr. element 3 zadana doza	=	$\frac{3.47}{3.60}$	=	0.96
Step 2	CA-LI odnos	Avr. element 2 Avr. element 3	=	$\frac{3.37}{3.47}$	=	0.97
Step 3	Novi PCCC	Parametar 5A PBCF	=	$\frac{0263}{0.96}$	=	273
Izračun		Li2B4O7 :				
Step 4	New PSR	Parametar 3C CA-LI odnos	=	$\frac{89.3}{0.97}$	=	91.9

REZULTAT			
Fosfor / Parametar	CaSO4 5A	Li2B4O7 3C	
Trenutna	0263	1893	ENTER
Nova	0273	1919	

Na osnovu proverenih ispitivanja zaključeno je da nova lokacija i uslovi okoline zadovoljavaju ispravan rad čitača Pansaonic UD-716. Validacijom metode je utvrđeno da nema promena na čitaču Panasonic UD-716, kao i da su rezultati merenja u okviru očekivanih vrednosti.

6.2. Procena merne nesigurnost

Merena veličina: veličina Y određena je kao predmet merenja. Uopšteno se nalazi u nekom funkcionalnom odnosu s datim parametrima X_i :

$$Y = f(X_1, X_2 \dots X_n) \quad (23)$$

Srednja vrednost rezultata merenja:

$$\bar{q} = \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n q_j = \frac{q_1 + q_2 + \dots + q_n}{n} \quad (24)$$

\bar{q} - srednja vrednost rezultata mjerenja

q_j - pojedinačni rezultat merenja

Nesigurnost parametar asociran je uz rezultat merenja koji karakteriše rasejanje rezultata koji se mogu dodeliti merenoj veličini. Doprinos nesigurnosti je procenjen ili izračunat doprinos nesigurnosti rezultata y_i od karakterističnog parametra X_i . [21]

Standardna devijacija

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{j=1}^n (q_j - \bar{q})^2} \quad (25)$$

σ - standardna devijacija

n - broj merenja

q_j - pojedinačni rezultat merenja

\bar{q} - srednja vrednost rezultata merenja

Eksperimentalna standardna devijacija srednje vrednosti je nesigurnost srednje vrednosti

populacije dobijena putem konačnog broja merenja na uzorku populacije

$$s\left(\frac{-}{q}\right) = \frac{s(q_j)}{\sqrt{n}} \quad (26)$$

$s(q_j)$ - standardna devijacija populacije

n - broj merenja

Standardna nesigurnost je doprinos kombinovanoj nesigurnosti rezultata koji dolazi od karakterističnog parametra X_i . Dobija se kao produkt doprinosa nesigurnosti i delitelja iz pretpostavljene ili eksperimentalne statističke raspodele rasipanja rezultata. [21]
Statistička raspodela je raspodela verovatnoće rasipanja rezultata oko stvarne vrednosti. Za sastavnice merne nesigurnosti koje dolaze od kalibracionih laboratorija vrednost standardne nesigurnosti preuzima se iz kalibracionog lista. U ostalim slučajevima koristiti:

Tabela 6: Statistička raspodela

Raspodela	Područje primjene	Delitelj
Normalna	Samo u slučajevima kada je korišćenje ove raspodele čvrsto zasnovano na eksperimentalnim rezultatima ili podacima iz literature	2
Trouglasta	Kada je moguće razumnim argumentima podkrepiti korišćenje ove raspodele	$\sqrt{6}$
Pravougaona	Najkonzervativnija procena. Koristi se kada nije moguće argumentima podkrepiti jednu od prethodnih raspodela.	$\sqrt{3}$

Kombinovana standardna nesigurnost je dobijena sumom kvadrata standardnih nesigurnosti. Proširena merna nesigurnost je kombinovana standardna nesigurnost pomnožena faktorom prekrivanja. Faktor prekrivanja je broj koji pomnožen s kombinovanom standardnom nesigurnošću daje interval (proširenu nesigurnost) za koji se očekuje da pokrije značajan deo raspodele rezultata merenja oko stvarne vrednosti merene veličine. Zavisí od očekivane verovatnosti nalaženja rezultata unutar deklarirane merne nesigurnosti kao i statističkoj raspodeli rezultata merenja. Greška merenja je razlika rezultata merenja i stvarne vrednosti merene veličine. Zbog nemogućnosti utvrđivanja stvarne vrednosti merene veličine, grešku merenja moguće je utvrditi samo u granicama merne nesigurnosti rezultata merenja. Nivo poverenja je verovatnoća da se merena veličina nalazi unutar intervala deklarirane merne nesigurnosti. [21]

a) Nesigurnost TIP A

Merna nesigurnost tipa A je statističkog karaktera i načelno se utvrđuje ponavljanjem merenja i izražavanjem standardne devijacije seta merenja. Opšti doprinos mernoj nesigurnosti tipa A je nasumičan, pa se nesigurnost smanjuje povećanjem broja merenja. [21]

b) Nesigurnost TIP B

Nesigurnost tipa B određuje se putem svih ostalih dostupnih podataka. Ovaj doprinos može uključivati:

1. podatke o prethodnim merenjima
2. specifikacije proizvođača merne opreme
3. podatke date u kalibracionim izveštajima
4. nesigurnost referentnih podataka uzete iz literature

5. iskustvo ili poznavanje ponašanja i svojstava mernog uređaja

Osim navedenih, u postupak procene merne nesigurnosti mogu biti uključeni i dodatni faktori prepoznati od strane relevantne stručne osobe kao doprinosi nesigurnostiprikazanog rezultata.

Takođe, prilikom procene nesigurnosti potrebno je specificirati i one faktore prepoznate kao doprinose mernoj nesigurnosti, ali procenjene kao zanemarljivi doprinos ukupnoj nesigurnosti. Ovakvi činiooci ne ulaze u proračun nesigurnosti, ali se navode kao doprinosi, uz naznaku "zanemarljiv".[21]

Procena doprinosa nesigurnosti

Najznačajniji element postupka procene merne nesigurnosti predstavlja određivanje izvora nesigurnosti. Navedeni opšti postupak primenljiv je za većinu slučajeva a sastoji se od sledećih koraka:

1. Matematičkog modelovanja rezultata merenja kada je to moguće.
2. Pravljenja liste svih faktora (veličina) koji mogu uticati na rezultat merenja.
3. Procena vrednosti doprinosa mernoj nesigurnosti od svake bitne veličine.
4. Određivanje statističke raspodele rasipanja rezultata za bitnu veličinu.
5. Određivanje standardne nesigurnosti za svaku bitnu veličinu.
6. Pronalaženje međusobno zavisnih veličina ukoliko takve postoje.
7. Izračunavanje ukupne nesigurnosti za međusobno zavisne veličine.
8. Izračunati kombinovanu standardnu nesigurnost kao koren iz zbirakvadrata pojedinačno izraženih standardnih nesigurnosti ili ukupnih nesigurnosti međusobno zavisnih veličina.
9. Izračun proširene merne nesigurnosti množenjem kombinovane standardne nesigurnosti s faktorom prekrivanja. Za nivo poverenja od približno 95% koristiti faktor prekrivanja $k=2$.

Međusobno zavisni doprinosi

Međusobno zavisni doprinosi mernoj nesigurnosti mogu uticati na ukupan rezultat na takav način da se međusobno sabiraju ili poništavaju. U tim će slučajevima ukupna nesigurnost zavisnih veličina biti algebarski zbir (razlika) pojedinih doprinosa. Kada se merena veličina može izraziti kao funkcija više parametara

$$y = f(x_1 \dots x_n) \quad (27)$$

pri čemu se za svaki ili za pojedine parametre x_1 do x_n mogu odrediti pojedinačne standardne devijacije $u(x_1)$ do $u(x_n)$, kombinovana standardna devijacija određuje se na osnovu parcijalnih devijacija funkcije po njenim parametrima prema izrazu:

$$u_c(y) = \sqrt{\sum_{i=1}^n \left(\frac{\partial f}{\partial x_i} \right)^2 \cdot u^2(x_i)} \quad (28)$$

$u_c(y)$ -kombinovana standardna nesigurnost

$u(x_i)$ -standardna nesigurnost parametra x_i

Faktor prekrivanja

Faktor pokrivanja zavisi od statističke raspodele rezultata merenja kao i poželjnoj verovatnoći nalaženja stvarne vrednosti merene veličine unutar deklarirane merne nesigurnosti. Statistička raspodela rasipanja rezultata merenja zavisi od statističkih raspodela rasipanja doprinosa od pojedinih uticajnih veličina. [21]

Prema centralnoj graničnoj teoremi, statistička raspodela rasipanja rezultata merenja koja proizlazi iz najmanje tri doprinosa opisana pravougaonim raspodelama može se smatrati normalnom. Za normalnu raspodelu važe sledeći odnosi između faktora pokrivanja i verovatnoće određivanja stvarne vrednosti unutar deklariranih granica merne nesigurnosti:

Nivo sigurnosti (%)	Faktor pokrivanja k
68,27	1
90	1,645
95	1,96
95,45	2
99	2,576
99,73	3

Merna nesigurnost onda se izražava u obliku: $Y \pm U$, Y -rezultat merenja, U -proširena merna nesigurnost:

$$U = k \cdot u_c(y) \quad (29)$$

Ukoliko se u izveštaju navodi merna nesigurnost, obavezno se navodi nivo sigurnosti procene nesigurnosti kao i faktor pokrivanja k. [21]

$H_p(10) = 85 \mu\text{Sv}$ (prag detekcije)

Tabela 7: Procena merne nesigurnosti za Hp(10) na pragu detekcije

<i>Izvor nesigurnosti</i>	<i>Tip</i>	<i>Vrednost</i>	<i>Raspodela</i>	<i>Delitelj</i>	<i>Standardna nesigurnosti</i>	<i>Doprinos</i>
Nesigurnost sekundarne laboratorije	B	3 %	normalna	2	± 1,5 %	2,25
Prenos kalibracije na iradijator	B	< 2 %	pravougaona	$\sqrt{3}$	± 1,15 %	1,3
Prenos kalibracije na čitač	A	< 4 %	pravougaona	$\sqrt{3}$	± 2,3 %	5,3
C ₁ – korekcija na energetski odziv	B	10 %	pravougaona	$\sqrt{3}$	± 5,8 %	33,3
C ₂ – korekcija na slabljenje signala s vremenom	B	5 %	pravougaona	$\sqrt{3}$	± 2,89 %	8,3
Ponovljivost ECF	B	2 %	pravougaona	$\sqrt{3}$	± 1,15 %	1,3
Rezidualni signal	A	36 μSv (42%)	normalna	2	± 21 %	441
Nesigurnost brojača	B	5 μSv	Poisson-ova	\sqrt{N}	± 5,3 %	28
Rezolucija očitavanja	B	1,43 % pri 70 μSv	trougaona	$\sqrt{6}$	± 0,58 %	0,34
Ponovljivost sistema	B	5 %	pravougaona	$\sqrt{3}$	± 2,88 %	8,3
Uticaj varijacija u prirodnom nivou zračenja	B	50 % (procena)	pravougaona	$\sqrt{3}$	± 29 %	833
Greška zbog ugaonog odziva	B	20 %	trougaona	$\sqrt{6}$	± 8,16 %	66,6
Kombinovana standardna nesigurnost:						± 37,8 %
Proširena merna nesigurnost (k=2):						± 75,6 %

Hp(10) = 15 000 μSv (interventni nivo)

<i>Izvor nesigurnosti</i>	<i>Tip</i>	<i>Vrednost</i>	<i>Raspodela</i>	<i>Delitelj</i>	<i>Standardna nesigurnosti</i>	<i>Doprinosi</i>
Nesigurnost sekundarne laboratorije	B	3 %	normalna	2	± 1,5 %	2,25
Prenos kalibracije na iradijator	B	< 2 %	pravougaona	$\sqrt{3}$	± 1,15 %	1,3
Prenos kalibracije na čitač	B	< 4 %	pravougaona	$\sqrt{3}$	± 2,3 %	5,3
C ₁ – korekcija na energetski odziv	B	10 %	pravougaona	$\sqrt{3}$	± 5,8 %	33,3
C ₂ – korekcija na slabljenje signala s vremenom	B	5 %	pravougaona	$\sqrt{3}$	± 2,89 %	8,3
Ponovljivost ECF	B	2 %	pravougaona	$\sqrt{3}$	± 1,15 %	1,3
Rezolucija očitavanja	B	0,56 % pri 1700 μSv	trougaona	$\sqrt{6}$	± 0,24 %	0,06
Ponovljivost sistema	B	5 %	pravougaona	$\sqrt{3}$	± 2,88 %	8,3
Uticaj varijacija u prirodnom nivou zračenja	B	3,52 % (procena)	pravougaona	$\sqrt{3}$	± 2,03 %	4,12
Greška zbog ugaonog odziva	B	20 %	trougaona	$\sqrt{6}$	± 8,16 %	66,6
Kombinovana standardna nesigurnost:						± 11,4 %
Proširena merna nesigurnost (k=2):						± 22,8 %

Tabela 8: procena merne nesigurnosti za Hp (10) na intervetnom nivou

Procena merne nesigurnosti za prsten dozimetre:

Hp(0,07) = 170 μ Sv (prag detekcije)

<i>Izvor nesigurnosti</i>	<i>Tip</i>	<i>Vrednost</i>	<i>Raspodela</i>	<i>Delitelj</i>	<i>Standardna nesigurnosti</i>	<i>Doprinos</i>
Nesigurnost sekundarne laboratorije	B	3 %	normalna	2	$\pm 1,5 \%$	2,25
Prenos kalibracije na iradijator	B	< 2 %	pravougaona	$\sqrt{3}$	$\pm 1,15 \%$	1,3
Prenos kalibracije na čitač	A	< 4 %	pravougaona	$\sqrt{3}$	$\pm 2,3 \%$	5,3
C ₁ – korekcija na energetski odziv	B	10 %	pravougaona	$\sqrt{3}$	$\pm 5,8 \%$	33,3
C ₂ – korekcija na slabljenje signala s vremenom	B	5 %	pravougaona	$\sqrt{3}$	$\pm 2,89 \%$	8,3
Ponovljivost ECF	B	2 %	pravougaona	$\sqrt{3}$	$\pm 1,15 \%$	1,3
Rezidualni signal	A	36 μ Sv (42%)	normalna	2	$\pm 21 \%$	441
Nesigurnost brojača	B	5 μ Sv	Poisson	\sqrt{N}	$\pm 5,3 \%$	28
Rezolucija očitavanja	B	0,6 % pri 170 μ Sv	trougaona	$\sqrt{6}$	$\pm 0,25 \%$	0,06
Ponovljivost sistema	B	5 %	pravougaona	$\sqrt{3}$	$\pm 2,88 \%$	8,3
Uticaj varijacije u prirodnom nivou zračenja	B	30 % (procjena)	pravougaona	$\sqrt{3}$	$\pm 17,3 \%$	300
Greška zbog ugaonog odziva	B	20 %	trougaona	$\sqrt{6}$	$\pm 8,16 \%$	66,6
Kombinovana standardna nesigurnost:						$\pm 37,8 \%$
Proširena merna nesigurnost (k=2):						$\pm 75,6 \%$

Tabela 9: Procena merne nesigurnosti za Hp(0,07) na pragu detekcije

Hp(0,07) = 15 000 μ Sv (interventni nivo)

<i>Izvor nesigurnosti</i>	<i>Tip</i>	<i>Vrednost</i>	<i>Raspodela</i>	<i>Delitelj</i>	<i>Standardna nesigurnost</i>	<i>Doprinos</i>
Nesigurnost sekundarne laboratorije	B	3 %	normalna	2	$\pm 1,5$ %	2,25
Prenos kalibracije na iradijator	B	< 2 %	pravougaona	$\sqrt{3}$	$\pm 1,15$ %	1,3
Prenos kalibracije na čitač	B	< 4 %	pravougaona	$\sqrt{3}$	$\pm 2,3$ %	5,3
C ₁ – korekcija na energetski odziv	B	10 %	pravougaona	$\sqrt{3}$	$\pm 5,8$ %	33,3
C ₂ – korekcija na slabljenje signala s vremenom	B	5 %	pravougaona	$\sqrt{3}$	$\pm 2,89$ %	8,3
Ponovljivost ECF	B	2 %	pravougaona	$\sqrt{3}$	$\pm 1,15$ %	1,3
Rezolucija očitavanja	B	0,06% pri 15000 μ Sv	trougaona	$\sqrt{6}$	zanemarljiv	zanemarljiv
Ponovljivost sistema	B	5 %	pravougaona	$\sqrt{3}$	$\pm 2,88$ %	8,3
Uticaj varijacije u prirodnom nivou zračenja	B	0,5 % (procena)	pravougaona	$\sqrt{3}$	$\pm 0,3$ %	zanemarljiv
Greška zbog ugaonog odziva	B	20 %	trougaona	$\sqrt{6}$	$\pm 8,16$ %	66,6
Kombinovana standardna nesigurnost:						$\pm 11,3$ %
Proširena merna nesigurnost (k=2):						$\pm 22,6$ %

Tabela 10: Procena merne nesigurnosti za Hp(0,07) na interventnom nivou

6.3. Analiza rezultata međulaboratorijskih poređenja

TL dozimetri ozračeni nepoznatim dozama iz nepoznatih izvora u nepoznatim konfiguracijama, merna veličina je Hp (10), a merni uređaj je čitač TL dozimetara Panasonic UD-716.

Tabela 11 :Rezultati interkomparacije

Vrsta zračenja	Ugao ozračivanja	Referentna vrednost [mSv]	Prosečna izmerena vrednost [mSv]	Odnos
Co-60 + Am-241	0°	1,50	1,450	0,97
Co-60 + Am-241	60°	1,00	1,100	1,10
Cs-137	0°	0,300	0,300	1,00
Cs-137	0°	1,50	1,700	1,13
Cs-137	0°	15,0	17,000	1,13
Cs-137	0°	150	140,000	0,93
Cs-137	60°	1,00	1,100	1,10
UKUPNO				1,04

Analiza rezultata:

Rezultati međulaboratorijskih poređenja su unutar očekivanih i zadovoljavajućih tačnosti. Na nivou celokupne interkomparacije srednja vrednost odstupanja rezultata iznosi 4% (standardna devijacija rezultata od proseka - 6%).

Dobra korelacija vidljiva je na celokupnom spektru korištenih energija i dodeljenih doza. Rezultati pojedinih očitavanja sa nešto većim odstupanjima mogu se pripisati konkretnim pojedinačnim dozimetrima, međutim kao takvi ne predstavljaju razlog za sistemsku intervenciju, budući da su odstupanja u prihvatljivim okvirima (iznosom relativno mala, a isto tako i unutar tzv. trumpet krive).

Iz rezultata je vidljivo da (u skladu s specifikacijom proizvođača) ne postoji značajan uticaj ugla ozračivanja na rezultat. Uočena odstupanja saglasna su sa odstupanjima, odnosno fluktuacijom rezultata ostalih dozimetara. Isto tako, dobra tačnost rezultata je verovatno i posledica činjenice da je organizator interkomparacije dozimetre obradio i poslao u roku koji je u skladu sa uobičajenim dozimetrijskim ciklusom (oko 1,5 mesec).

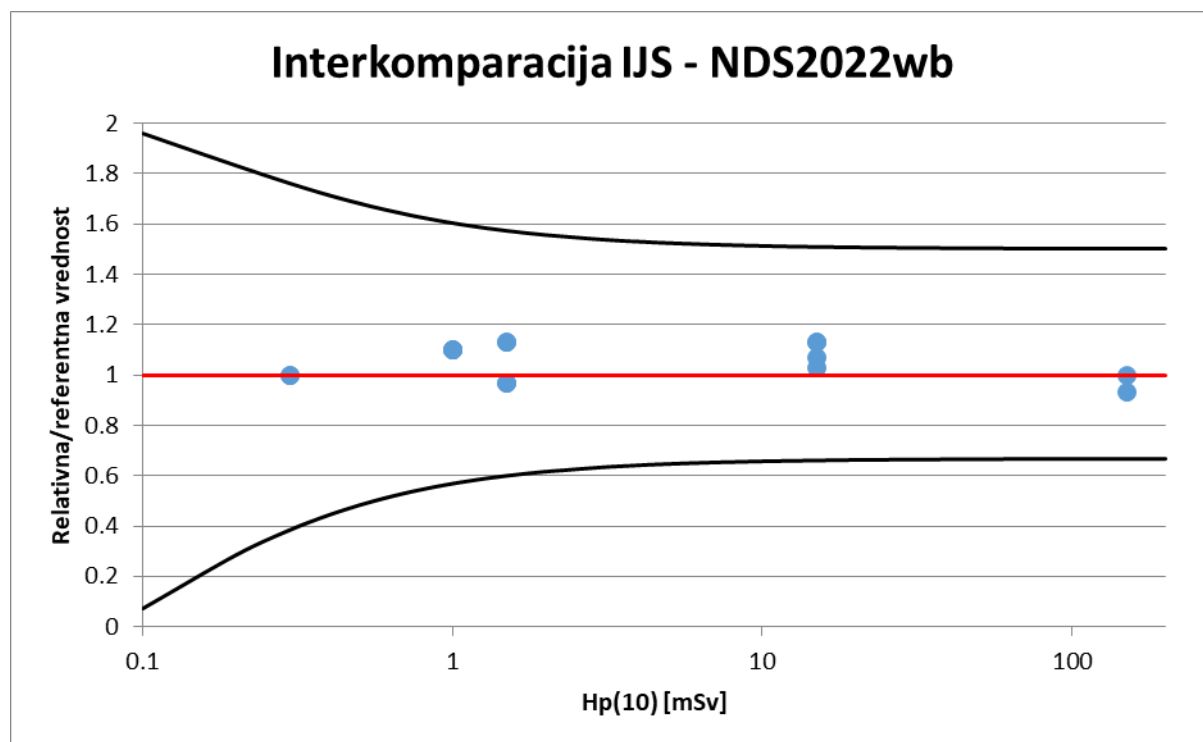
U interkomparaciji je učestovalo 7 laboratorija sa ukupno 9 dozimetrijskih sistema i prema završnom izveštaju naš sistem se pokazao jednim od najtačnijih, kao i jednim od sistema sa najvećom preciznošću (najmanjim rasipom rezultata).

Rezultati pokazuju dobru pozicioniranost unutar *trumpet* krive, kao i dobru tačnost u odnosu na ostale učesnike interkomparacije. Smatramo da je učešće u međulaboratorijskom poređenju bilo uspešno.

Tabela 12: Rezultati interkomparacije za crtanje trumpet krive

Hp(10) [mSv]	Relativna/referentna vrednost	H ₀		H _{gg}	H _{dg}	
1.5	0.97	0.08	0.1	1.961538	0.074074	1
1.5	0.97		0.2	1.833333	0.285714	1
1	1.1		0.3	1.76087	0.385965	1
1	1.1		0.4	1.714286	0.444444	1
0.3	1		0.5	1.681818	0.482759	1
0.3	1		0.6	1.657895	0.509804	1
1.5	1.13		0.7	1.639535	0.529915	1
1.5	1.13		0.8	1.625	0.545455	1
15	1.13		0.9	1.613208	0.557823	1
15	1.13		1	1.603448	0.567901	1
15	1.07		1.1	1.595238	0.576271	1
15	1.03		1.2	1.588235	0.583333	1
150	1		1.3	1.582192	0.589372	1
150	0.93		1.4	1.576923	0.594595	1
1	1.1		1.5	1.572289	0.599156	1
1	1.1		1.6	1.568182	0.603175	1

Zaključak je da su rezultati interkomparacije smatraju se zadovoljavajućima, što znači da se neće preduzimati nikakve popravne radnje i rad se nastavlja na uobičajen način.



Grafik 3: Trumpet kriva

6.4. Obrada rezultata merenja

Obrade rezultata merenja ličnog ozračivanja korisnika i primenjuje se na sve korisnike usluge lične dozimetrije.

Postupak obrade rezultata s ciljem proračuna vrednosti ličnog doznog ekvivalenta $H_p(10)$ primenjuje se na sva očitavanja dozimetara korisnika usluge lične dozimetrije. Postupak proračuna $H_p(10)$ razlikuje se od obrade podataka u svrhu kalibrisanja čitača, relativnog kalibrisanja dozimetara, kalibracije iradijatora ili selekcije referentnih dozimetara.

Za merenje ličnog doznog ekvivalenta $H_p(10)$ koristi se drugi TLD element ($^{6}\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7:\text{Cu}$ sa filtracijom plastika 160 mgcm^{-2}) dozimetra Panasonic UD-802. Efektivni atomski broj ovog TLD elementa iznosi 7,3. Rezultat merenja izračunava se korišćenjem validiranog algoritma razvijenog u laboratoriji:

$$H_p(10) = k \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot (R_{2,i} \cdot ECF_{2,i} - RES - \overline{Bgnd}) \quad (30)$$

- gde su:
- $H_p(10)$ - rezultat merenja ličnog doznog ekvivalenta
 - k - kalibracioni faktor dozimetrijskog sistema (1)
 - C_1 - korekcija rezultata na energetski odziv ($C_1=1.1$)
 - C_2 - korekcija rezultata zbog slabljenja signala s vremenom ($C_2=1.05$)
 - $R_{2,i}$ - očitavanje TL elementa 2, dozimetra i
 - $ECF_{2,i}$ - korektivni faktor za element 2 dozimetra i
 - RES - srednja vrednost rezidualnog signala utvrđena eksperimentom.
 - \overline{Bgnd} - srednja vrednost prirodnog nivoa zračenja dobijena očitavanjem 10

dozimetara koji se čuvaju u laboratoriji

Kalibracioni faktor dozimetrijskog sistema iznosi 1. Vrednost kalibraconog faktora proverava se svakodnevno tokom očitavanja dozimetara korisnika uz dozvoljeno odstupanje od 10 %.

Za odstupanje veće od 10 % sprovodi se korekcija kalibracionih sistemskih parametara čitača prema kalibrisanju čitača Panasonic UD-716. Po sprovedenoj kalibraciji ponavlja se provera kalibrisanja. Korekcija na energetski odziv TLD elementa 2 uvodi se s ciljem minimiziranja greške merenja koja dolazi od energetskog odziva dozimetra. Očekivano odstupanje iznosi -20% u području niskih energija fotona. Za sistematsku korekciju u iznosu 1,1 očekuje se podbačaj rezultata od 10% u području niskih energija i prebačaj od 10% u području visokih energija. Očekivano slabljenje signala na Li fosforu iznosi oko 10% za period od 2 meseca. Sistematskom korekcijom od 5% kompenzuje se slabljenje signala za ½ vremenskog perioda između dva očitavanja dozimetra. Srednja vrednost rezidualnog signala merena na novim dozimetrima uzima se kao reprezentativna vrednost termičkog šuma čitača dozimetara na Li fosforu. Ovaj šum je prisutan nezavisno od rezultata merenja i značajno utiče na prag detekcije dozimetra. Srednja vrednost rezidualnog signala koja se oduzima od rezultata merenja sadrži i komponentu koja dolazi od kontaminacije dozimetara malom količinom vlage. Vrednost od 36 μSv dobijena je evaluacijom šuma sistema baziranom na obradi aniling datoteka. Za evaluaciju očitavanja prsten dozimetara koristi se gotovo identičan algoritam, uz izostanak korekcije na rezidualni signal dozimetra. Zbog očekivanih rezultata merenja u području mSv, rezidualni signal neznatno utiče na rezultat merenja.

$$H_p(0,07) = k \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot (R \cdot ECF - \overline{Bgnd}) \quad (31)$$

gde su: $H_p(0,07)$ - rezultat merenja ličnog doznog ekvivalenta
 k - kalibracioni faktor dozimetrijskog sistema (1)
 C_1 - korekcija rezultata na energijski odziv ($C_1=1.1$)
 C_2 - korekcija rezultata zbog slabljenja signala s vremenom ($C_2=1.05$)
 R - očitavanje dozimetra UD-807
 ECF - korektivni faktor dozimetra UD 807
 \overline{Bgnd} - srednja vrednost prirodne doze zračenja dobivena očitanjem 10 dozimetara pohranjenih u laboratoriji

Ostali elementi rekonstrukcijskog algoritma ne razlikuju se od onih za dozimetriju celog tela dozimetrima UD-802.

Provera rezultata merenja

Provera rezultata merenja obavezna je za sve rezultate merenja veće od praga detekcije. Provera se sprovodi korišćenjem programa osiguranja kvaliteta, odnosno na proveru rezultata merenja odnosi se:

1. Oblik krive isijanja
2. Pozicioniranje krive isijanja u brojačkom prozoru

Dodatno, u svrhu provjere rezultata merenja datim dozimetrom može se koristiti ispis iz baze podataka „Istorija dozimetra“. Iz spisa je vidljivo svako prethodno očitavanje datog dozimetra, što olakšava donošenje zaključaka u blizini praga detekcije dozimetra, gde oblik krive isijavanja ne mora dati jednoznačan zaključak.

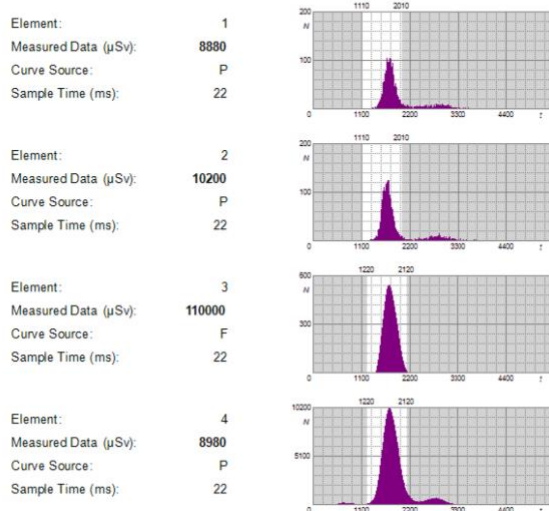
U narednim primerima su prikazi krivi isijanja, izračun doza i istorija dozimetra koji služe za proveru doza korisnika kod kojih je zabeležena doza.

Na prvom primeru je **prikaz zaboravljenog dozimetra tokom ekspozicije kod CT-a**. Uviđamo pravilno pozicioniranu kirvu isijanja u dozimetrijskom prozoru, zabeležena doza je skoro 9 mSv. Izračun i istorija dozimetra (gleda se kolna gde piše E2) su skroz uredni.

Akvizicija:	(590) - Doze za 2023-01	Dark Counts:	3
Šifra dozimetra:	0489473	Ref-Element Counts:	0
Tip dozimetra:	(2) - Panasonic TLD Type 2	Reader Sensitivity:	96
Vrijeme očitavanja:	7.2.2023. 13:01:55	PF Flag:	2
Čitač:	(01) - TLD Reader 01	Mode of Operation :	

Reader Calibration Data

Ref. Light Counts:	84900	High Voltage :	946	Reader Function :	1F4F
Background:	0	Lamp Voltage :	549	P-Counter Coeff. :	218
Sensitivity Corr.:	963	Lamp Flash Times :	04606250	F-Counter Coeff. :	579



Izračun doze

Šifra dozimetra: **0489473**
 Tip dozimetra: Panasonic TLD Type 2
 Akvizicija: (590) - Doze za 2023-01
 Čitač: TLD Reader 01
 Očitavanje (μSv):

	E1	E2	E3	E4
	8880	10200	110000	8980

Vrijeme očitavanja: 7.2.2023. 13:01:55
 Prošlo očitavanje: 24.12.2022. 13:27:09

ECF algoritam: ECF-2
ECF = zadnja relativna kalibracija prije akvizicije s mjerenjem

ECFj:

i \ j	1	2	3	4
1	0.788	0.678	1.170	1.065
2	0.900	0.775	1.337	1.218
3	0.663	0.570	0.984	0.896
4	0.733	0.631	1.089	0.991

Bgrnd algoritam: BACKGROUND-1
 $B = Bd * t$
Bd = dnevni prosjek na 2 elementu iz zadnje 2 akvizicije backgrounda - 1 kontinuirana serija akvizicija
t = vrijeme od prošlog očitavanja dozimetra do očitavanja s mjerenjem

Bd (μSv): 2.70
 t (dan): 45.0
 B (μSv): **121**

Dozni algoritam: EKOTEH-5
 $D = 1.1 * 1.05 * (E2 * ECF2 - B) - 36$
rezidualni signal 36 μSv
prag detekcije 85 μSv

Doza (μSv): **8950**

Šifra dozimetra: 0489473		E rang: 0			
Tip dozimetra: (2) - Panasonic TLD Type 2		C rang: 0			
Vrijeme	Dokument	E1	E2	E3	E4
26.05.23 14:41	AKVIZICIJA - (637) - Doze 2. deo	189	182	176	163
26.05.23 10:42	OTPREMA - (331) - Otprema za 6/2023 (40) - Institut za kardiovaskularne bolesti Dedinje	Birković Milica			
26.05.23 10:40	AKVIZICIJA - (633) - Aniling rez 2	52	77	22	24
26.05.23 12:22	AKVIZICIJA - (630) - Aniling rezervni	33	35	12	10
28.02.23 14:54	AKVIZICIJA - (591) - Aniling 2 A	50	108	37	7
28.02.23 14:49	AKVIZICIJA - (590) - Doze za 2023-01	8880	10200	110000	8980
22.02.23 10:43	OTPREMA - (322) - Otprema za 3/2023 (81) - Klinički centar Niš - klinika za dečju hirurgiju	Pantović Katarina			
22.02.23 10:40	AKVIZICIJA - (589) - Aniling	50	108	37	7
11.01.23 13:11	AKVIZICIJA - (563) - Aniling2	75	85	2	2
11.01.23 13:02	AKVIZICIJA - (562) - Doze za 2022-11	346	329	91	95
26.12.22 15:14	OTPREMA - (316) - Otprema za 1/2023 (1) - X-ray Košutić - Ekoteh dozimetrija d.o.o.	Anđela Berić			
26.12.22 15:05	AKVIZICIJA - (557) - Aniling za otpremu	75	85	2	2
11.11.22 10:08	AKVIZICIJA - (536) - Dozimetrija za 2022-09 - sa naknadno očitanim dozimetrima	193	225	106	103

Drugi prikaz je korisnika koji nosi dva dozimetra tokom rada u zoni zračenja. Jedan je iznad kecelje, a drugi je ispod. Uglavnom se dva dozimetra nose u angio salma, u interventnoj radiologiji. Kod izloženih radnika koji ulaze u zonu zračenja, uočava se pravilno pozicionirana kriva isijanja u dozimetrijskom prozoru i veći pik na E3 i E4, on nam govori da je došlo do rasejanja zračenja.

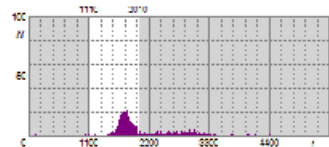
Primer očitavanja dozimetra koji je bio na keclji.

Akvizicija:	(602) - Doze 2023-02	Dark Counts:	4
Šifra dozimetra:	3510118	Ref-Element Counts:	2
Tip dozimetra:	(2) - Panasonic TLD Type 2	Reader Sensitivity:	88
Vrijeme očitavanja:	20.3.2023. 12:18:06	PF Flag:	
Čitač:	(01) - TLD Reader01	Mode of Operation:	

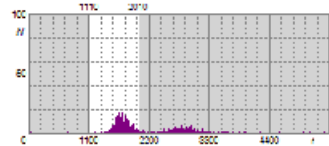
Reader Calibration Data

Ref. Light Counts:	77900	High Voltage:	946	ReaderFunction:	1F4F
Background:	0	Lamp Voltage:	554	P-Counter Coeff.:	218
Sensitivity Corr.:	883	Lamp Flash Times:	04698247	F-Counter Coeff.:	579

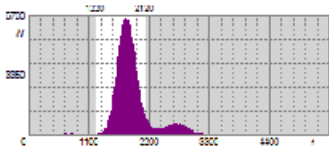
Element: 1
 Measured Data (μSv): 1870
 Curve Source: P
 Sample Time (ms): 22



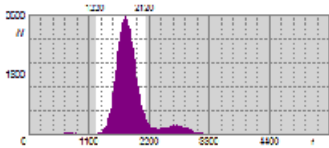
Element: 2
 Measured Data (μSv): 1660
 Curve Source: P
 Sample Time (ms): 22



Element: 3
 Measured Data (μSv): 6290
 Curve Source: P
 Sample Time (ms): 22



Element: 4
 Measured Data (μSv): 3320
 Curve Source: P
 Sample Time (ms): 22



Izračun doze

Šifra dozimetra:	3510118								
Tip dozimetra:	Panasonic TLD Type 2								
Akvizicija:	(602) - Doze 2023-02								
Čitač:	TLD Reader 01								
Očitavanje (µSv):	<table border="1"> <tr> <th>E1</th> <th>E2</th> <th>E3</th> <th>E4</th> </tr> <tr> <td>1870</td> <td>1660</td> <td>6290</td> <td>3320</td> </tr> </table>	E1	E2	E3	E4	1870	1660	6290	3320
E1	E2	E3	E4						
1870	1660	6290	3320						
Vrijeme očitavanja:	20.3.2023. 12:18:06								
Prošlo očitavanje:	18.1.2023. 13:25:44								

ECF algoritam:	ECF-2																									
ECF = zadnja relativna kalibracija prije akvizicije s mjerenjem																										
ECFij:	<table border="1"> <tr> <th>i \ j</th> <th>1</th> <th>2</th> <th>3</th> <th>4</th> </tr> <tr> <th>1</th> <td>0.835</td> <td>0.785</td> <td>2.132</td> <td>2.018</td> </tr> <tr> <th>2</th> <td>0.933</td> <td>0.878</td> <td>2.382</td> <td>2.265</td> </tr> <tr> <th>3</th> <td>0.409</td> <td>0.385</td> <td>1.046</td> <td>0.990</td> </tr> <tr> <th>4</th> <td>0.423</td> <td>0.398</td> <td>1.080</td> <td>1.023</td> </tr> </table>	i \ j	1	2	3	4	1	0.835	0.785	2.132	2.018	2	0.933	0.878	2.382	2.265	3	0.409	0.385	1.046	0.990	4	0.423	0.398	1.080	1.023
i \ j	1	2	3	4																						
1	0.835	0.785	2.132	2.018																						
2	0.933	0.878	2.382	2.265																						
3	0.409	0.385	1.046	0.990																						
4	0.423	0.398	1.080	1.023																						

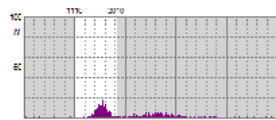
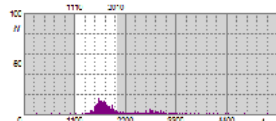
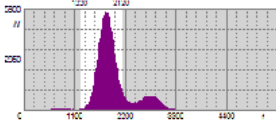
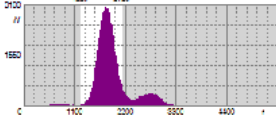
Bgmd algoritam:	BACKGROUND-1
$B = B_d + t$	
Bd = oševni prosjek na 2 elementu iz zadnje 2 akvizicije backgrounds - 1 kontinuirana serija akvizicija	
t = vrijeme od prvog očitavanja dozimetra do očitavanja s mjerenjem	
Bd (µSv):	2.70
t (dan):	61.0
B (µSv):	165

Dozni algoritam:	EKOTEH-6
$D = 1.1 * 1.05 * (E2 * ECF2 - B) / 30$	
rezidualni signal 30 µSv	
prag detekcije 85 µSv	
Doza (µSv):	1460

Primer ispod kecelje.

Akvizicija:	(602) - Doze 2023-02	Dark Counts:	11
Šifra dozimetra:	0023218	Ref-Element Counts:	0
Tip dozimetra:	(2) - Panasonic TLD Type 2	Reader Sensitivity:	88
Vrijeme očitavanja:	20.3.2023. 12:31:57	PF Flag:	
Čitač:	(01) - TLD Reader01	Mode of Operation:	

Reader Calibration Data			
Ref. Light Counts:	77900	High Voltage:	946
Background:	0	Lamp Voltage:	554
Sensitivity Corr.:	883	Lamp Flash Times:	04698247
		Reader Function:	1F4F
		P-Counter Coeff.:	218
		F-Counter Coeff.:	579

Element:	1	
Measured Data (µSv):	1340	
Curve Source:	P	
Sample Time (ms):	22	
Element:	2	
Measured Data (µSv):	1640	
Curve Source:	P	
Sample Time (ms):	22	
Element:	3	
Measured Data (µSv):	5620	
Curve Source:	P	
Sample Time (ms):	22	
Element:	4	
Measured Data (µSv):	3000	
Curve Source:	P	
Sample Time (ms):	22	

Izračun doze

Šifra dozimetra: 0023218
 Tip dozimetra: Panasonic TLD Type 2
 Akvizicija: (602) - Doze 2023-02
 Čitač: TLD Reader 01
 Očitanje (µSv):

E1	E2	E3	E4
1340	1640	5620	3000

Vrijeme očitavanja: 20.3.2023. 12:31:57
 Prošlo očitanje: 18.1.2023. 13:57:24

ECF algoritam: ECF-2
 ECF = zadnja relativna kalibracija prije akvizicije s mjerenjem

ECFij:

i \ j	1	2	3	4
1	1.095	0.812	1.515	1.338
2	1.151	0.854	1.593	1.407
3	0.705	0.523	0.976	0.862
4	0.751	0.557	1.039	0.918

Bgmd algoritam: BACKGROUND-1
 $B = B_0 \cdot t$
 B_0 = dnevni prosjek na 2 elementu iz zadnje 2 akvizicije backgrounda - 1 kontinuirana serija akvizicija
 t = vrijeme od prvog očitavanja dozimetra do očitavanja s mjerenjem

Bd (µSv): 2.70
 t (dan): 60.9
 B (µSv): 165

Dozni algoritam: EKOTEH-6
 $D = 1.1 \cdot 1.05^{-t} \cdot (E2 \cdot ECF2 - B) \cdot 30$
 rezidualni signal 30 µSv
 prag detekcije 85 µSv

Doza (µSv): 1390

Primer malih doza, čije su krive isijanja su pravilno pozicionirane.

Akvizicija: (602) - Doze 2023-02
 Šifra dozimetra: 0525824
 Tip dozimetra: (2) - Panasonic TLD Type 2
 Vrijeme očitavanja: 20.3.2023. 14:04:30
 Čitač: (01) - TLD Reader01

Dark Counts: 11
 Ref-Element Counts: 0
 Reader Sensitivity: 87
 PF Flag:
 Mode of Operation:

Reader Calibration Data

Ref. Light Counts: 77000 High Voltage: 945 Reader Function: 1F4F
 Background: 0 Lamp Voltage: 554 P-Counter Coeff.: 218
 Sensitivity Corr.: 873 Lamp Flash Times: 04700210 F-Counter Coeff.: 679

Element:	1	
Measured Data (µSv):	348	
Curve Source:	P	
Sample Time (ms):	22	
Element:	2	
Measured Data (µSv):	362	
Curve Source:	P	
Sample Time (ms):	22	
Element:	3	
Measured Data (µSv):	141	
Curve Source:	P	
Sample Time (ms):	22	
Element:	4	
Measured Data (µSv):	138	
Curve Source:	P	
Sample Time (ms):	22	

Šifra dozimetra:	0525824								
Tip dozimetra:	Panasonic TLD Type 2								
Akvizicija:	(602) - Doze 2023-02								
Čitač:	TLD Reader 01								
Očitavanje (μSv):	<table border="1"> <thead> <tr> <th>E1</th> <th>E2</th> <th>E3</th> <th>E4</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>348</td> <td>362</td> <td>141</td> <td>138</td> </tr> </tbody> </table>	E1	E2	E3	E4	348	362	141	138
E1	E2	E3	E4						
348	362	141	138						
Vrijeme očitavanja:	20.3.2023. 14:04:30								
Prošlo očitavanje:	22.11.2022. 12:42:00								

ECF algoritam:	ECF-2 <i>ECF = zadnja relativna kalibracija prije akvizicije s mjerenjem</i>																									
ECFij:	<table border="1"> <thead> <tr> <th>i \ j</th> <th>1</th> <th>2</th> <th>3</th> <th>4</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <th>1</th> <td>1.787</td> <td>1.958</td> <td>2.007</td> <td>1.895</td> </tr> <tr> <th>2</th> <td>1.990</td> <td>2.181</td> <td>2.235</td> <td>2.110</td> </tr> <tr> <th>3</th> <td>1.116</td> <td>1.224</td> <td>1.254</td> <td>1.184</td> </tr> <tr> <th>4</th> <td>1.216</td> <td>1.333</td> <td>1.366</td> <td>1.290</td> </tr> </tbody> </table>	i \ j	1	2	3	4	1	1.787	1.958	2.007	1.895	2	1.990	2.181	2.235	2.110	3	1.116	1.224	1.254	1.184	4	1.216	1.333	1.366	1.290
i \ j	1	2	3	4																						
1	1.787	1.958	2.007	1.895																						
2	1.990	2.181	2.235	2.110																						
3	1.116	1.224	1.254	1.184																						
4	1.216	1.333	1.366	1.290																						
Bgrmd algoritam:	BACKGROUND-1 <i>B = Bd * t</i> <i>Bd = dnevni prosjek na 2 elementu iz zadnje 2 akvizicije backgrounda - 1 kontinuirana serija akvizicija</i> <i>t = vrijeme od prošlog očitavanja dozimetra do očitavanja s mjerenjem</i>																									
Bd (μSv):	2.70																									
t (dan):	118.1																									
B (μSv):	319																									

Dozni algoritam:	EKOTEH-6 <i>D = 1.1 * 1.05 * (E2 * ECF2 - B) - 30</i> <i>rezidualni signal 30 μSv</i> <i>prag otkrivanja 85 μSv</i>
Doza (μSv):	510

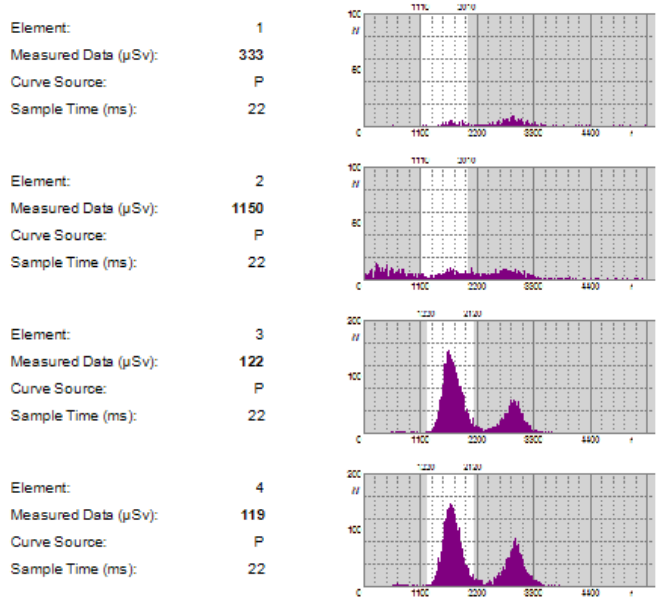
Poslednji primer je **prikaz loše, neispravno pozicioniranih krivi isijanja**, gde se i u samoj istoriji dozimetra vidi da nije „preziveo“, uočava se visoki iznos signala, moguća je posledica vlage ili električnog šoka tokom očitavanja.

Akvizicija: (602) - Doze 2023-02
 Šifra dozimetra: 0202001
 Tip dozimetra: (2) - Panasonic TLD Type 2
 Vrijeme očitavanja: 10.3.2023. 11:13:34
 Čitač: (01) - TLD Reader01

Dark Counts: 7
 Ref-Element Counts: 0
 Reader Sensitivity: 90
 PF Flag:
 Mode of Operation:

Reader Calibration Data

Ref. Light Counts: 79600 High Voltage: 947 Reader Function: 1F4F
 Background: 0 Lamp Voltage: 553 P-Counter Coeff.: 218
 Sensitivity Corr.: 902 Lamp Flash Times: 04672247 F-Counter Coeff.: 579



Šifra dozimetra: 0202001
 Tip dozimetra: Panasonic TLD Type 2
 Akvizicija: (602) - Doze 2023-02
 Čitač: TLD Reader 01

Očitanje (µSv):	E1	E2	E3	E4
	333	1150	122	119

Vrijeme očitavanja: 10.3.2023. 11:13:34
 Prošlo očitanje: 25.12.2022. 14:03:09

ECF algoritam: ECF-2
 ECF = zadnja relativna kalibracija prije akvizicije s mjerenjem

ECFij:

i \ j	1	2	3	4
1	0.743	0.632	1.651	1.526
2	0.788	0.670	1.751	1.619
3	0.486	0.413	1.080	0.969
4	0.515	0.438	1.145	1.059

Bgmd algoritam: BACKGROUND-1
 $B = B_0 \cdot t$
 B_0 = dnevni prosjek na 2. elementu iz zadnje 2 akvizicije backgrounda - 1 kontinuirana serija akvizicija
 t = vrijeme od prv. slog očitavanja dozimetra do o. čitanja s mjerenjem

Bd (µSv): 2.70
 t (dan): 74.9
 B (µSv): 202

Dozni algoritam: EKOTEH-6
 $D = 1.1 \cdot 1.05^{-t} / (E2 \cdot ECF2 - B) - 30$
 rezidualni signal: 30 µSv
 prag otkrivanja: 65 µSv

Doza (µSv): 620

Šifra dozimetra:	0202001	E rang:	7
Tip dozimetra:	(2) - Panasonic TLD Type 2	C rang:	5

Vrijeme	Dokument	E1	E2	E3	E4		
12.06.23 15:11	AKVIZICIJA - (649) - AnilingRezervni SVE	65	34	7	7		
26.05.23 14:41	AKVIZICIJA - (637) - Doze 2.deo	126	108	89	93		
25.05.23 12:22	AKVIZICIJA - (630) - Aniling rezervni	66	70	18	15		
→ 22.03.23 13:04	AKVIZICIJA - (603) - Aniling2	73	911	7	6		
22.03.23 12:58	AKVIZICIJA - (602) - Doze 2023-02	333	1150	122	119		
11.01.23 13:11	AKVIZICIJA - (563) - Aniling2	32	30	4	5		
26.12.22 15:14	OTPREMA - (316) - Otprema za 1/2023 (91) - Klinički centar Kragujevac - klinika za pulmologiju	Prim dr sci mrd Andrejč Olivera					
26.12.22 15:13	AKVIZICIJA - (559) - relcal	5980	7030	2690	2910		
26.12.22 15:05	AKVIZICIJA - (557) - Aniling za otpremu	32	30	4	5		
Ukupno očitavanja:		8	Ukupna doza:	6707	9363	2941	3160

Zbog previsokog signala, dozimetru je dodeljen status 7 u bazi podataka, odnosno da dozimetar nije moguće očitati.

Zaključujemo da postoji niz faktora i pravila odlučivanja da li je nešto prava doza ili ne. Prvo je da male doze nisu uvek savršenih oblika i ako je na krivi ispod 300 kod E1 i E2, brišemo. Ako je E3 ako je veći od E1 i E2, to je znak da je upitanju niska energija. U slučaju da su E3 i E4 veći od E1 i E2 to je znak da je došlo da raspršenja, naprimer od pacijenta.

6.5. Greške tokom očitavanja dozimetara

Luminiscentni materijali koji se koriste za TL dozimetre su litijum tetraborat aktiviran bakrom $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7:\text{Cu}$ i kalcijum sulfat aktiviran tulijum $\text{CaSO}_4:\text{Tm}$. Tokom očitavanja dozimetara, postoji mogućnost da se javi greška na čitaču, greške sistema. Najčešće greške su 7, 11, 30 i greške od 40 do 50. [18]

U slučaju da se jave greške od 0-6, govori nam da je problem u elektronici, odnosno da je pukla određena žica. Izuzetno retko, skoro nikad se ne javljaju.

Greška 7 (err7) javlja se prilikom greške u očitavanju serijskog broja ili da se javila mikro prašina. Ako se javi greška 11 (err11) znači da je došlo do odstupanja prilikom očitavanja ugljenika-14 i da je ono veće od dozvoljenog u parametru P-78H. Kada se javi greška 30 (err30) znači da je nešto sprečilo kretanje magazina, kada magazin ne može da se pomera, što dovodi do zakočenja. Greške od 40-50 su posledica da dozimetar nije na mestu gde bi trebao da bude, odnosno magazin nije na mestu gde je čitač „očekivao“ da će biti ili je blokada kretanja, nemogućnost vraćanja elemenata u držač. Kod ispisa prozora uz greške se navode i linije datoteke u kojima se nalaze greške.

Grešku će uzrokovati svaki zastoj čitača, ponovljeni broj dozimetra ili bilo koje odstupanje oblika podataka od Panasonic protokola za prenos podataka. Greška može nastati i nakon očitavanja dozimetra (npr. zastoj prilikom ulaganja TLD elemenata u kućište dozimetra). Takvu liniju će program odbaciti jer sadrži poruku o grešci, a linija istovremeno sadrži podatak o očitavanju dozimetra.

Prilog 1: ZAKONSKA REGULATIVA

Zakonska regulativa postoji radi pridržavanja, upravljanja, korišćenja i odlaganja sredstava koja se odnose na jonizujuće zračenje. Republika Srbija je donela pravilnike koji se nalaze u „SL. glasnik RS“, br. 9/2016 Pravilnik o dozimetrima (13 članova i 2 priloga), i „SL. glasnik RS“, br. 86/2011 i 50/2018 Pravilnik o granicama izlaganja jonizujućim zračenjima i merenjima radi procene nivoa izlaganja jonizujućim zračenjima (50 članova i 3 priloga). [22], [23]

Zakonski je obavezujuće da osoblje koje je profesionalno izloženo jonizujućem zračenju nosi lične dozimetre za vreme izlaganja zračenja, odnosno profesionalno izložena lica **moraju** stalno nositi svoje lične dozimetre, kako bi se pratio nivo izloženosti jonizujućem zračenju.

SL. glasnik RS“, br. 9/2016: Član 1- Ovim pravilnikom propisuju se zahtevi za dozimetre koji se koriste u funkciji zaštite zdravlja (u daljem tekstu: dozimetri), označavanje dozimetara, način utvrđivanja ispunjenosti zahteva za dozimetre, način ispitivanja tipa dozimetara, metode merenja, kao i načini i uslovi overavanja dozimetara.

SL. glasnik RS“, br. 86/2011 i 50/2018

I OSNOVNE ODREDBE: Član 1- Ovim pravilnikom se propisuju: 1. vrste, način i vremenski intervali merenja radi procene nivoa izlaganja jonizujućim zračenjima profesionalno izloženih lica, pacijenata i stanovništva; 2. sadržaj izveštaja o merenjima radi procene nivoa izlaganja jonizujućim zračenjima profesionalno izloženih lica, pacijenata i stanovništva; načinu vođenja evidencije, rokovima čuvanja evidencije, kao i o postupku obaveštavanja nadležnih organa; 3. granice izlaganja jonizujućim zračenjima za profesionalno izložena lica, lica na školovanju i stanovništvo.

II VRSTE, NAČIN I VREMENSKI INTERVALI MERENJA RADI PROCENE NIVOVA IZLAGANJA JONIZUJUĆIM ZRAČENJIMA

Član 6- Radijacioni rizik za celo telo ili pojedine organe određuje se preko efektivne doze ili tkivnih ekvivalenata doze i odgovarajućih koeficijenata verovatnoće usvojenih od strane Međunarodnog komiteta za zaštitu od zračenja: Preporuke 2007 Međunarodne komisije za zaštitu od zračenja, Publikacija broj 103 (The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 103). Za potrebe ocene radijacione sigurnosti profesionalno izloženih lica, rizik se opisno klasifikuje na sledeći način:

1. velik - procenjena godišnja efektivna doza veća od 20 mSv;
2. uvećan - procenjena godišnja efektivna doza veća od 6 mSv;
3. umeren - procenjena godišnja efektivna doza veća od 1 mSv i
4. zanemarljiv - procenjena godišnja efektivna doza manja ili jednaka 1 mSv.

Efektivna doza profesionalno izloženih lica je: 1. veoma visoka, ukoliko je veća od 50 mSv za godinu dana;

2. visoka, ukoliko je veća od 20 mSv za godinu dana;

3. uvećana, ukoliko je veća od 6 mSv za godinu dana;
4. niska, ukoliko je manja ili jednaka 6 mSv za godinu dana;
5. veoma niska, ukoliko je manja ili jednaka 2 mSv za godinu dana;
6. zanemarljiva, ukoliko je manja ili jednaka 1 mSv za godinu dana.

Efektivna doza stanovništva je: 1. uvećana, ukoliko je veća od 1 mSv za godinu dana;
2. niska, ukoliko je veća od 0,3 mSv za godinu dana;
3. veoma niska, ukoliko je manja ili jednaka 0,03 mSv za godinu dana;
4. zanemarljiva, ukoliko je manja ili jednaka 0,01 mSv za godinu dana.

Član 8- Procena nivoa izlaganja spoljašnjem zračenju profesionalno izloženih lica obavlja se preko ličnih ekvivalenata doze izmerenih pasivnim ličnim dozimetrima i/ili rezultata merenja jačine ambijentalnog ekvivalenta doze na radnom mestu prema metodologiji datoj u Prilogu 2. koji je odštampan uz ovaj pravilnik i čini njegov sastavni deo. Merenje ličnog ekvivalenta doze pomoću pasivnih ličnih dozimetara za celo telo i ekstremitete radi procene nivoa izlaganja jonizujućim zračenjima obavlja se najmanje **jednom mesečno** za radnike **kategorije A** i najmanje **jednom u tri meseca** za radnike **kategorije B**.

Član 13- Ako profesionalno izloženo lice radi na dva ili više radnih mesta kod istog nosioca licence za obavljanje radijacione delatnosti, obavezno je da na svim radnim mestima nosi jedan lični dozimetar za merenje jedne vrste ličnog ekvivalenta doze. Profesionalno izloženom licu koje radi kod različitih nosilaca licence za obavljanje radijacione delatnosti, svaki nosilac licence mora obezbediti merenja potrebna za procenu individualnog izlaganja, kako je definisano projektom mera radijacione sigurnosti i bezbednosti.

III SADRŽAJ IZVEŠTAJA O MERENJIMA RADI PROCENE NIVOA IZLAGANJA, NAČIN VOĐENJA EVIDENCIJE, ROKOVI ČUVANJA EVIDENCIJE I POSTUPAK OBAVEŠTAVANJA NADLEŽNIH ORGANA

Član 17- Izveštaj o merenjima veličina iz člana 4. stava 1. ovog pravilnika radi procene nivoa izlaganja profesionalno izloženih lica mora da sadrži sledeće: naziv nosioca licence za obavljanje radijacione delatnosti; ime, prezime i jedinstveni matični broj građana (JMBG) profesionalno izloženog lica; period na koji se rezultat odnosi; oznaku merene, veličine; jedinicu mere; rezultat merenja; procenu efektivne doze, zbirni rezultat efektivne doze za tekuću godinu i primedbu ili dodatni izveštaj ako je neophodno dodatno obrazloženje za tumačenje rezultata merenja; potpis lica odgovornog za sadržaj izveštaja.

V GRANICE IZLAGANJA JONIZUJUĆIM ZRAČENJIMA ZA PROFESIONALNO IZLOŽENA LICA, LICA NA ŠKOLOVANJU I STANOVNIŠTVO

Član 27- Profesionalno izložena lica klasifikuju se prema uslovima rada i nivoima izlaganja jonizujućim zračenjima u dve kategorije:

- 1. kategorija A:** lica koja profesionalno rade u kontrolisanoj zoni i ona koja mogu da prime efektivne doze veće od 6 mSv godišnje ili ekvivalentne doze veće od 3/10 propisanih granica doza za pojedine organe kod profesionalno izloženih lica;
- 2. kategorija B:** lica koja profesionalno ili povremeno rade u nadgledanoj zoni ili povremeno u kontrolisanoj zoni i za koja je efektivna doza koju primaju ispod 6 mSv godišnje. Granice izlaganja za profesionalno izložena lica

Član 28- Granica efektivne doze za profesionalno izložena lica iznosi 100 mSv za pet uzastopnih godina (prosečna vrednost 20 mSv godišnje), uz dodatno ograničenje da ni u jednoj godini efektivna doza ne pređe vrednost od 50 mSv. Granica efektivne doze iz stava 1. ovog člana odnosi se na zbir doze spoljašnjeg izlaganja u definisanom vremenskom periodu i očekivane efektivne doze unutrašnjeg izlaganja od radionuklida unetih u organizam u istom vremenskom periodu.

Član 29- Granice ekvivalenata doze za ograničavanje izlaganja pojedinih organa profesionalno izloženih lica su: 1. za očno sočivo 150 mSv/god; 2. za kožu 500 mSv/god (odnosi se na ekvivalent doze usrednjen po površini bilo kog dela kože veličine 1 cm² koji je izložen jonizujućim zračenjima); 3. za delove ekstremiteta (šake, podlaktice, stopala i gležnjeve) 500 mSv/god.

PRILOG 2. METODOLOGIJA ODREĐIVANJA EFEKTIVNE DOZE

Pri određivanju efektivne doze lica profesionalno izloženog jonizujućim zračenjima polazi se od utvrđivanja načina izlaganja: izlaganje spoljašnjem zračenju, izlaganje unutrašnjem zračenju, izlaganje kombinovanom (spoljašnjem i unutrašnjem) zračenju. Kod kombinovanog izlaganja ukupna efektivna doza jednaka je zbiru efektivne doze koja potiče od spoljašnjeg i od unutrašnjeg izlaganja.

Unutrašnje izlaganje- se razmatra za pojedince koji su u kontaktu sa otvorenim izvorima zračenja.

Spoljašnje izlaganje- Operativne veličine za spoljašnje izlaganje su lični ekvivalent doze $H_p(d)$ gde je d dubina u milimetrima (mm) ispod površine tela; ambijentalni ekvivalent doze $H^*(d)$ i usmereni ambijentalni ekvivalent doze $H'(d, \Omega)$, gde su: d dubina u milimetrima ispod površine ICRU sfere a Ω je upadni ugao na površinu ICRU sfere. Za prodorno zračenje koristi se dubina 10 mm, za manje prodorno zračenje i za kožu koristi se dubina 0,07 mm i za očno sočivo koristi se dubina od 3 mm. Efektivna doza spoljašnjeg izlaganja pri uniformnom izlaganju celog tela (bez korišćenja zaštite) izjednačava se sa ličnim ekvivalentom doze $H_p(10)$.

Radi određivanja efektivne doze spoljašnjeg zračenja u uslovima neuniformnog ozračivanja tela obavezno je korišćenje najmanje dva lična dozimetra: jedan koji se nosi ispod zaštitne kecelje i kojim se meri lični ekvivalent doze ispod zaštitne kecelje - $H_p(10)_{isp}$; drugi koji se nosi iznad zaštitne kecelje i kojim se meri lični ekvivalent doze iznad zaštitne kecelje $H_p(10)_{izn}$. Rezultujuća efektivna doza se izračunava iz ovih izmerenih vrednosti uzimanjem u obzir karakteristika zaštitnih kecelja.

Primer: ako se koristi zaštitna oprema čija je zaštitna moć ekvivalentna 0,5 mm Pb, rezultujuća vrednost efektivne doze je jednaka $E = Hp(10)_{isp} + 0,05 * Hp(10)_{izn}$. Preporučuje se, kao u navedenom primeru, konzervativan metod koji precenjuje vrednost doze, ali osigurava da efektivna doza ne bude potcenjena.

7. ZAKLJUČAK

Cilj ovog master rada je prikaz metode lične dozimetrije u laboratoriji X-Ray Košutić Ekoteh dozimetrija u Beogradu u kojoj su merenja i ispitivanja vršena. Metoda je validovana i nestandardna metoda, čija je tačnost ispitana nizom interkomparacija, kao i realizovana i ispitana prema standardu SRPS ISO/IEC 17025:2017, a ujedno i akreditovana.

Prikazano je da TLD se smatra jedim od najpouzdanijih ličnih dozimetrom na tržištu. Prednosti su što su tkivno su ekvivalentni, odnosno očitana doza dobro opisuje ono što je telo primilo, imaju relativno nizak prag doze, očitana doza ne zavisi od energije zračenja, to znači da isti dozimetar može da meri doze od spektra niskih do visokih energija, pasivni su i za njihovo korišćenje nisu potrebne baterije i mogu se više puta koristiti. Ciljevi lične dozimetrije su obaveštavanje radnika o njihovoj izloženosti zračenju primena ALARA principa i potvrda o usklađenosti s granicama doze, potvrda o sprovedenoj zaštite od zračenja i kako bi se mogli osigurati sigurni i zadovoljavajući radni uslovi.

Jedna od mana je osetljivost na vlagu što nekada dovodi do nemogućnosti očitavanja doza.

Niz interkomparacija, validacija metode kao i procena merne nesigurnosti pokazuju tačnost metode. Visoka merna nesigurnost, na samom pragu je i očekivana i za Hp(10) i Hp(0,07).

Očitavanje krivi isijanja i procena doza nakon očitavanja zavisi i od stručnosti i kompetentnosti medicinskog fizičari koji prolazi niz provera, edukacija i obuka.



Slika 24: Dozimetrijski sistem-TL dozimetri i čitač

LITERATURA

- [1] James E. Turner, Atoms, Radiation, and Radiation Protection, Third Edition
- [2] Jerrold T. Bushberg, J. Anthony Seibert, Edwin M. Leidholdt Jr, John M. Boone, The Essential Physics of Medical Imaging, University of California, Davis Sacramento, California, Shields Ave, Davis, CA 95616, US, 2012.
- [3] Jerrold T. Bushberg, J. Antony Seibert, Edwin m. Leidholdt, Jr, John M. Boone. The Essential Physics of Medical Imaging, 2002.,
- [4] Frenk Herbert Attix, Introduction to radiological physics and radiation dosimetry, University of Wisconsin Medical School Madison, Wisconsin 1986
- [5] Lazar Marinkov, Osnovi nuklearne fizike, Univerzitet u Novom Sadu, Prirodno-matematički fakultet, Departman za fiziku, Novi Sad, 2010.
- [6] Miodrag Krmar, Uvod u nuklearnu fiziku, Univerzitet u Novom Sadu, Prirodno-matematički fakultet, Departman za fiziku, Novi Sad, 2013.
- [7] Nataša Todorović, Dozimetrija i zaštita od jonizujućeg zračenja, Kurs iz operativne dozimetrije, Novi Sad, 2009. (skrpita)
- [8] Marko Nikčević, Tomislav Anđelić, Radioaktivnost i jonizujuća zračenja, Detekcija, dozimetrija i zaštita od jonizujućih zračenja, Podgorica, Crna Gora, 2011.
- [9] Ivan Mađarević, Merenja CTDI i DLP doznih veličina na CT-sistemima u Novom Sadu sa procenom efektivne doze, diplomski rad, Univerzitet u Novom Sadu, Prirodno-matemački Fakultet, Novi Sad 2012.
- [10] Borislava Petrović, Fizičke osnove radioterapije, Univerzitet u Novom Sadu, Prirodno-matemački Fakultet, Novi Sad, 2018.
- [11] G. Stabin, Radiation Protection and Dosimetry, New York: Springer Science, 2007
- [12] Tatjana Pivnički, Određivanje efikasnosti HPGe detektora u niskoenergetskom opsegu, diplomski rad, Univerzitet u Novom Sadu, Prirodno-matemački Fakultet, Novi Sad, 2012.
- [13] Leo, W.R., Techniques for Nuclear and Particle Physics Experiments, Springer-Verlag, Berlin Heidelberg, New York (1994)
- [14] Knoll, G.F., Radiation Detection and Measurement, John Wiley and Sons, New York (1989)
- [15] Lucija Glavak, Procena ekvivalentnih doza za kožu i šake izloženih radnika u nuklearnoj medicini, diplomski rad, Sveučilište u Zagrebu, Prirodoslovno-matematički fakultet, Fizički odsjek, Zagreb, 2018.
- [16] Marija Surić Mihić, Vremenski razlučiva osobna dozimetrija rendgenskog zračenja vrlo niskih doza, doktorska disertacija, Sveučilište u Zagrebu, Prirodoslovno-matematički fakultet, Zagreb, 2012.
- [17] Panasonic Industrial Europe GmbH, Catalog prezentare echipamente TLD Panasonic, Great Britain
- [18] Panasonic Industrial Company, User Manuel for the Panasonic UD-706 and UD-716 TLD Readers, New Jersey, 1993
- [19] Jelena Klac, Radijaciono opterećenje i zaštita medicinskog osoblja koje radi sa Sentinel node biopsija/operativnom tehnik, master rad, Univerzitet u Novom Sadu, Prirodno-matemački Fakultet, Novi Sad, 2020.

- [20] M. Takenaga et al: A New Phosphor $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7:\text{Cu}$ for TLD, Health Physics Vol 44. No. 4. 387-393, 1983.
- [21] ISO GUIDE 98-3: Uncertainty of measurement – Part 3: Guide to the expression of uncertainty in measurement (GUM:1995), ISO, 2008.
- [22] Pravilnik o dozimetrima, Službeni glasnik RS“, br. 9/2016
- [23] Pravilnik o granicama izlaganja jonizujućim zračenjima i merenjima radi procene nivoa izlaganja jonizujućim zračenjima, Službeni glasnik RS“, br. 86/2011 i 50/2018

<i>Redni broj:</i>	
RBR	
<i>Identifikacioni broj:</i>	
IBR	
<i>Tip dokumentacije:</i>	Monografska dokumentacija
TD	
<i>Tip zapisa:</i>	Tekstualni štampani materijal
TZ	
<i>Vrsta rada:</i>	Diplomski rad
VR	
<i>Autor:</i>	Verica Petković
AU	
<i>Mentor:</i>	prof. dr Nataša Todorović
MN	
<i>Naslov rada:</i>	Upotreba TLD-a u proceni profesionalno izloženih lica pri dijagnostičkim procedurama
NR	
<i>Jezik publikacije:</i>	srpski (latinica)
JP	
<i>Jezik izvoda:</i>	srpski/engleski
JI	
<i>Zemlja publikovanja:</i>	Srbija
ZP	
<i>Uže geografsko područje:</i>	Vojvodina
UGP	
<i>Godina:</i>	2023
GO	
<i>Izdavač:</i>	Autorski reprint
IZ	
<i>Mesto i adresa:</i>	Prirodno-matematički fakultet, Trg Dositeja Obradovića 4, Novi Sad
MA	
<i>Fizički opis rada:</i>	Broj poglavlja: 7 Broj strana: 69 Broj tabela: 12 Broj slika: 24 Broj grafika: 3 Broj referenci: 23
FO	
<i>Naučna oblast:</i>	Fizika
NO	
<i>Naučna disciplina:</i>	Medicinska fizika
ND	
<i>Predmetna odrednica/ ključne reči:</i>	Dozimetrija, termoluminiscenti dozimetri, kriva isijanja, kalibracije, interkomparacija, zakonska regulativa
PO	
UDK	
<i>Čuva se:</i>	Biblioteka departmana za fiziku, PMF-a u Novom Sadu
ČU	
<i>Važna napomena:</i>	nema
VN	
<i>Izvod:</i>	
IZ	
<i>Datum prihvatanja teme od NN veća:</i>	29.09.2021.
DP	
<i>Datum odbrane:</i>	27.09.2023.
DO	

Članovi komisije:

KO

Predsednik:

prof. dr Olivera Klisurić

član:

prof. dr Jovana Nikolov

član:

prof. dr Nataša Todorović

UNIVERSITY OF NOVI SAD
FACULTY OF SCIENCE AND MATHEMATICS

KEY WORDS DOCUMENTATION

*Accession number:***ANO***Identification number:***INO***Document type:*

Monograph publication

DT*Type of record:*

Textual printed material

TR*Content code:*

Final paper

CC*Author:*

Verica Petković

AU*Mentor/comentor:*

Prof. dr Nataša Todorović

MN*Title:***TI***Language of text:*

Serbian (Latin)

LT*Language of abstract:*

English

LA*Country of publication:*

Serbia

CP*Locality of publication:*

Vojvodina

LP*Publication year:*

2023

PY*Publisher:*

Author's reprint

PU*Publication place:*

Faculty of Science and Mathematics, Trg Dositeja Obradovića 4, Novi Sad

PP*Physical description:*

Dosimetry, Thermoluminescent dosimeters, glow curve, calibration, intercomparison, legislation

PD*Scientific field:*

Physics

SF*Scientific discipline:*

Medical Physics

SD*Subject/ Key words:***SKW****UC***Holding data:*

Library of Department of Physics, Trg Dositeja Obradovića 4

HD*Note:*

none

N*Abstract:***AB***Accepted by the Scientific Board:***ASB** 29.09.2021.*Defended on:***DE** 27.09.2023.*Thesis defend board:***DB***President:* prof. dr Olivera Klisurić*Member:* prof. dr Jovana Nikolov*Member:* prof. dr Nataša Todorović

