



UNIVERZITET U NOVOM SADU
PRIRODNO-MATEMATIČKI
FAKULTET
DEPARTMAN ZA FIZIKU



Procena doze za očno sočivo u industrijskoj radiografiji pomoću dozimetara za celo telo

-master rad-

Kandidatkinja:
Marija Bralović

Mentori:
Prof. Dr Jovana Nikolov
Dr Predrag Božović

Novi Sad, 2023.

Predgovor

Pred vama je master rad koji označava završetak još jedne etape mog akademskog putovanja, posvećen istraživanju i analizi Procene doze za očno sočivo u industrijskoj radiografiji pomoću dozimetara za celo telo. Intenzivan proces oblikovanja znanja i nastajanja ovog rada ne bi bio moguć bez nemerljivog doprinosa mojih mentora, Prof. Dr Jovane Nikolov i Dr Predraga Božovića.

Zahvaljujem se profesorki Jovani Nikolov na nesebičnom deljenju svog bogatog znanja i iskustva tokom izrade ovog master rada. Njeno mentorstvo, stručnost i predanost pružili su mi ključno vođstvo i inspiraciju tokom izrade rada.

Takođe, izražavam iskrenu zahvalnost Dr Predragu Božoviću sa Instituta za nuklearne nauke „Vinča“, za nezamenjiv doprinos ovom istraživačkom procesu. Njegove sugestije, kritike, podrška i ideje bile su mi od izuzetnog značaja doprinoseći ukupnom kvalitetu ovog rada.

Veliko hvala i Dr Jeleni Stanković Petrović sa Instituta za nuklearne nauke „Vinča“ na pažljivom čitanju rada, smernicama, detaljnom pristupu, strpljenju i vremenu koje je izdvojila za mene tokom pisanja rada.

I na kraju, ali ipak pre svega, posebnu zahvalnost dugujem svojoj porodici na neprekidnoj podršci i razumevanju tokom mog celokupnog školovanja, kao i motivaciji da istrajem u postizanju svojih akademskih ciljeva.

U nadi da će ovaj rad doprineti širem razumevanju dozimetrije u industrijskoj radiografiji i da će služiti kao inspiracija budućim istraživačima, s ponosom ističem da je nastajanje ovog rada bilo vredno truda.

Marija Bralović, Decembar 2023.

Sadržaj

Uvod	4
1 Primena jonizujućih zračenja u industriji.....	5
1.1 Izvori zračenja u industrijskoj radiografiji	6
1.2 Procedure, regulative i preventivne mere u primeni jonizujućih zračenja u industriji.....	9
2 Lična dozimetrija.....	13
2.1 Veličine u dozimetriji.....	15
2.2 Termoluminiscentna dozimetrija	17
2.3 Dozimetrija oka i dozimetrija celog tela	20
3 Osnove Monte Karlo simulacije radijacionog transporta	27
3.1 Osnove Monte Karlo metoda	27
3.2 Komercijalni Monte Karlo programski paketi	33
3.3 Primena Monte Karlo metoda u dozimetriji i zaštiti od zračenja	35
3.2.1 EGSnrc	33
3.2.2 FLUKA code.....	34
3.2.3 GEANT4 code	34
3.2.4 MCNPX code.....	35
4 Metod i materijali	37
4.1 Prikupljanje i očitavanje TL dozimetara.....	37
4.2 Merenje jačine ambijentalnog doznog ekvivalenta.....	37
4.3 Monte Karlo simulacije.....	38
5 Rezultati i diskusija	42
6 Zaključak	48
Literatura	49
Biografija.....	53

Uvod

Zadatak ovog rada je procena ekvivalentne doze za očno sočivo u industrijskoj radiografiji na osnovu korišćenja dozimetara za celo telo koje nose radnici koji se bave ispitivanjem materijala bez razaranja.

U Srbiji se ne vrši sistematsko, redovno merenje ličnog ekvivalenta doze za očno sočivo $H_p(3)$, te se u ovom radu predstavljaju očekivane vrednosti doza u očnom sočivu, koje su dobijene korišćenjem Monte-Karlo simulacione metode, tj. virtuelnim eksperimentom.

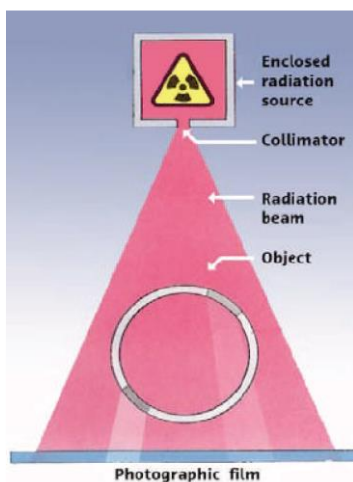
Institut od nacionalnog značaja, Institut za nuklearne nauke Vinča jedan je od dva dozimetrijska servisa u zemlji koji poseduje akreditaciju za merenje operativne dozimetrijske veličine $H_p(3)$, ali ona se u Srbiji ne meri redovno pre svega jer granica izlaganja [1] za tkivo ocnog sočiva nije u skladu sa evropskom direktivom 2013/59/Euratom [2], a dodatno bi takva merenja iziskivala finansijske troškove za licencirana pravna lica.

Ukratko, cilj rada je procena vrednosti $H_p(3)$ u industrijskoj radiografiji na osnovu merenja ličnog ekvivalenta doze za celo telo $H_p(10)$ termoluminescentnim dozimetrima koje izloženi radnici u industrijskoj radiografiji redovno nose, i proračunatog koeficijenta dobijenog Monte-Karlo simulacijom.

1. Primena jonizujućih zračenja u industriji

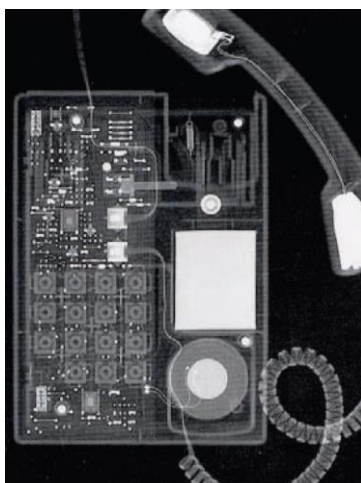
Jonizujuće zračenje može prodirati u različite objekte i formirati slike na fotografskom filmu. Ova tehnika naziva se radiografija, a obrađeni filmovi radiografski snimci. Procedura radiografije (Slika 1) zasniva se na upotrebi zatvorenog radioaktivnog izvora zračenja koje prolazi kroz kolimator. Snop zračenja koji obuhvata predmet koji se ozračuje, dolazi do fotografskog filma i stvara sliku.

Industrijska radiografija podrazumeva prodiranje X ili gama zraka u cilju detekcije skrivenih pukotina na metalnim predmetima, kao što su zavarene cevi. Termini X, kao i gama radiografija podrazumevaju obaveznu upotrebu zračenja [3].



Slika 1. Radiografski proces [3]

Predmeti izrađeni od materijala veće gustine apsorbjuju veće količine zračenja. Metalne komponente koje se nalaze unutar telefonskog aparata vidljivije su na radiografskom filmu (zbog bolje apsorpcije zračenja) od plastike koja ih okružuje (Slika 2) [3].



Slika 2. Radiografski film – slika telefona kao primer [3]

Industrijska radiografija za nedestruktivno ispitivanje (bez razaranja) koristi se za pregled, između ostalog, betona i širokog spektra zavarenih spojeva, kao što su oni u gasovodima i

vodovodima, rezervoarima za skladištenje i konstrukcijskim elementima. Može da identifikuje pukotine ili nedostatke koji inače nisu vidljivi. Ove karakteristike su učinile ispitivanje bez razaranja ključnim alatom za kontrolu kvaliteta, sigurnost i pouzdanost. Kao što je ranije rečeno, u industrijskoj radiografiji se koriste X (rendgenski) i gama zraci. Ove dve vrste zračenja mogu da prodru kroz mnoge supstance, omogućavajući inspektorima da sprovode interna ispitivanja kvaliteta, a da ne moraju raditi direktna ispitivanja na materijalima [3].

Industrijska radiografija ima dve osnovne upotrebe:

Proizvođači materijala koriste industrijsku radiografiju u cilju nalaženja nedostataka u njima. Inspektori koriste industrijsku radiografiju kako bi osigurali da su određeni materijali, kao i celokupna industrijska imovina bezbedni za upotrebu i da su u skladu sa obaveznim zahtevima inspekcije.

Uobičajene industrije koje koriste radiografiju u proizvodnji uključuju proizvođače automobila i aviona, koji koriste radiografsko testiranje za ispitivanje delova vozila i delova aviona [3].

Nedestruktivno ispitivanje (NDT) u industrijskoj radiografiji sastoji se iz sledećih koraka:

- 1) Inspektor usmerava zračenje (X ili gama zrake) na objekat koji se ispituje.
- 2) Vršiti se poravnanje detektora. Na drugoj strani objekta inspektor postavlja detektor u liniji sa snopom zračenja.
- 3) Detektor snima zračenje koje prolazi kroz objekat.
- 4) Analiza dobijenih snimaka.

Ključni rezultati i benefiti industrijske radiografije dolaze do izražaja analizom rezultata. Ono što industrijski radnici traže prilikom analize snimaka sa detektora predstavljaju mesta gde je manje ili više zračenja prošlo kroz dati objekat.

Budući da manje prolaska zračenja znači da je materijal gust na tim mestima, to ukazuje da je materijal verovatno u dobrom radnom stanju. S druge strane, više zračenja koje prolazi kroz njih može ukazivati na to da postoji pukotina ili nedostatak u toj oblasti, zbog čega je materijal tanji i na taj način propušta više zračenja.

Danas većina kamera koje se koriste za radiografiju snimaju digitalne slike, ali su se ranije snimale filmom (Slika 2) [3].

1.1. Izvori zračenja u industrijskoj radiografiji

Radioaktivni izvori koji se koriste u industriji su zatvoreni, mali po svojoj veličini i emituju kontinualno prodorno zračenje. Specijalni kontejneri u koje se smeštaju izvori izrađeni su od metalnog oklopa (visoke gustine metala) koji su neophodni za skladištenje izvora, pomeranje i svaki vid manipulacije (Slika 3). Zahvaljujući malim dimenzijama, zatvoreni izvori se mogu koristiti i u prostorima manjih dimenzija [3].

Iridijum-192 je najčešće korišćeni radioaktivni izvor u gama radiografiji. Drugi radio-izotopi mogu se koristiti u zavisnosti od gustine materijala koji se izlaže radiografiji [3].



Slika 3. Prenosivi i mobilni kontejneri sa radioaktivnim izvorima [3]

Radiografski izvori se najčešće ugrađuju u takozvane “*pigtails*“, Slika 4. koje su veličine olovke, dok je sam izvor (kružnog oblika) znatno manjih dimenzija.



Slika 4. Ugrađeni radiografski izvori [3]

Primena X zračenja u industrijskoj radiografiji vrši se pomoću rendgenske cevi. One obično rade na više od 100 000 V. Bez električne energije neće doći do emitovanja zračenja, te radnik može bezbedno rukovati elementima aparata (Slika 5) [3].



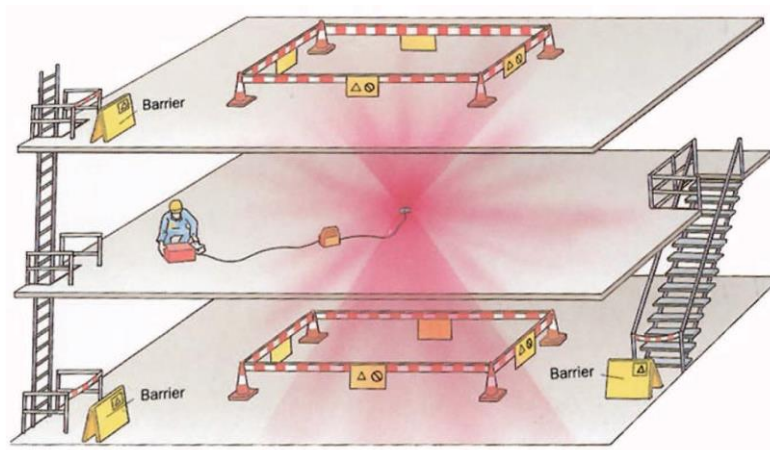
Slika 5. Industrijski radnik pozicionira objekat u rendgensku cev [3]

Radiografsko kućište (Slika 6) predstavlja posebnu sobu konstruisanu da zaštiti radnike koji se nalaze van prostorije. Znaci upozorenja, kao i uređaji ugrađeni u vrata kućišta sprečavaju slučajna izlaganja. Radiografija se vrši na licu mesta ukoliko se predmeti ne mogu lako pomeriti, kao ni samo radiografsko kućište. Propisi i regulative se primenjuju u cilju obezbeđivanja sigurnosti ljudi, kako se oni ne bi nalazili u područjima gde postoji radijaciona opasnost [3].



Slika 6. Radnik upravlja radiografom smeštenim u radiografsko kućište [3]

U cilju zaštite radnika koji vrši industrijsku radiografiju, ispod i iznad radnog nivoa postavljaju se zaštitne barijere (Slika 7).



Slika 7. Grafički prikaz pozicioniranih zaštitnih barijera [3]

1.2. Procedure, regulative i preventivne mere u primeni jonizujućih zračenja u industriji

U ovom poglavlju korišćena je literatura iz reference [3].

U skladu sa pravilnicima Direktorata za radijacionu sigurnost i bezbednost Republike Srbije radioaktivne izvore, kada se ne koriste, potrebno je čuvati na bezbednom, vatro-otpornom i adekvatno zaštićenom mestu, ali i odvojeno od drugih materijala. Mesto skladištenja rendgenske cevi, kada se ne koristi, ne zahteva posebnu zaštitu.

Uklanjanje i vraćanje izvora na lokaciju za skladištenje moraju biti zabeleženi. Evidenciju na mestu postavljenog izvora potrebno je čuvati i ažurirati svakog radnog dana.

Na nivou profesionalnih kompetencija, od izuzetnog značaja je saradnja radiografa sa ostalim kolegama. Na ovaj način se obezbeđuje sigurnost u radu, uz posedovanje svih neophodnih radnih dozvola.

Obaveštenja prikazana na barijerama (preprekama) služe da jasno pokažu ograničenja i zabranu pristupa, ali i ukažu na značenje znakova upozorenja (Slika 8).



Slika 8. Znak upozorenja i znak zabrane. Kontrolisano područje: Radijacija; Zabranjen ulaz neovlašćenim licima [3]

Rutinske provere predstavljaju važan segment koji prethodi industrijskoj radiografiji. Provere vrši industrijski radnik (koji vrši industrijsku radiografiju) koristeći merač (Slika 9) i uverava se da:

- se izvor nalazi skladišten u svom kontejneru (Slika 10);
- su barijere pravilno pozicionirane ili da je izloženost zračenju oko barijere jako niska;
- se gama izvor povukao u kontejner na kraju procesa gama radiografije;
- je prostor čist i uredan nakon gama radiografije;
- se X (rendgenski) zraci ne generišu na kraju izlaganja X (rendgenskoj) radiografiji.

Radnik bi takođe trebalo da proveriti i da:

- je sva oprema u dobrom stanju pre puštanja iste u rad;
- signali upozorenja i ostale komande ispravno rade;
- je oprema za hitne slučajeve lako dostupna i da je u dobrom stanju.

Merači se koriste za praćenje nivoa radijacije u i blizu laboratorija u kojima su prisutni radioaktivni materijali ili drugi izvori zračenja. Generalno, oni rade na baterije i prenosivi su. Detektor zračenja je obično jonizaciona komora ili GM cev.



Slika 8. Dozimetar za merenje ambijentalnog ekvivalenta doze [3]



Slika 9. Radioaktivni izvor u kućištu [3]

Preventivne mere zaštite od zračenja predstavljaju važan faktor u oblasti bezbednosti osoblja koje radi sa radioaktivnim izvorima tokom industrijske radiografije.

Radnik koji upravlja industrijskom radiografijom se mora uveriti da je prisustvo ljudi potpuno isključeno u mestima gde postoji visoka opasnost od zračenja, a onda zvučnim signalom upozoriti na početak izlaganja zračenju. Drugačiji tip signala, najčešće svetlosni, trebalo bi da ukaže na položaj izvora izloženog zračenja ili, za X radiografiju, na to se generišu X zraci.

Pored spomenutih provera, industrijski radnik se takođe uverava da je izvor zračenja osiguran ili da je završeno generisanje X zraka pre nego što se priđe samom području koje je bilo ozračeno. Radijacija ne zahteva vreme potrebno za rasipanje, već je prostor bezbedan za boravak odmah nakon spuštanja barijera.

Važno je spomenuti da objekti koji se podvrgavaju radiografskom procesu, ne zadržavaju bilo kakvo zračenje i ne postaju radioaktivni nakon izlaganja zračenju. Odmah po završetku radiografije bezbedni su za korišćenje.

Potrebno je proveriti da se gama izvor povukao u bezbednu poziciju ili da je prestalo generisanje X (rendgenskih) zraka (Slika 10).



Slika 10. Radnik proverava da li je radioaktivni izvor bezbedan [3]

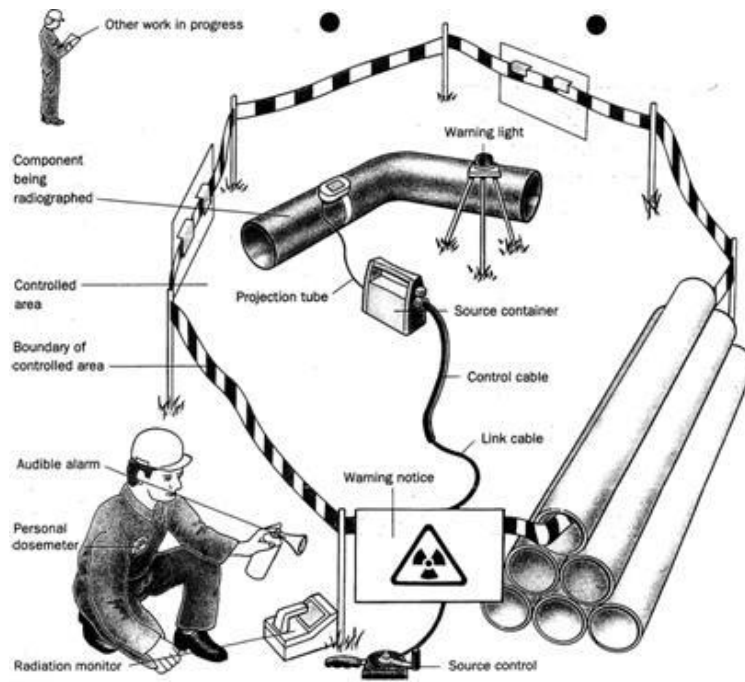
Obaveze industrijskog radnika koji vrši proces radiografije su da:

- prati procedure rada;
- koristi odgovarajuću i zahtevanu opremu, uključujući kolimatore;
- se uveri da u okolini primene radiografske tehnike nema drugih ljudi;
- jasno koristi znake i signale vezane za radni proces;
- podesi i obezbedi kontrolisani radni prostor i sve neophodne barijere;
- potvrdi tačnu lokaciju izvora ili ne-generisanje X zraka korišćenjem specijalnog merača;
- obezbedi i skladišti izvor ili rendgensku cev kada se ne koriste;
- nosi lični dozimetar.

Obaveze ostalih radnika u industriji gde se predmeti izlažu zračenju su da:

- poštuju mere ograničenja i zabrane prilaska, ma koliko to bilo daleko od izvora zračenja;
- se upoznaju sa svim znakovima upozorenja, kao i signalima koje radnici koriste;
- prijave svaki vid nepoštovanja sigurnosnih protokola Licu zaduženom za zaštitu od zračenja;
- savesno postupaju i ne koriste, niti uklanjaju radiografsku opremu.

Uređenje mesta za izvođenje radiografije prikazano je na Slici 11.



Slika 11. Uređeni prostor u kome se izvodi industrijska radiografija [4]

2. Lična dozimetrija

Lična dozimetrija predstavlja važan segment zaštite od jonizujućih zračenja profesionalno izloženih lica, koji za cilj ima praćenje procene efektivne i/ili ekvivalentne doze na osnovu izmerenih ličnih ekvivalenta doze, i poređenje istih sa granicama izlaganja. Dodatno lična dozimetrija treba da omogući pravovremeni odgovor i intervenciju ukoliko procenjene doze premašuju postavljene granice.

Ova oblast je od suštinskog značaja za profesionalno izložena lica, kao što su radnici u nuklearnim elektranama, zdravstveni radnici, naučno-istraživački radnici, industrijski radnici i svi drugi koji koriste izvore jonizujućih zračenja tokom svog rada.

Pojedinci koji redovno rade u kontrolisanim područjima ili oni koji rade puno radno vreme u nadgledanim područjima treba da nose lične dozimetre kako bi se njihove doze redovno kontrolisale. Individualni monitoring se takođe koristi za proveru efikasnosti prakse kontrole zračenja na radnom mestu i optimizaciju iste. Koristan je za otkrivanje promena u polju zračenja na radnom mestu i za pružanje informacija u situacijama slučajnog izlaganja.

Ličnu dozimetriju karakterišu:

- Svrha: Glavna svrha lične dozimetrije je merenje i praćenje doza zračenja koje ljudi prime tokom profesionalnih, medicinskih ili svakodnevnih aktivnosti;
- Dozimetrijski uređaji: Za praćenje doza zračenja koriste se različiti dozimetrijski uređaji kao što su aktivni i pasivni (termoluminiscentni, film, radiofotoluminescentni, optički-stimulisani i sl.) dozimetri;
- Dozimetrijske veličine: Lična dozimetrija procenjuje efektivnu dozu i ekvivalentne doze u tkivima tj. organima;
- Praćenje izloženosti: Osobe koje su profesionalno izložene zračenju nose lične dozimetre tokom radnog vremena;
- Bezbednost na radu: Lična dozimetrija ima ključnu ulogu u osiguravanju bezbednosti na radu u okruženjima gde postoji potencijalna opasnost od zračenja. Omogućava blagovremeno otkrivanje i reagovanje na prekoračenje dozvoljenih nivoa zračenja.
- Pravilna upotreba dozimetrije: Osobe koje nose lične dozimetre trebaju ih pravilno nositi i čuvati, kako bi se obezbedila tačna merenja. Takođe, dozimetri se redovno očitavaju i analiziraju kako bi se pravilno procenila izloženost zračenju.
- Zakonski okviri: Većina zemalja ima zakonske propise koji regulišu korišćenje lične dozimetrije i poštovanje postavljenih limita za izloženost zračenju.
- Obuka i edukacija: Osobe koje rade u oblastima gde postoji rizik od izloženosti zračenju prolaze kroz odgovarajuću obuku o pravilnom rukovanju ličnim dozimetrima i postupcima u slučaju prekoračenja doza.

Lične monitore zračenja (dozimetre) opisuju [5,6,7]:

- Osetljivost → Donja granica merljivih doza. Film i termoluminiscentni dozimetri (TLD) mogu meriti ekvivalentne doze od par desetina μSv i preko 10 Sv [8]); optički stimulisani luminescentni (OSL) dozimetri i radiofotoluminiscentni (RPL) dozimetri su osetljiviji, sa donjom granicom detekcije od 10 μSv ;

- Opseg ekvivalentne doze → Lični dozimetri moraju imati što je moguće širi opseg doze kako bi mogli da pokriju i zaštitu od zračenja i vanredne situacije (obično od 10 μ Sv do oko 10 Sv). Opseg doze koji obično pokriva film i TLD je od oko 100 μ Sv do min 10 Sv, a dozimetrima OSL i RPL je od 10 μ Sv do min 10 Sv. Džepni dozimetri sa samoočitavanjem mogu meriti do oko 50 mSv; gornja granica doze dostupnih džepnih dozimetara je oko 200 mSv. Elektronski lični dozimetri (EPD) mere u opsegu od 0,1 mSv do 10 Sv;
- Energetska zavisnost → Dijagnostički dozimetar treba da se kalibriše na odgovarajućim kvalitetima zračenja (energijama), koje za dijagnostičke rendgenske zrake u potpunosti karakteriše njihov spektar. Zbog izuzetno velike stručnosti potrebne za rad na rendgenskoj spektrometriji, koriste se parametri kao što su napon cevi, prvi i drugi HVL – Half Value Layer (HVL1 i HVL2), ukupna filtracija i njihove kombinacije. HVL je debljina materijala kroz koji prolazi zračenje i smanjuje njegovu jačinu na polovinu početne vrednosti i predstavlja korisnu meru u radiologiji i radioterapiji za procenu apsorpcije zračenja. Komercijalno dostupni RPL dozimetri imaju ravan energetska odziv od 12 keV do 8 MeV, dok komercijalno dostupni OSL dozimetri imaju ravan energetska odziv od 5 keV do 40 MeV. Za džepne dozimetre sa direktnim očitavanjem, energetska zavisnost je unutar $\pm 20\%$ u opsegu od 40 keV do 2 MeV. Za džepne dozimetre sa trenutnim očitavanjem (aktivni dozimetri) koji sadrže detektore sa kompenzacijom energije, energetska zavisnost je unutar $\pm 20\%$ u energetskom opsegu od 30 keV do 1,3 MeV. Prethodno navedene vrednosti energetskog odziva mogu da variraju u energetskom opsegu i stepenu ravnosti, u zavisnosti od pojedinačnog materijala dozimetra i detalja konstrukcije;
- Neizvesnost → Međunarodna komisija za radiološku zaštitu (International Commission on Radiological Protection ICRP) navodi da je u praksi obično moguće postići nesigurnost od oko 10% na nivou pouzdanosti od 95% za zračenja u laboratorijskim uslovima. Međutim, na radnom mestu, gde energetska spektar i orijentacija polja zračenja nisu najbolje poznati, nesigurnosti u merenju napravljenim individualnim dozimetrom biće znatno veće. Nesigurnost u merenjima sa elektronskim ličnim dozimetrima je oko 10% za niske brzine doze (2 mSv/h) i raste na 20% za veće brzine doze (< 100 mSv/h) u laboratorijskim uslovima;
- Zavisnost od smera → Prema Međunarodnoj komisiji za jedinice i merenja zračenja za telo (International Commission on Radiation Units and Measurements ICRU), personalni ili lični dozimetar mora biti izosmeran (tj. njegov ugaoni odgovor u odnosu na normalni upad mora da varira kao veličina ekvivalentne usmerene doze): zavisnost od smera mora biti procenjena i izvedene odgovarajuće korekcije;
- Segregacija između različitih vrsta zračenja → Filmski dozimetri mogu da identifikuju i procene doze rendgenskih zraka, gama zraka, beta čestica i termalnih neutrona. TLD, OSL i RPL dozimetri generalno identifikuju i procenjuju doze rendgenskih zraka, gama i beta zračenja.

Različiti tipovi dozimetara prikazani su na Slici 12.



Slika 12. Kalorimetar, hemijski dozimetar, termoluminiscentni dozimetar, optički stimulisani luminescentni dozimetar i filmski dozimetar

Sva profesionalno izložena lica su dužna da nose lični dozimetar, i firma u kojoj su zaposleni finansijski obezbeđuje njihovo korišćenje, kao i očitavanje unutar nadležnih ustanova.

Izloženi radnici se svrstavaju u kategoriju A ili kategoriju B radi praćenja izlaganja zračenju.

Nosilac odobrenja je dužan da izvrši kategorizaciju izloženih radnika.

Dugogodišnje analize podataka iz lične dozimetrije pokazuju da, od svih profesionalno izloženih lica, interventni kardiolozi (ugradnja pejsmejкера i postavljanje stentova) i radnici koji se bave industrijskom radiografijom, dobijaju najviše doze zračenja i o tome ćemo se detaljnije baviti u nastavku rada.

2.1. Veličine u dozimetriji

Dozimetrijske veličine su od posebne važnosti pri opisivanju dozimetrijskih karakteristika. Najpoznatije dozimetrijske veličine su:

- Efektivna doza (E): Efektivna doza je dozimetrijska veličina koja se koristi za procenu ukupnog rizika od jonizujućeg zračenja na ljudsko zdravlje. Meri se u sivertima (Sv). Ova veličina uzima u obzir vrstu zračenja, dozu u tkivima i organima, i njihovu osetljivost na zračenje. Osim što efekat zračenja zavisi od vrste zračenja, on takođe zavisi i od vrste tkiva koje se ozračuje. To, u stvari, znači da sa istom ekvivalentnom dozom ne postizemo isti efekat zračenja na različita tkiva. Da bi se uračunale i ove razlike, uveden je pojam efektivne doze. Efektivna doza E se definiše kao zbir tkivu ekvivalentnih doza, pomnoženih sa odgovarajućim težinskim faktorom w_T . Verovatnoća za nastanak stohastičkog efekta, pored vrste zračenja, zavisi i od organa ili tkiva koje biva ozračeno. Kako bi se ova zavisnost uzela u obzir, definisan je tkivni težinski koeficijent w_T . Težinski faktor opisuje relativni doprinos pojedinačnog tkiva ili organa ukupnom štetnom efektu nastalom prilikom izlaganja jonizujućem zračenju. Vrednosti tkivnog težinskog faktora zavise od pola i starosti osobe, ali se za potrebe

zaštite od zračenja preporučuju konstantne vrednosti koje su primenjive za prosečnu populaciju.

- Ekvivalentna doza (H): Ekvivalentna doza meri dozu zračenja na tkivima ili organima, uzimajući u obzir biološku osetljivost na različite vrste zračenja. Izražava se u sievertima (Sv) i pomaže u oceni rizika od oštećenja tkiva.
- Biološka oštećenja koja jonizujuće zračenje može naneti tkivu ili organu zavise od raspodele doze koja je određena energijom i vrstom zračenja. Ova zavisnost je posledica linearnog prenosa energije (Linear Energy Transfer - LET) čestica. LET opisuje gubitak energije zračenja po jedinici dužine puta koje čestice prelaze kroz materijal. Sa stanovišta LET-a, zračenje se deli na zračenje opisano visokim LET-om (kao što su alfa čestice ili neutroni), koje je znatno destruktivnije za biološko tkivo pri istoj apsorbovanoj dozi, i zračenje opisano niskim LET-om (kao što su X i gama zračenje i elektroni), koje pri istoj apsorbovanoj dozi proizvodi znatno manju verovatnoću za nepovratnim oštećenjem hromozoma ili tkiva.
- Doza u tkivima i organima (D): Doza u tkivima i organima meri apsorbovanu energiju zračenja u određenom tkivu ili organu. Meri se u grejima po kilogramu (Gy/kg).
- Doza na površini (D_{AP}): Doza na površini je dozimetrijska veličina koja se često koristi u dijagnostici i proceni izloženosti pacijenata medicinskim zračenjem, kao što su rendgenski snimci. Meri se u grejima po kvadratnom centimetru (Gy/cm²).
- Doza na površini tela (S_{ED}): Doza na površini tela je dozimetrijska veličina koja se koristi za procenu doze na površini tela izloženom zračenju. Meri se u grejima (Gy).
- Aktivitet (A): Aktivitet se odnosi na broj radioaktivnih raspada u jedinici vremena u izvoru zračenja. Meri se u bekerelima (Bq).
- Dozimetrijski faktor konverzije (Q_F): Dozimetrijski faktor konverzije se koristi za pretvaranje doze zračenja u ekvivalentnu dozu, uzimajući u obzir različite tipove zračenja i njihove biološke efekte.
- Brzina doze (Ḑ): Brzina doze meri koliko doze zračenja osoba prima u jedinici vremena. Obično se meri u grejima po sekundi (Gy/s) ili sievertima po sekundi (Sv/s). Ako osoba provede dva sata u prostoru gde je doza 10 μSv/h, primiće dozu od 20 mSv.

Ove dozimetrijske veličine su od suštinskog značaja za procenu i upravljanje izloženošću jonizujućem zračenju u različitim kontekstima, uključujući medicinu, industriju, i istraživanje, kako bi se osigurala bezbednost i minimizirali potencijalni rizici za zdravlje ljudi.

U Tabeli 1 predstavljene su neke od osnovnih dozimetrijskih veličina.

Tabela 1. Osnovne dozimetrijske veličine

<i>Veličina</i>	<i>Definicija</i>	<i>SI jedinica</i>	<i>Stara jedinica</i>
Kerma (K)	$K = \frac{dE_{tr}}{dm}$	1 Gy	-
Ekvivalentna doza (H)	$H = D \cdot Q$	1 Sv	Rem (1 Rem = 0,01 Sv)
Efektivna doza (E)	$E = H \cdot w_T$	1 Sv	-
Aktivnost (A)	$A = \lambda \cdot N$	1 Bq	Ci = $3,7 \cdot 10^{10}$ Bq

$$D = \frac{A \cdot \Gamma \cdot t}{d^2} \quad (1)$$

U formuli (1) predstavljena je apsorbirana doza D u R koja je srazmerna proizvodu aktivnosti A u Ci, konstante gama zračenja Γ koja iznosi $\Gamma = 0.48 \frac{R m^2}{h Ci}$ i vremenu izlaganja t u h, a obrnuto srazmerna kvadratu rastojanja d^2 u m^2 .

Operativne veličine za individualno praćenje spoljašnje ekspozicije su lični ekvivalent doze $H_p(10)$ za jako prodorno zračenje, dok se $H_p(0,07)$ i $H_p(3)$ koriste za slabo prodorno zračenje (za kožu i očna sočiva). [5,6,7]

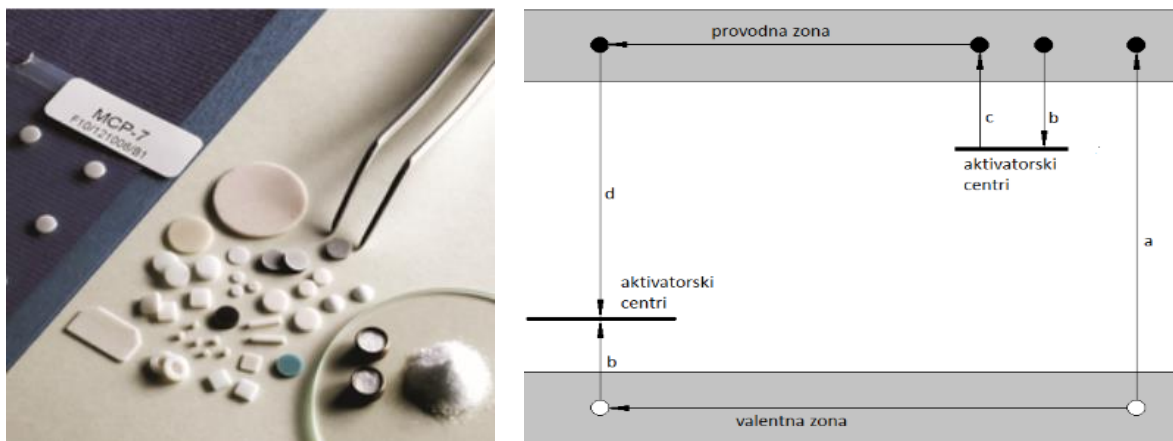
2.2. Termoluminiscentna dozimetrija

Termoluminiscencija (TL) je fenomen luminescencije izolatora ili poluprovodnika koji se može detektovati kada je materijal termički stimulisan. Termoluminiscenciju ne treba mešati sa fluorescencijom¹, fosforescencijom² ili sa toplotnim zračenjem³ koje se spontano emituje iz materije kada je ona zagrejana do usijanja. [8,9]

TL je, međutim, termički stimulisana emisija svetlosti nakon prethodne apsorpcije doze zračenja. Iz ovoga se može zaključiti da postoje tri bitna preduslova za proizvodnju TL.

Prvo, materijal mora biti izolator ili poluprovodnik - metali ne pokazuju luminescentna svojstva. Dalje, materijal mora u nekom trenutku apsorbirati energiju tokom izlaganja jonizujućem zračenju. I na kraju, pokreće se emisija luminescencije zagrevanjem materijala.

Termoluminiscentni materijal (Slika 13a) je, stoga, materijal koji tokom izlaganja jonizujućem zračenju apsorbira deo energije zračenja, koji se skladišti u metastabilnim aktivatorskim centrima zahvata, u zabranjenoj zoni poluprovodnika, dobijenih dopiranjem TL materijala (Slika 13b). Akumulirana energija se oslobađa u obliku vidljive svetlosti kada se materijal zagreje do maksimalne temperature ($\leq 400 \text{ }^\circ\text{C}$) koja obezbeđuje potpuno oslobađanje svih zarobljenih nosioca (Cameron i dr, 1968). [10]



Slika 13. a) raznovrsni termoluminiscentni materijali [11]; b) dvozonski energetski model poluprovodnika objašnjava termoluminescenciju: a – generisanje para nosioaca naelektrisanja,

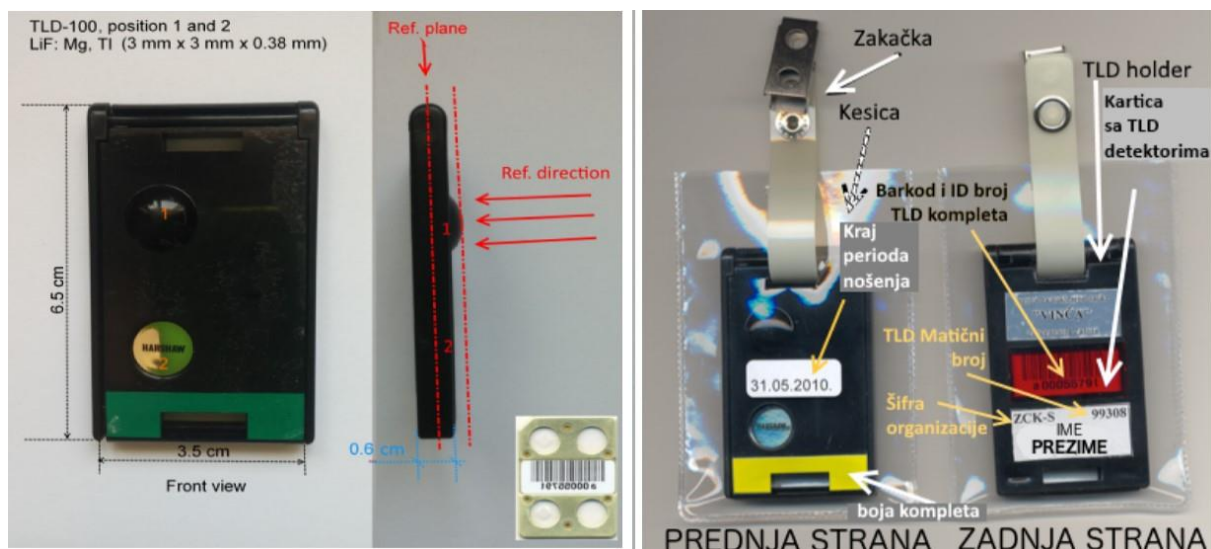
¹ Pojavom emitovanja svetlosti dok traje izloženost elektromagnetnom zračenju viših energija.

² Pojavom emitovanja svetlosti iz materije nakon uklanjanja izvora svetlosti.

³ Na višim temperaturama (npr. preko $200 \text{ }^\circ\text{C}$) čvrsta supstanca emituje infracrveno zračenje čiji se intenzitet povećava sa povećanjem temperature. Ovo je zračenje crnog tela.

b – zahvat nosioca naelektrisanja u aktivatorskim centrima, c – termička stimulacija i oslobađanje naelektrisanja, d – rekombinacija i emisija fotona u vidljivom delu spektra [12] Treba imati na umu da se TL ne odnosi na termičku pobudu već na proces koji se dešava pri stimulaciji relaksacije, tj. luminiscencija se javlja u uzorku koji je bio pobuđen na drugi način. To znači da termoluminiscentni materijal ne može ponovo da emituje svetlost jednostavnim hlađenjem uzorka i ponovnim zagrevanjem. Potrebno ga je ponovo izložiti jonizujućem zračenju pre nego što ponovo emituje svetlost. Određen kapacitet skladištenja apsorbovane doze, TL materijal čini pogodnim za dozimetrijske primene. [8,9,10]

Termoluminiscentni dozimetri (TLD) i optički stimulisani luminescentni (OSL) dozimetri su najrasprostranjeniji dozimetrijski sistemi u ličnoj dozimetriji [13]. TLD (Slika 14) se koriste za merenje izloženosti gama, rendgenskom, beta i neutronsom zračenju. Mogu se nositi kao prstenje ili se postavljaju na telo u vidu znački. Oni sadrže male čipove npr. litijum fluorida (LiF) dopirane određenim nečistoćama (npr. Mg, Ti, Cu, P), koji apsorbuju energiju jonizujućeg zračenja i ekscituju nosioce naelektrisanja (elektrone i šupljine) iz njihovog osnovnog stanja. Nosioci tada postaju zarobljeni u metastabilnom stanju, ali se zagrevanjem mogu vratiti u prvobitno osnovno stanje. Kada se zagreju, elektroni i šupljine se vraćaju u osnovno stanje, interaguju i pri tome se emituje svetlost (Slika 13b).



Slika 14. Termoluminiscentni dozimetari za telo (TLD) [14]

Instrument za očitavanje TLD-a koji se koristi za postepeno zagrevanje TLD čipova i merenje emitovane svetlosti se naziva TLD čitač. Količina emitovane svetlosti je srazmerna dozi zračenja koju apsorbuje TLD tj. dozi izloženog lica. Emitovana svetlosti se meri pomoću fotomultiplikatorske cevi (*Photomultiplier Tube*, PMT), komponente koja se koristi u TLD čitačima. PMT je vakuumski elektronski uređaj koji se koristi za pretvaranje svetlosnog signala u električni signal (količinu naelektrisanja ili intenzitet el. struje). Dobijeni izlaz TLD čitača je zavisnost intenziteta svetlosti (odnosno količine naelektrisanja) prema temperaturi i naziva se kriva isijanja (*Glow Curve*, GC) (Cameron i dr, 1968). Krive isijanja su jedinstvene za tip TLD materijala i nečistoće, dopante. TLD sistemi su najrasprostranjeniji lični dozimetrijski sistemi. TLD čitač koji se koristi u Institutu za nuklearne nauke Vinča, prikazan je na Slici 15. koji su zamenili film dozimetre. [8,9,10]



Slika 15. TLD čitač: Automatic TLD Reader Harshaw 6600 Plus

I TLD i OSL dozimetri su za višekratnu upotrebu i izloženi radnicu su u obavezi da ih nose. Ciklično se čitaju (ispitivanje doze), brišu i šalju radnicima. Za razliku od TLD koji gubi informaciju o dozi kada se pročita, čitanjem OSL dozimetra se ne gubi informacija, već se u OSL materijalima doza akumulira.

Dozimetri se proveravaju periodično, od nekoliko nedelja do mesec dana, i stoga ne daju trenutne informacije o izloženosti radijaciji. Umesto toga, koriste se za beleženje doze zračenja koju je akumulirao korisnik tokom nekog vremena. Ako se TLD ne očita u razumnom vremenskom periodu nakon izlaganja zračenju (~ 1 ili 3 meseca), značajan broj elektrona se može vratiti u osnovno stanje. Ovaj efekat se naziva spontano slabljenje signala (*fading*) i uzrokuje gubitak određenog dela informacija o dozi zračenja (Cameron i dr, 1968).

Iako postoji mnogo TLD materijala, najčešće korišćeni za dozimetriju su litijum fluorid (LiF), kalcijum fluorid (CaF₂) i kalcijum sulfat (CaSO₄). Prednost litijum fluorida LiF ogleda se u tome što ima gustinu sličnu ljudskom tkivu pa je pogodan za ličnu dozimetriju. U Tabeli 2 su prikazani materijali sa različitom osetljivošću na neutrone. LiF TLD-ovi osetljivi na neutrone izrađuju se od izotopa ⁶Li sa oznakom TLD-600. Nakon interakcije sa indirektno jonizujućim neutronske zračenjem, oslobađaju se produkti energijskih reakcija koje beleži TLD. TLD-ovi neosetljivi na neutrone mogu se napraviti od LiF-a obogaćenog sa ⁷Li i imaju oznaku TLD-700. Prilikom korišćenja ovih dozimetara zajedno, mogu se dobiti informacije o dozama gama zraka i neutrona. [10]

Tabela 2. TLD materijali za neutronska polja

TLD-100	LiF: Mg, Ti	osetljivi
TLD-200	CaF: Dy	neosetljiv
TLD-400	CaF: Mn	neosetljivi
TLD-600	⁶ LiF:Mg, Ti	osetljivi
TLD-700	⁷ LiF:Mg, Ti	neosetljivi
TLD-800	Li ₂ B ₄ O ₇	osetljivi
TLD-900	CaSO ₄ : Dy	neosetljivi

Poslednjih decenija, primećeno je veće interesovanje za OSL merne sisteme (Bøtter-Jensen i dr, 2003; Iukihara i McKeever, 2011). OSL dozimetri se uglavnom prave od BeO i Al₂O₃ i mehanizam čuvanja informacije o dozi je sličan kao i TLD. Elektroni se pobuđuju u zamke nečistoća gde ostaju smešteni sve dok se OSL dozimetar ne očita. Međutim, umesto termičke ekscitacije, zarobljeni elektroni u OSL dozimetrima se stimulišu laserskom svetlošću koja se može usmeriti na određene lokacije na uzorku. Ukupna svetlost oslobođena pomoću OSL dozimetra linearno je povezana sa ukupnom akumuliranom dozom. OSL dozimetri su osetljiviji od TLD i sposobni su da detektuju doze oko 10 µSv.

TLD sistemom se može proceniti ekvivalentna doza u:

- koži (površinska doza) – na dubini od 0.07 mm (7 mg/cm²);
- očnom sočivu – na dubini od 3 mm (300 mg/cm²);
- dubini od 10 mm (1000 mg/cm²).

2.3. Dozimetrija oka i dozimetrija celog tela

U ovom delu drugog poglavlja poseban značaj daje se dozimetriji oka, kao i dozimetriji celog tela koje su u samom fokusu ovog rada. Pre dozimetrije oka, u pojam uvodimo dozimetriju celog tela kako bismo shvatili osnovne koncepte i prešli na dozimetriju oka kao poseban slučaj dozimetrije tela.

Džepni dozimetar (Slika 16) je prenosiva jedinica za direktno očitavanje zračenja. Nosi se na trupu tela i uglavnom se koristi za merenje rendgenskog i gama zračenja. Trebalo bi da se koristi zajedno sa TLD, a ne umesto upotrebe TLD-a. Džepni dozimetar se sastoji od kvarcnog vlakna, vage, sočiva za posmatranje kretanja vlakna preko skale i jonizacione komore. Kvarcno vlakno se puni elektrostatički sve dok ne dostigne nulu na skali. Kada se dozimetar izloži zračenju, neki od atoma vazduha u komori postaju jonizovani. Ovo uzrokuje curenje statičkog elektriciteta iz kvarcnog vlakna kao direktan odgovor na količinu prisutnog zračenja. Kako se naelektrisanje gubi, vlakno se pomera na neku novu poziciju na skali koja ukazuje na količinu izloženosti zračenju.

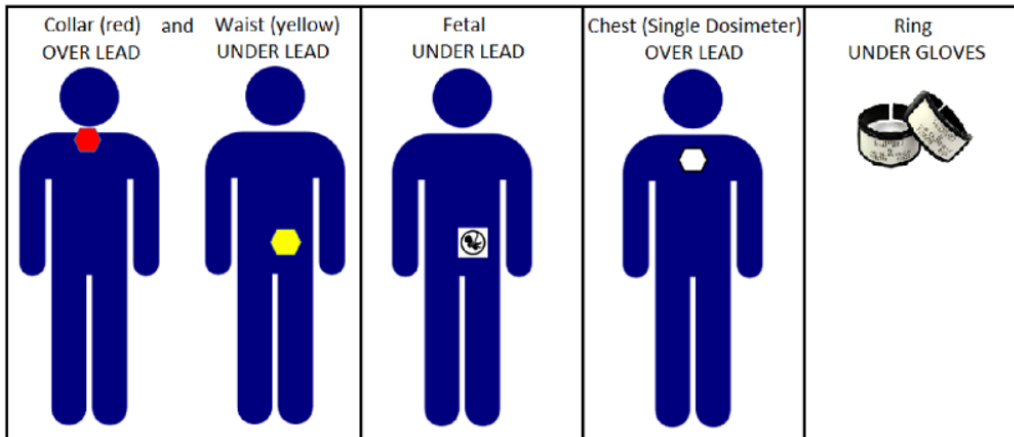
Glavna prednost džepnog dozimetra je u tome što korisnik može odmah da ga očita, čak i dok radi u okruženju kontaminiranim zračenjem, umesto da čeka na obradu film dozimetara ili TLD-a. Međutim, pošto džepni dozimetri vremenom gube svoj električni naboj, oni mogu dati lažnu indikaciju izloženosti zračenju. Kada je to izvodljivo, upotreba dva dozimetra može sprečiti lažno tumačenje izloženosti osobe. Treba pretpostaviti da je niže očitavanje stvarna ekspozicija.



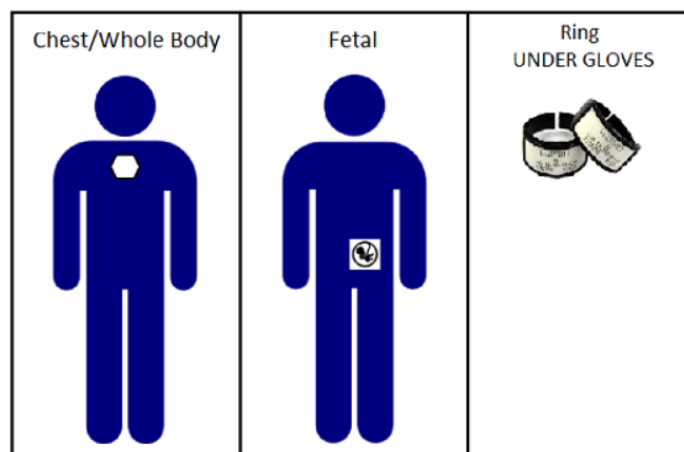
Slika 16. Električni džepni dozimetar [15]

Dozimetri koji se koriste za celo telo, mogu se postaviti na različite delove tela u zavisnosti koji su delovi tela najizloženiji zračenju. Na Slikama 17 i 18 dat je prikaz ljudskog tela i dozimetara postavljenih na različitim delovima tela. Kada se izdaju dva dozimetra (dupla dozimetrija), okovratnik (crvena) i pojas (žuta) moraju se pravilno nositi kao komplet da bi se obezbedilo ispravno određivanje efektivne doze kada se nosi olovna kecelja.

Na Slici 17 se takođe može videti izgled prsten dozimetra koji se koristi za određivanje ekvivalentne doze.



Slika 17. Postavljanje dozimetara uz primenu zaštitne olovne kecelje: a) dupla dozimetrija: okovratnik / ogrlica (crveno) – preko zaštite i pojas (žuto) – ispod zaštite; b) trudnice: pojas – ispod zaštite; c) slučaj jednog izdatog dozimetra: grudi – preko zaštite; d) prsten – ispod rukavica. [16]



Slika 18. Postavljanje dozimetara bez nošenja zaštitne opreme: a) jedan dozimetar: grudi / celo telo; b) trudnica: pojas; c) prsten – ispod rukavica. [16]

Neki od primera upotrebe TLD dozimetara prikazani su na Slici 19.



Slika 19. Primeri korišćenja personalnih dozimetara [17]

Dozimetar se može postaviti i na ekstremitete (gde se meri $H_p(0,07)$), kada se standardni dozimetar koristi u vidu narukvice, ali i ima potpuno drugačiji oblik i izrađen je u obliku prstena, kao što je već ranije napomenuto i prikazano. Međutim, postoji više tipova prsten dozimetara.

Prsten dozimetri su najbolji izbor za pojedince koji obavljaju interventne radiografske procedure ili redovno rukuju sa radioizotopima (pravljenje radiofarmaka za kliničke centre, odeljenja nuklearne medicine).

Postoji nekoliko različitih opcija prsten dozimetara (Slika 20):



Slika 20. Različite vrste prsten dozimetara: a) prsteni različitih obima; b) kruti prsteni od tvrde plastike; c) fleksibilni prsten prilagodljiv obimu prsta na kom se nosi; d) dozimetar koji se stavlja na vrh prsta. [18]

Ovi dozimetri idealni su za merenje niske ili visoke energije beta, gama ili rendgenskog zračenja na rukama i prstima. U zavisnosti od oznake prstena, period nošenja može trajati od jedne nedelje do mesec dana.

Za razumevanje dozimetrije oka, bitno je znati da ona predstavlja bitnu oblast radiološke zaštite koja se bavi merenjem i procenom izloženosti oka jonizujućem zračenju. Oči su izuzetno osetljive na zračenje i stoga je važno pratiti i kontrolisati nivo izloženosti kako bi se zaštitila očna tkiva od oštećenja. Oči se mogu izložiti zračenju iz različitih izvora zračenja, kao što su rendgenski uređaji, terapija zračenjem, nuklearna medicina, ali i industrijski procesi koji su nam ovde od značaja. Merenje doze zračenja koje oči primaju važno je kako bi se osiguralo da se ne prelaze sigurni pragovi izloženosti.

Međunarodna agencija za nuklearnu energiju (International Atomic Energy Agency IAEA) u svojoj tehničkoj dokumentaciji (IAEA-TECDOC) iznosi glavne parametre za monitoring zračenja očnog sočiva.

Za svaku vrstu zračenja, IAEA TECDOC razmatra tri glavna faktora uticaja koji bi trebalo da budu:

- energija i ugao upadnog zračenja;
- geometrija polja zračenja (može se promeniti tokom perioda praćenja);
- korišćenje lične zaštitne opreme ili štitnika i njihove pravilne upotrebe.

Relativni odziv dozimetra zavisi uglavnom od vrste, energije i ugla upadnog zračenja, dok odgovarajući položaj nošenja dozimetra zavisi od geometrije polja zračenja i na prisustvo zaštitne opreme.

Dozimetrija oka je od ključnog značaja prilikom monitoringa zračenja u industrijskog radiografiji koja ima za cilj zaštitu i praćenje izlaganja zračenju industrijskim radnicima. Na Slici 21 može se videti primer nošenja dozimetra za oko.



Slika 21. Demonstracija lokacije dozimetara u kliničkim merenjima (interventna radiologija):
A) $H_p(3)$ dozimetar na viziru i B) dozimetri preko okovratnika, $H_p(0,07)$ i $H_p(10)$.

Preporuka je da industrijski radnici na isti način nose dozimetre.

Kao što je navedeno u poglavlju 2.2, bitna veličina za naš rad je lični ekvivalent doze $H_p(10)$ koji od velike važnosti pri određivanju efektivne doze za celo telo i naziva se lični ekvivalent doze (u literaturi često lični dozni ekvivalent). $H_p(10)$ ćemo koristiti za određivanje efektivne doze za celo telo.

$H_p(3)$ je najadekvatnija operativna veličina za procenu ekvivalentne doze za očno sočivo za ceo opseg energije fotona. Za fotone sa srednjom energijom većom od 40 keV pri ulasku u očno sočivo, lični ekvivalent doze na dubini od 10 mm, $H_p(10)$, smatra se pogodnom količinom. Prema IAEA TECDOC, $H_p(0,07)$ se takođe može koristiti za procenu doze sočiva oka na svim energijama i uglovima, ali precenjuje dozu pri nižim energijama fotona.

Kod beta zračenja, elektroni niskih energija ne prodiru u sočivo oka, te planirani monitoring nije potreban kada je maksimalna energija ispod 0,7 MeV. Međutim, ukoliko je maksimalna beta energija veća od 0,7 MeV i nema zaštitne opreme koja se koristi za zaštitu sočiva oka, jedina adekvatna količina doze za procenu doze je $H_p(3)$.

U mešovitim foton / beta poljima gde je maksimum beta energije veći od 0,7 MeV, preporučuje se korišćenje $H_p(3)$, kao jedine adekvatne dozne veličine. To se smatra pogodnim u većini složenih situacija, gde se pored fotona i elektrona javljaju i neutroni koji su prisutni u polju, a

zbir doze $H_p(10)$ merene neutronske dozimetrom i $H_p(3)$ merene dozimetrom pogodnim za beta zračenje i fotone.

Osvrnućemo se i na adekvatno pozicioniranje dozimetara koje predstavlja važan segment dozimetrijske zaštite. Kada su prisutna homogena polja, nošenje dozimetara na trupu tela može biti dovoljno za procenu doze zračenja blizu očnog sočiva. Za fotone i neutrone ova situacija može nastati, posebno kada je izvor zračenja udaljen i radnik je izložen paralelnim snopovima. IAEA TECDOC predlaže da je monitoring izlaganja beta zračenju koje je obično nehomogeno potrebno vršiti u blizini očnog sočiva (kada se smatra neophodnim praćenje).

Važan aspekt, koji treba uzeti u obzir je taj da bi trebalo uzeti u obzir pod kojim se uslovima polje ne smatra homogenim.

U prisustvu jakih gradijenata doze, doze na različitim delovima tela mogu se značajno razlikovati. Takvi gradijenti doze ne moraju biti jedino prisutni kod beta zračenja, nego i u slučaju kada je rastojanje od izvora zračenja i dela tela od značaja malo.

Na skoro svim radnim mestima očekivana doza za sočivo oka je veća od 10 mSv, pri rastojanju izvora zračenja do očnog sočiva manja od 1 m. Od izuzetno velikog značaja je merenje doze blizu očnog sočiva koje prima najveću dozu. Merenje doze na drugom delu tela (kao što je grudni koš) može biti adekvatno rešenje na radnim mestima gde je rastojanje od izvora zračenja do dozimetra znatno manje od udaljenosti do očnog sočiva. U takvim slučajevima, izmerena doza može poslužiti kao dovoljno dobra procena doze za očno sočivo. Još jedan aspekt koji može uticati na homogenost zračnog polja je prisustvo zaštitne opreme. Merenje možda neće najtačnije proceniti dozu za očno sočivo ako se zaštita dozimetra razlikuje od zaštite oka.

IAEA TECDOC predstavlja sledeće scenarije koji se mogu dogoditi:

- Kada zaštita od zračenja štiti trup, ali ne i glavu. Ovo dovodi do nehomogenog izlaganja gde dozimetar na trupu ne procenjuje adekvatno dozu za očno sočivo.
- Kada se koristi lična zaštitna oprema za očno sočivo (kao što su olovne naočare, Slika 22). U ovoj situaciji bi trebalo primeniti korekcionni faktor u cilju procene doze za očno sočivo.



Slika 22. Olovne naočare za zaštitu od zračenja: Phillips safety, model 15011 [19]

Kada govorimo o količinama zračenja kome su ljudi izloženi, važno je spomenuti da godišnje doze prirodnog pozadinskog zračenja variraju prosečno između 1 mSv i 5 mSv širom sveta. Ukoliko su doze zračenja veoma visoke, efekat na telu će se pojaviti relativno brzo nakon izlaganja zračenju. Ovo se posebno ističe, ako imamo u vidu da će se akutne povrede desiti ako je apsorbirana doza viša od granične vrednosti, budući da su izvori i oprema koja se koristi u industrijskoj radiografiji sposobni da isporuče takve doze. Stoga je neophodno da se poštuju

procedure za rad. Čak iako doza nije dovoljno visoka da izazove ozbiljne povrede, i dalje postoji mogućnost nastanka drugih zdravstvenih efekata.

Ovi efekti, npr. rak izazvan zračenjem, zasnovani su na riziku, tj. što je veća doza primljena, veća je šansa za razvoj efekta. Da bi se smanjila mogućnost nastanka i razvoja ovih efekata, doze zračenja se moraju zadržati po tzv. ALARA principu tj. što je niže opravdano moguće (As Low As Reasonably Achievable – ALARA).

Godinama unazad, maksimalna doza zračenja na godišnjem nivou bila je 150 mSv za profesionalnu izloženost očnog sočiva jonizujućem zračenju, a doza za oko je bila samo povremeno praćena.

Osetljivost očnog sočiva na jonizujuće zračenje bila od izuzetno velikog interesovanja tokom poslednje decenije, a na osnovu rezultata mnogih istraživanja, ICRP preporučila je 2011. da se smanji granica doze za očno sočivo za profesionalnu izloženost (kategorija A, poglavlje 2.3) sa 150 mSv na 20 mSv godišnje. Ova granica doze usvojena je u Evropskim osnovnim bezbednosnim standardima 2013. godine, ali je propisana i za javno izlaganje sočiva oka na maksimalnih 15 mSv. Od 2018. godine, od svih država članica Evropske Unije očekuje se da implementiraju adekvatan sistem za praćenje radnika kategorije A čiji ekstremiteti, ali i očna sočiva trpe značajno izlaganje zračenju. Iako ova regulativa postavlja okvire i ograničenja za individualno praćenje, u njoj se ne elaborira o tome kakav je to „adekvatan sistem za praćenje“ koji bi trebalo uspostaviti, ostavljajući slobodu Članu Državi na praktičnoj primeni.

Iako je u svetu maksimalna godišnja doza zračenja za očno sočivo 20 mSv, u Srbiji ona još nije smanjena i iznosi 150 mSv, pa se samim tim dolazi do zaključka da je mala verovatnoća da će se ona preći. Tim pre, zbog i dalje visoke dozvoljene maksimalne godišnje doze treba biti obazriv i pažljivo pratiti monitoring i dozimetriju industrijskih radnika koji rade u pogonima za radiografske procese.

Tokom procesa industrijske radiografije, izvor X zračenja ili zatvoreni izvor (smešten u kontejner ili kućište, videti poglavlje 1.3), kao što je Iridijum-192, koriste se za nedestruktivno testiranje različitih objekata, kao što je ranije objašnjeno. Doze za celo telo veće od 10 mSv teško se postižu u ovom zračnom polju. Radnici mogu primiti značajne doze prilikom akcidentnog izlaganja kao što je evakuacija „zarobljenog“ izvora zračenja. Zbog visokih energija koje su veće od 200 keV, dozimetri se kalibrišu shodno korišćenju $H_p(0,07)$, $H_p(3)$ ili $H_p(10)$.

U većini slučajeva, u industrijskoj radiografiji radnici bivaju izloženi homogenom zračenju i nalaze se na velikim rastojanjima od izvora. U tom slučaju pozicija za monitoring to jest nošenje dozimetra može biti u predelu grudnog koša i ona se smatra korisnom pri proceni doze za očno sočivo.

Prilikom pomeranja izvora (koji se nalazi u kućištu) od mesta gde se akcident desio, rastojanje od izvora do očnog sočiva može biti malo i polje se može smatrati nehomogenim. Međutim, ovo najčešće nije slučaj, već je izvor bliže trup. nego očnom sočivu)

U Tabeli 3 dat je uporedni prikaz radnih mesta, vrsta izlaganja zračenju i vredosti H_p . Na tabeli se mogu videti različiti sistemi monitoringa zračenja za očno sočivo za radna mesta na kojima radnici mogu biti klasifikovani u kategoriju A na osnovu doze izlaganja za očno sočivo.

Tabela 3. Različiti sistemi monitoringa zračenja za očno sočivo

<i>Radno mesto</i>	<i>Zaduženje</i>	<i>Operativne dozimetrijske veličine</i>	<i>Adekvatna pozicija nošenja dozimetra</i>
Interventna radiologija ili kardiologija	Fluoroskopski praćene procedure	$H_p(0,07)$ ili $H_p(3)$	Pored oka
Nuklearna medicina	Scintigrafija ili SPECT	$H_p(0,07)$, $H_p(3)$ ili $H_p(10)$	Pored oka
	PET ili terapija niskoenergetskim β zraćenjem	$H_p(0,07)$ ili $H_p(10)$, $H_p(3)$	Pored oka
	Terapija visokoenergetskim β zraćenjem	-	Pored oka
Veterinarska medicina konja	Rendgensko snimanje	$H_p(0,07)$ ili $H_p(3)$	Pored oka
	Planarna scintigrafija	$H_p(0,07)$, $H_p(3)$ ili $H_p(10)$	Pored oka
Industrijska radiografija	Nedestruktivno testiranje	$H_p(0,07)$, $H_p(3)$ ili $H_p(10)$	Grudi ili oko
Ciklotronska proizvodnja izotopa	Uklanjanje aktivnih target folija	$H_p(0,07)$, $H_p(3)$ ili $H_p(10)$	Pored oka
Nuklearna industrija	Provera generatora pare	$H_p(3)$ ili $H_p(10)$	Pored oka

SPECT (Single-photon emission computerized tomography) – jednofotonska emisijska kompjuterska tomografija; PET (Positron emission tomography) – pozitronska emisijska tomografija.

3. Osnove Monte Karlo simulacije radijacionog transporta

U trećem poglavlju predstavljaju se osnove Monte Karlo metoda i simulacija radijacionog transporta pomoću čijeg korišćenja dolazimo do procene doze za očno sočivo u industrijskoj radiografiji čime se bavimo u ovom radu.

Primena Monte Karlo metoda pri transportu elementarnih čestica povezana je sa konstrukcijom prvog digitalnog računara ENIAC, kao i sa imenima Stanislav Ulam (Stanislaw Ulam) i Džon Fon Nojman (John von Neumann), koji su 1947. godine predložili mogućnosti statističkog načina rešavanja difuzije neutrona u fisionom materijalu [20]. Razvoj Monte Karlo metoda pratio je u stopu razvoj mogućnosti računara, a kada je dostignuta gornja granica snage računara sa jednim procesorom dalji razvoj primene Monte Karlo metode prešao je na polje paralelnog procesiranja pomoću velikog broja računara. Za dobar rezultat proračuna potrebno je ostvariti zadovoljavajuću statistiku što zahteva posmatranje velikog broja istorija. S obzirom da u mnogim slučajevima svaka istorija predstavlja događaje jedne čestice, jasno se uočava pogodnost Monte Karlo proračuna za paralelno procesiranje na više računara.

3.1 Osnove Monte Karlo metoda

U svojoj najjednostavnijoj formi, Monte Karlo se sastoji u simuliranju konačnog broja istorija čestica korišćenjem generatora slučajnih brojeva [21–28]. U svakoj istoriji čestice generišu se slučajni brojevi i koriste da se na osnovu njih iz raspodela gustina verovatnoća odaberu uglovi, rasejanja, dužine slobodnih puteva, vrste interakcija i drugo. Ako je cilj proračuna određivanje matematičkog očekivanja (srednje vrednosti x) neke veličine, srednja vrednost koja se dobije proračunom je $\bar{x} = 1/N \sum_{n=1}^N x_n$ gde je x_n doprinos n -te istorije toj veličini. Kako Monte Karlo proračun napreduje, beleže se vrednosti x_n dobijene u svakoj istoriji u cilju određivanja procene srednje vrednosti \bar{x} koja se dobija na kraju proračuna i to predstavlja analognu Monte Karlo tehniku. Nesigurnost pri određivanju srednje vrednosti se smanjuje sa porastom broja istorija N i u mnogim slučajevima je srazmerna sa $N^{-1/2}$. Ako svaka ili skoro svaka istorija čestice doprinese srednjoj vrednosti nju je lako proceniti. Međutim, u slučaju prolaska čestice kroz debeo štit mnogo je teže odrediti preciznost proračuna, jer neće svaka čestica doprineti rezultatu. I ovakvi problemi se mogu uspešno rešiti Monte Karlo tehnikama kojima se izbegava dosledno poštovanje analogne simulacije i koriste stohastičke tehnike kojima se redukuje varijansa.

Funkcija raspodele verovatnoće

Neka je x slučajna promenljiva. Pod slučajnom promenljivom se smatra ona promenljiva koja poprima određene vrednosti sa učestanošću koja je određena nekom potčinjenom funkcijom raspodele. Postoje dve funkcije koje su od suštinske važnosti za Monte Karlo proračune: funkcija gustine verovatnoće i kumulativna funkcija raspodele verovatnoće (funkcija raspodele) [27,28].

Funkcija gustine verovatnoće definsana je sa:

$$f(x)\Delta x = P\{x \leq x' \leq x + \Delta x\} \quad (2)$$

kada Δx teži nuli. $f(x)\Delta x$ je verovatnoća da će x' imati vrednost između x i $x+\Delta x$. Takođe je $f(x)\geq 0$. Mora važiti:

$$\int_a^b f(x)dx = P\{a \leq x \leq b\} \quad (3)$$

Odnosno

$$\int_{-\infty}^{+\infty} f(x)dx = 1 \quad (4)$$

Kumulativna funkcija raspodele verovatnoće definisana je sa:

$$F(x) = P\{x' \leq x\} \quad (5)$$

To je verovatnoća da je slučajna promenljiva x' manja ili jednaka x . Važi:

$$F(x) = \int_{-\infty}^x f(x')dx' \quad (6)$$

Jasno je da je $\lim_{x \rightarrow \infty} F(x) = F(\infty) = 1$ i $\lim_{x \rightarrow -\infty} F(x) = F(-\infty) = 0$.

Da bi se funkcije $f(x)$ i $F(x)$ mogle primeniti u Monte Karlo simulacijama, najpre se mora razmotriti sledeća situacija koja se odnosi na pravila transformacije slučajnih promenljivih. Neka je $y=y(x)$, gde je x slučajna promenljiva.

Ako je $g(y)dy$ verovatnoća da y bude između y i $y+dy$, a $f(x)dx$ verovatnoća da x bude između x i $x+dx$, funkcije gustine verovatnoće $g(y)$ i $f(x)$ moraju zadovoljiti:

$$|g(y)dy| = |f(x)dx| \quad (7)$$

Kako je $g(y)>0$ i $f(x)>0$, tada se (na osnovu prethodne dve jednačine) dobija $g(F)=1$, $0 \leq F \leq 1$.

Kako je $g(F)$ upravo funkcija gustine verovatnoće slučajne promenljive F , tada ta jednačina tvrdi da je verovatnoća da F ima vrednost između F i $F+dF$ upravo dF . Tada je F uniformno raspoređeno između 0 i 1.

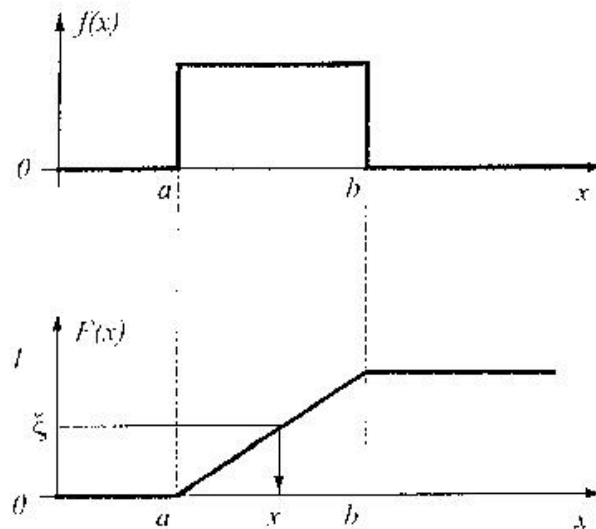
Generator slučajnih brojeva, koji se mogu dobiti na računaru, daje sekvence slučajnih brojeva ξ koji su uniformno distribuirani između 0 i 1. Da bi se uzorkovala funkcija $F(x)$, taj generator se može koristiti na način tako da je:

$$F(x) = \xi \quad (8)$$

Pozivanjem generatora slučajnih brojeva ξ , dobija se distribucija $F(x)$. Posle svakog poziva generatora, mora se izvršiti inverzija:

$$x = F^{-1}(\xi) \quad (9)$$

Inverzija kumulativne funkcije raspodele verovatnoće raznih fizičkih procesa je od centralne važnosti za ekonomičnu i tačnu Monte Karlo simulaciju transporta čestica. Ona se može uraditi nizom tehnika i naziva se inverznim transformacionim metodom.



Slika 23. Funkcija verovatnoće $f(x)$ i kumulativna funkcija gustine verovatnoće $F(x)$ [27]

Raspodela dometa fotona ili neutrona

Ako je domet čestice (fotona ili neutrona) u uniformnoj sredini, tada je verovatnoća da će do sudara doći između x i $x+dx$ data sa [27]:

$$f(x)dx = P_1(x)P_2(x) \quad (10)$$

gde je $P_1(x) = e^{-\Sigma_t x}$ verovatnoća da do sudara ne dođe do rastojanja x , a $P_2(x) = \Sigma_t dx$ verovatnoća da će do sudara doći u dx oko x . Veličina Σ_t je makroskopski efikasni presek za interakciju, koji je verovatnoća za interakciju na jedinici dužine slobodnog puta.

Tada je:

$$f(x)dx = e^{-\Sigma_t x} \Sigma_t dx \quad (11)$$

odakle je funkcija gustine verovatnoće za ovaj slučaj slabljenja snopa fotona ili neutrona u materijalu:

$$f(x) = e^{-\Sigma_t x} \Sigma_t \quad (12)$$

Tada je kumulativna funkcija raspodele:

$$F(x) = \int_0^x f(x)dx = 1 - e^{-\Sigma_t x} \quad (13)$$

Treba primetiti da je $F(x)$ verovatnoća da će do sudara doći unutar rastojanja x . Ako se uzme da je $F(x) = \xi$, tada je:

$$\xi = 1 - e^{-\Sigma_t x} \quad (14)$$

odakle je:

$$x = -\frac{1}{\Sigma_t} \ln(1 - \xi) \quad (15)$$

Metod odbacivanja

Inverzni transformacioni metod za slučajno uzorkovanje je zasnovan na korespondenciji jedan na jedan između x i ξ , što je izraženo funkcijom jedne promenljive. Postoji druga vrsta metoda uzorkovanja, koju je predložio Fon Nojman, a sastoji se od uzorkovanja slučajne promenljive iz određene raspodele, različite od $f(x)$, koja se izlaže testu slučajnosti kako bi se proverilo da li ona može biti prihvaćena ili treba biti odbačena [27]. Ove metode odbacivanja vode opštim tehnikama uzorkovanja iz neke funkcije gustine verovatnoće

Neka se smatra da se pomoću inverznog transformacionog algoritma generiše slučajna promenljiva x iz funkcije gustine verovatnoće $\pi(x)$, gde je $\pi(x)$ funkcija poređenja. Za uzorkovanu vrednost se bira slučajna veličina koja je uniformno raspoređena u intervalu $(0, C\pi(x))$, gde je C pozitivna konstanta.

Sada neka se smatra da je raspodela $\pi(x)$ takva da je $C\pi(x) \geq f(x)$ za neko $C > 0$ i da se generišu slučajne tačke (x, y) koje su uniformno distribuirane u oblasti A (ograničenoj x -osom i krivom $y = C\pi(x)$). Ako se odbace tačke za koje je $y > f(x)$, a prihvate one za koje je $y \leq f(x)$ i koje su uniformno distribuirane, tada su njihove x koordinate distribuirane u skladu sa $f(x)$.

Metod odbacivanja je tada potpuno predstavljen sa funkcijom gustine verovatnoće:

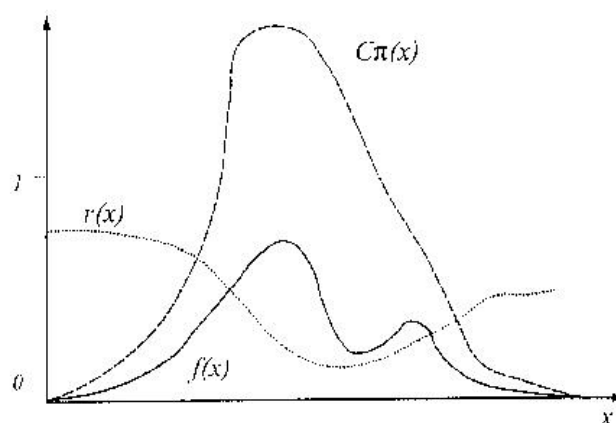
$$f(x) = C\pi(x)r(x) \quad (16)$$

gde je $\pi(x)$ funkcija gustine verovatnoće koja se može lako uzorkovati, C proizvoljna pozitivna konstanta i funkcija $r(x)$ zadovoljava uslove $0 \leq r(x) \leq 1$.

Algoritam uzorkovanja za odbacivanje iz $f(x)$ je:

1. Izabrati slučajnu promenljivu x iz $\pi(x)$,
2. Izabrati slučajan broj ξ ,
3. Ako je $\xi > r(x)$ ići na (1),
4. Isporuči x .

Funkcija gustine verovatnoće $\pi(x)$ treba da je odabrana na takav način da je rezultujući algoritam uzorkovanja što je moguće brži. Nedostatak metode je da ona zahteva generisanje nekoliko slučajnih brojeva ξ da bi se uzorkovala jedna vrednost za x .



Slika 24. Uzorkovanje iz raspodele $f(x)$ uz pomoć metoda odbacivanja [21]

Funkcija više promenljivih

Funkcija gustine verovatnoće može se definisati kao funkcija više promenljivih. Na primer, ako se raspolaze sa dve slučajne promenljive x i y , tada se može difinisati združena funkcija gustine verovatnoće (ili prosto rečeno združena gustina) [28]:

$$P\{x \leq x' \leq x + \Delta x, y \leq y' \leq y + \Delta y\} = f(x, y)\Delta x\Delta y \quad (17)$$

gde je $f(x, y)$ združena gustina.

Normalizacija je:

$$\int_{-\infty}^{+\infty} dx \int_{-\infty}^{+\infty} f(x, y)dy = 1 \quad (18)$$

Takođe važi:

$$f_x(x) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(x, y)dy \quad (19)$$

$$f_y(y) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(x, y)dx \quad (20)$$

Ovo su marginalne gustine od x i y , respektino. Združena kumulativna funkcija raspodele definisana je sa:

$$P\{x' \leq x, y' \leq y\} = F(x, y) \quad (21)$$

$$F(x, y) = \int_{-\infty}^x dx' \int_{-\infty}^y f(x', y')dy' \quad (22)$$

Ako su x i y nezavisne promenljive, tada je:

$$f(x, y) = f_x(x)f_y(y) \quad (23)$$

$$F(x, y) = F_x(x)F_y(y) \quad (24)$$

Izbor slučajnog pravca kretanja čestice iz tačkastog izvora

Ako je u pitanju tačkasti izvor čestica koje ga napuštaju, tada bi polarni i azimutni uglovi bili definisani sa:

$$\theta = \arccos(1 - 2\xi_1) \quad (25)$$

$$\varphi = 2\pi\xi_2 \quad (26)$$

gde su ξ_1 i ξ_2 slučajni brojevi.

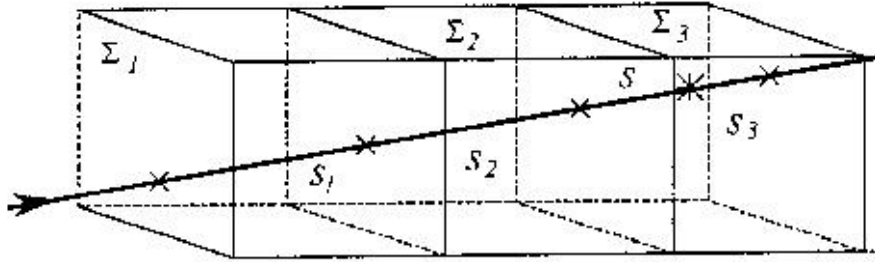
Jedinični vektor pravca u Dekartovim koordinatama je:

$$\vec{\Omega} = \sin\theta \cos\varphi \vec{e}_x + \sin\theta \sin\varphi \vec{e}_y + \cos\theta \vec{e}_z \quad (27)$$

Praćenje

Neka se pusti da čestica ulazi u prostor koji se sastoji iz više regiona. U regionu se nalazi homogeni materijal opisan makroskopskim presekom za interakciju. Neka je τ određeno slučajnim brojem [27]:

$$\tau = -\ln(1 - \xi) \quad (5.27)$$



Slika 25. Praćenje čestice kroz nehomogeni prostor [27]

Praćenje počinje u oblasti u kojoj je makroskopski efikasni presek za interakciju Σ_1 . Dužine puteva u oblastima su s_1, s_2, s_3 , a totalni makroskopski efikasni preseki po tim oblastima su $\Sigma_1, \Sigma_2, \Sigma_3$, respektivno.

Ako se utvrdi da je:

$$\Sigma_1 s_1 < \tau \quad (29)$$

$$\Sigma_1 s_1 + \Sigma_2 s_2 < \tau \quad (30)$$

$$\Sigma_1 s_1 + \Sigma_2 s_2 + \Sigma_3 s_3 > \tau \quad (31)$$

tada čestica interaguje u regionu 3 pošto pređe put:

$$s < s_3 \quad (32)$$

Ovo rastojanje određuje se iz:

$$\Sigma_1 s_1 + \Sigma_2 s_2 + \Sigma_3 s_3 = \tau \quad (33)$$

odakle je:

$$s = \frac{1 - \Sigma_1 s_1 - \Sigma_2 s_2 - \Sigma_3 s_3}{\Sigma_3} \quad (34)$$

Sam proces praćenja čestice je obiman proračun jer se stalno mora proveravati da li je čestica interagovala ili ne.

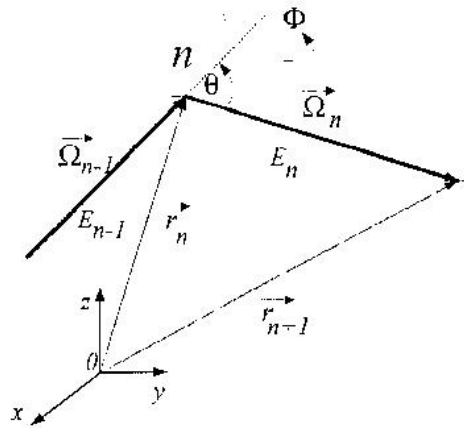
Generisanje slučajne putanje čestice

Svaka putanja čestice počinje u datoj poziciji sa početnim pravcem i energijom prema karakteristikama izvora. Svaka simulirana putanja se karakteriše serijom stanja definisanih sa r_n, E_n i Ω_n , gde je r_n pozicija n-tog rasejanja, E_n je energija čestice odmah nakon n-tog događaja i Ω_n je pravac čestice odmah nakon n-tog događaja. Ako se dužina slobodnog puta uzorkuje iz [27]:

$$s = -\frac{1}{\Sigma_t} \ln(1 - \xi) \quad (35)$$

sledeća interakcija će se desiti na:

$$\vec{r}_{n+1} = \vec{r}_n + s\vec{\Omega}_n \quad (36)$$



Slika 26. Generisanje slučajne putanje čestice [27]

Tip interakcije bira se poznatom metodom. Gubitak energije W i polarni ugao θ se uzorkuju iz $p(E; W, \theta)$ pogodnom tehnikom uzorkovanja. Azimutni ugao se bira u skladu sa $\varphi = 2\pi\zeta$. Energija čestice je $E_n = E_{n-1} - W$, a novi pravac kretanja je $\Omega_n = (u', v', w')$. Važi:

:

$$u' = u \cos \theta + \frac{\sin \theta}{\sqrt{1-w^2}} [uw \cos \varphi - v \sin \varphi] \quad (37)$$

$$v' = v \cos \theta + \frac{\sin \theta}{\sqrt{1-w^2}} [vw \cos \varphi - u \sin \varphi] \quad (38)$$

$$w' = u \cos \theta + \sqrt{1-w^2} \sin \theta \cos \varphi \quad (39)$$

Ove jednačine su nedefinisane kada je $w \approx \pm 1$, odnosno kada je početni pravac čestice skoro paralelan ili antiparalelan sa z-osom. U tim okolnostima treba pisati:

$$u' = \pm \sin \theta \cos \varphi, v' = \pm \sin \theta \sin \varphi, w' = \pm \cos \theta \quad (40)$$

Dodatno, prethodne jednačine nisu numerički vrlo stabilne i normalizacija vektora Ω_n ima tendenciju pomeranja od 1 nakon više uzastopnih korišćenja ovih jednačina. Zato je posle određenog broja ponavljanja potrebno izvršiti renormalizaciju vektora Ω_n .

3.2 Komercijalni Monte Karlo programski paketi

3.2.1 EGSnrc

Electron Gamma Shower (EGS) kod je razvio Ralf Nelson sa saradnicima 1974. godine [29]. Za dalji razvoj i održavanje trenutnog EGSnrc sistema zadužen je Nacionalni savet za istraživanja Kanade [30]. EGSnrc simulira transport fotona, elektrona i pozitrona za čestice kinetičkih energija od nekoliko keV do nekoliko stotina GeV.

Pri transportu fotona, u razmatranju su obuhvaćeni Komptonovo rasejanje i foto-elektroni sa K, L i M ljuski za sve energije. Ulazni podaci za efikasne preseke za interakcije fotona su preračunati i prilagođeni 2002 godine [31] na osnovu XCOM baze podataka [32] radi poboljšanja efikasnih preseka za fotoelektrični efekat, Rejljevo rasejanje i proizvodnju para. Proračuni transporta elektrona i pozitrona se zasnivaju na tehnici kondenzovane istorije klase 2 koja transportuje sekundarne čestice proizvedene iznad određene izabrane energije [33].

Tehnika za redukciju varijanse pod nazivom „razdvajanje zakočnog zračenja“ je primenjena radi smanjivanja relativne statističke nesigurnosti za konverzije koeficijente doze za unutrašnje organe [34].

3.2.2 FLUKA code

FLUKA kod je Monte Karlo program opšte namene za izračunavanje transporta čestica i fotona u materiji [35,36]. Program može simulirati radijacioni transport za 60 različitih čestica, uključujući fotone i elektrone (1 keV – 1 PeV), neutrine, mione (1 keV – 1 PeV), hadrone energije do 20 TeV (sa proširenjem do 10 PeV povezivanjem Fluka koda sa Dual Parton model and JET (DMPJET) kodom), svim odgovarajućim antičesticama, neutronima sve do termalne energije i teškim jonima do 10 PeV.

Transport naelektrisanih čestica je opisan primenom algoritma višestrukog rasejavanja zasnovanog na Molijerovoj teoriji Kulonovog rasejanja. Gubitak energije se određuje prema Bete-Bloch teoriji i od proizvodnje zakočnog zračenja i proizvodnje para. Za neutrone sa kinetičkom energijom ispod 20 MeV, Fluka kod koristi algoritam više-grupnog transporta, koji koristi podelu opsega neutronske energije u 260 grupa i zasniva se na bibliotekama efikasnih preseka za interakciju neutrona pripremljenih za Fluka kod. Ove biblioteke sadrže više od 200 različitih materijala i izvedene su iz najnovijih podataka. Za jezgra osim vodonika, konverzioni koeficijenti za kermu se koriste za izračunavanje deponovane energije.

Fluka kod može da obradi veoma složene geometrije koristeći poboljšanu verziju dobro poznatog paketa kombinatorne geometrije. Takođe se mogu obraditi i repetitivne strukture (rešetke) i geometrija vokseli.

3.2.3 GEANT4 code

GEANT4 kod je Monte Karlo kod opšte namene i razvijen je za potrebe fizike visokih energija i primene na akceleratorima CERN (Evropska organizacija za nuklearna istraživanja) [37]. Poboľšan je i održavan od strane međunarodne GEANT4 saradnje [38].

GEANT4 kod može da simulira transport neutrona, protona, miona i piona od energija od 250 eV do 1 TeV, sa proširenjem za neutrone niskih energija sve do meV opsega. GEANT4 kod simulira fiziku procesa transporta i procesa raspada (G4Decay) za nestabilne čestice.

Detalji o svim GEANT4 fizičkim procesima i modelima mogu se naći u vodiču za programsku fiziku [39]. Standardna lista elektromagnetske fizike koju obezbeđuje GEANT4 kod uključuje procese interakcije za fotone, elektrone, pozitrone kao i mione i anti-miona. Podrazumevana granična vrednost za proizvodnju elektrona i pozitrona je podešena na 1 mm. U svakom

materijalu, ovaj opseg odgovara energiji ispod koje se koristi kontinualna aproksimacija usporavanja.

3.2.4 MCNPX code

Monte Karlo kod za transport zračenja MCNXP (Monte Carlo N-Particle Extended) [40] je u stanju da prati 34 tipa čestica (nukleoni i laki joni) i više od 2000 teških jona ($Z > 2$) na skoro svim energijama. Koristi standardne biblioteke podataka za neutrone, fotone, elektrone, protone i fotonuklearne interakcije i koristi fizičke modele za druge tipove čestica i za energije za koje tabelarni podaci nisu dostupni. Tabelarni efikasni preseki su dostupni za sve nuklide od 10^{-11} – 20 MeV za neutrone, 1 keV – 1 GeV za elektrone i 1 keV – 100 GeV za fotone. Biblioteka efikasnih preseka LA150 [41] obezbeđuje neutronske, protonske i fotonuklearne preseke do 150 MeV (250 MeV za protone) za 42 izotopa (uključujući H, C, N i O) na osnovu eksperimentalnih podataka i proračuna nuklearnog modela koristeći kod GNASH modela [42].

Trenutni moduli fizike uključuju Bertini i Isabel modele uzete iz LAHET Code sistema, CEM03 i INCL4 [43]. Najnovije verzije koda sadrže neophodne fizičke modele (uz određena ograničenja) za transport svih sekundarnih naelektrisanih čestica proizvedenih u elastičnim i neelastičnim interakcijama neutrona.

Dodavanjem modela fizike teških jona omogućen je transport uzmaklih jezgara. Trenutne vrednosti zaustavnih moći teških jona prilagođene su [44] tako da bolje odgovaraju rezultatima zaustavljanja i dometa jona u materiji (SRIM) [45].

Naelektrisane čestice se usporavaju do niže granice kinetičke energije od 5 MeV, kada se njihova preostala energija deponuje lokalno.

3.3 Primena Monte Karlo metoda u dozimetriji i zaštiti od zračenja

Monte Karlo metod se može koristiti za proračune zaštite od zračenja i dozimetriju, radiografiju, sigurnost nuklearne kritičnosti, dizajn i analizu detektora, projektovanje meta akceleratora, projektovanje fisija i fuzionog reaktora. U oblasti medicinske fizike, primena Monte Karlo kodova je korišćena za sprovođenje proračune detektorskih sistema, korekciju slike, apsorbovane doze i zaštitu od zračenja u nuklearnoj medicini, dijagnostičkoj radiologiji i radioterapiji [39]. Takođe se primenjuju u planiranju lečenja i brahiterapiji u fizici radioterapije.

Glavna osobina Monte Karlo modela za proračun apsorbovane doze je simulacija radijacionog polja usmerenog ka pacijentu (što podrazumeva veličinu polja, projekciju i spektar X-zračenja), tela pacijenta i transporta fotona kroz pacijenta. U dijagnostičkom opsegu energija (visoki napon rendgenske cevi od 40 do 150 kV) odlična aproksimacija pri proračunu doze za organe jeste da je deponovana energija usled interakcije fotona apsorbovana lokalno (osim u slučaju crvene koštane srži). Postoje dva načina za modelovanje ljudskog tela za potrebe Monte Karlo simulacija: matematički fantom i voksel fantom. Kod matematičkog fantoma, upotrebom različitih geometrijskih oblika modeluju se organi u čovečijem telu (prvi ovakav fantom zasnovan je na „Referentnom čoveku“ predloženom od strane ICRP [46]). Voksel fantomi se zasnivaju na anatomiji na osnovu dobijenih slika prilikom pregleda magnetnom rezonancom ili

CT pregleda celog tela (i predstavljaju daleko realističniji model). Konverzioni koeficijenti koji su primenljivi za proračun apsorbirane doze u radiografiji i fluoroskopiji su dostupni u literaturi i normalizovani su za veličine incidenta nakerma u vazduhu, kerma u vazduhu na ulaznoj površini i KAP [46,47].

U Finskom regulatornom telu za radijacionu i nuklearnu bezbednost (STUK, www.stuk.fi) razvijen je je programski paket zasnovan na Monte Karlo metodu (PCXMC) [48] koji može direktno izračunati doze za organe za radijaciona polja koja definiše korisnik sa opcijom podešavanja veličine pacijenta (uključujući i pedijatrijske pacijente) [49]. Pored toga, u dostupnoj literaturi postoji veliki broj radova koje se baziraju primeni Monte Karlo simulacija u dozimetriji. Raniko (*S. Rannikko*) sa saradnicima iz 1997. je pokazao da odnos upadne doze i efektivne doze kod muških i ženskih fantoma varira između 1.5 i 2 [50]. Druga aktuelna istraživanja koja se odnose na doze pacijenta primljene u interventnim procedurama uključuju Monte Karlo simulacije doza za očno sočivo [51] i donjih ekstremiteta [52]. Bozkurt (*A. Bozkurt*) i saradnici [53] su koristili vokselizovani fantom ljudskog organizma (VIP-Man) za potrebe proračuna doze primenom Monte Karlo metoda [54].

4. Metod i materijali

Cilj ovog istraživanja jeste ispitati procenu doze za očno sočivo za izložene radnike u industrijskoj radiografiji primenom dozimetara za celo telo. Kako bi se došlo do procenjene vrednosti doze za očno sočivo, očitana vrednost dozimetra za celo telo biće pomnožena odgovarajućim konverzionim koeficijentom. Rezultati dobijeni na ovaj način biće upoređeni sa rezultatima dobijenim merenjem jačine ambijentalnog doznog ekvivalenta.

Istraživanje je podeljeno u 4 koraka:

1. Prikupljanje i očitavanje TL dozimetara za celo telo koji su nosili izloženi radnici u industrijskoj radiografiji;
2. Merenje jačine ambijentalnog doznog ekvivalenta na radnim pozicijama u okolini izvora zračenja koji se koriste u industrijskoj radiografiji;
3. Monte Karlo simulacije radi određivanja konverzionih koeficijenata sa pozicije dozimetra za celo telo do pozicije očnog sočiva
4. Komparacija rezultata.

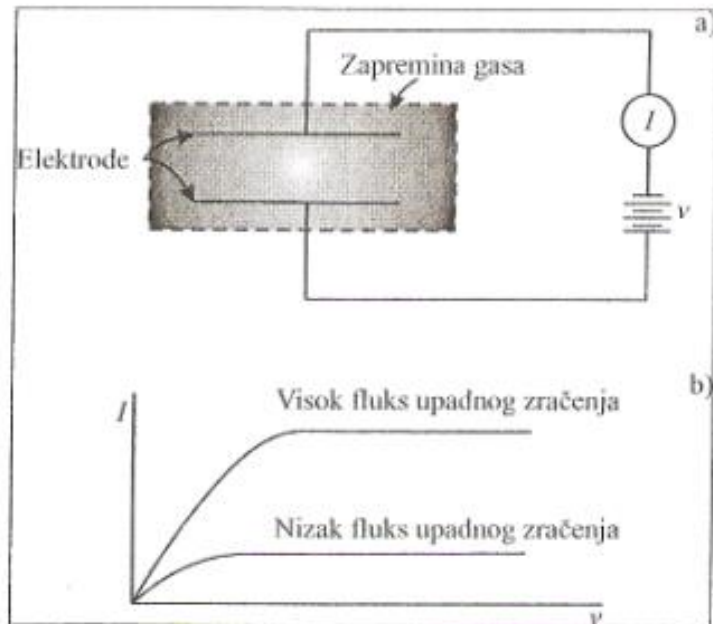
4.1 Prikupljanje i očitavanje TL dozimetara

Merenje ličnog ekvivalenta doze $H_p(10)$ je vršeno mesečno, tokom 3 godine. Korišćen je TLD sistem baziran na dozimetrima LiF:Mg,Ti (TLD-100) koji su čitani na automatskom TLD čitaču (Automatic TLD Reader 6600 Plus, Thermo Fisher Scientific, USA). Kalibracija čitača je vršena na ^{137}Cs .

4.2 Merenje jačine ambijentalnog doznog ekvivalenta

Merenje jačine ambijentalnog doznog ekvivalenta obavljeno je pomoću jonizacione komore. Ovaj instrument je etaloniran u veličini ambijentalni dozni ekvivalent $H^*(10)$. Gasna jonizaciona komora meri naelektrisanje iz broja jonskih parova stvorenih u gasu izazvanih upadnim zračenjem. Sastoji se od komore punjene gasom sa dve elektrode; poznat kao anoda i katoda. Elektrode mogu biti u obliku paralelnih ploča ili cilindra sa koaksijalno postavljenom unutrašnjom anodnom žicom.

Naponski potencijal se primenjuje između elektroda da bi se stvorilo električno polje u gasu za punjenje. Kada se atomi ili molekuli gasa između elektroda jonizuju upadnim jonizujućim zračenjem, stvaraju se jonski parovi i rezultujući pozitivni joni i disocirani elektroni se kreću do elektroda suprotnog polariteta pod uticajem električnog polja. Ovo generiše jonizacionu struju koja se meri elektrometarskim kolom u oblasti od femtoampera do pikoampera, u zavisnosti od dizajna komore, i proporcionalna je dozi zračenja.



Slika 27. a) šematski prikaz jonizacione komore; b) strujno-naponska karakteristika tipične jonizacione komore



Slika 28. Jonizaciona komora Victoreen 451P

Merenja su obavljena u radnom položaju defektoskopa, u visini grudi (pozicija gde se nosi dozimetar za celo telo) i u visini glave odnosno očiju kako bi se procenila doza za očno sočivo. Ovaj rezultat ima dvostruku primenu u ovom radu: (1) validacija geometrije za Monte Karlo simulacije i (2) poređenje konačnih rezultata procene doze za očno sočivo.

4.3 Monte Karlo simulacije

Monte Karlo simulacije potrebne za ovaj eksperiment obavljene su primenom MCNPX programskog paketa pomoću koje je simulirano kompletno radno okruženje. Simulirano

okruženje sastoji se iz izvora zračenja fantoma za izloženog radnika, i potrebnog broja TL dozimetara za procenu doze za očno sočivo.

U MCNPX programskom paketu izvor se definiše primenom naredbe SDEF. Naredba SDEF sadrži veliki broj parametara kojima se detaljno može opisati problem koji se rešava. Najvažniji parametri uključuju poziciju izvora (3D koordinatni sistem), usmerenost snopa, energiju čestice i vrstu čestica. Vrednost parametra može biti specificirana na tri nivoa: (1) jednako, (2) sa distribucijom, i (3) kao funkcija druge varijable. Specifikacija (2) i (3) zahteva da se koriste tri dodatna podatka: SI (source information card), SB (source bias) i SP (source probability). U ovom radu izvor zračenja bio je specificiran kao:

sdef pos=19 20 40 vec=0 0 1 dir=d1 erg=0.6 par=2

gde prvi parametar predstavlja poziciju izvora, drugi usmerenost (pozitivan smer z-ose), treći energiju izvora zračenja i četvrti parametar vrstu zračenja (u ovom slučaju fotone).

MCNPX posmatra problem u vidu regiona ili zapremina koje su ograničene međusobno površinama drugog reda. Čelije su definisane presecima, unijama ili komplementima regije i sadrže materijal koji je definisan od strane korisnika. MCNPX koristi trodimenzioni Dekartov koordinatni sistem sa koordinatama (x,y,z) i sve dimenzije su izražene u centimetrima (cm). Sav prostor je sačinjen od ćelija koje se graniče jedna sa drugom, a svaka ćelija je ograničena površinom, sa više površina ili beskonačnošću. Svaka tačka (x,y,z) pripada ili ćeliji ili površini, i ne može ostati tačka koja ne pripada pomenutim. Svaka ćelija i površina imaju svoj jedinstveni identifikacioni broj. Za potrebe definisanja ćelija i površina, MCNPX koristi i makrotela. Ova makrotela mogu da se mešaju sa standardnim ćelijama i površinama. Prostor u okviru makrotela je negativan u odnosu na makrotelo, dok je prostor izvan makrotela pozitivan. Ovde treba voditi računa da pri poređenju pojedinačnih površina makrotela sa prostorom, ostaje isti odnos kao makrotela prema tom prostoru. Upotreba makrotela dosta pojednostavljuje definisanje ćelija i površina. Specifikacija materijala koji ispunjava različite ćelije u MCNPX proračunima uključuje sledeće: (1) definicija jedinstvenog broja materijala, (2) kompozicija po elementima, (3) preseke koji treba da se koriste. Gustina se određuje u definiciji ćelije.

Telo operatera modelovano je iz tri segmenta: noge, torzo i glava. Ukupna dimenzija tela je iznosila (180 x 40 x 20) cm³. Kao materijalni sastav korišćen je mišić ljudskog organizma.

Telo operatera ispisano je sledećom linijom:

1 2 -1.05 1 -2 4 -5 7 -8 imp:p=1 vol=36000 \$ legs
2 2 -1.05 1 -2 3 -6 8 -9 imp:p=1 vol=48000 \$ chest
3 2 -1.05 1 -2 4 -5 9 -10 imp:p=1 vol=12000 \$ head

dok je odabrani materijal opisan kao:

c Muscle, density 1.05
m2 1000 -0.102 6000 -0.143 7000 -0.034 8000 -0.71
11000 -0.001 15000 -0.002 16000 -0.003 17000 -0.001 19000

U definicijama tela operatera, prvi broj (1, 2 i 3) je identifikacioni ćelije praćen identifikacionim brojem materijala kojim je ćelija ispunjena i gustinom (izraženom u g/cm^3). Sledeći niz brojeva (1 -2 4 -5 7 -8) određuje kojim površinama (i sa koje strane koje površine) je ćelija definisana. Poslednja dva unosa su vrsta čestice čiji se prolazak kroz ćeliju razmatra i zapremina ćelije (izražena u cm^3). Kod definicije materijala prvi parametar je identifikacioni broj, a zatim sledi serija parova brojeva koji opisuju element koji ulazi u sastav materijala (izražen kao njegov atomski broj) i procentualni udeo.

Simulirani TL dozimetri modelovani su kao blokovi dimenzija ($5 \times 4 \times 1$) cm^3 ispunjeni $6LiF$. Iako materijal koji se koristi za TL dozimetre nije čist $6LiF$, već ima i primese, uvedena je aproksimacija u kojoj su primese izostavljene jer je pokazano da njihov uticaj je zanemarljiv na konačan rezultat Monte Karlo simulacija. TL dozimetri su raspoređeni u tri sekcije. Prva sekcija je pozicionirana u regiji očiju i to: jedan dozimetar između očiju, jedan dozimetar levo od levog oka, jedan dozimetar desno od desnog oka i dva dozimetra iznad očiju. Preostale dve sekcije sadržale su svaka po tri dozimetra i to u visini štitne žlezde i u visini grudi (gornja trećina torza operatera).

Linije programa koji opisuju TL dozimetre su:

```

12 3 -2.54    11 -1 37 -38 44 -43 imp:p=1 vol=20 $ l eye tld v
13 3 -2.54    11 -1 39 -40 44 -43 imp:p=1 vol=20 $ c eye tld v
14 3 -2.54    11 -1 41 -42 44 -43 imp:p=1 vol=20 $ r eye tld v
22 3 -2.54    11 -1 51 -52 55 -56 imp:p=1 vol=20 $ l eye tld h
23 3 -2.54    11 -1 53 -54 55 -56 imp:p=1 vol=20 $ r eye tld h
15 3 -2.54    36 -11 37 -38 46 -45 imp:p=1 vol=20 $ l th tld
16 3 -2.54    36 -11 39 -40 46 -45 imp:p=1 vol=20 $ c th tld
17 3 -2.54    36 -11 41 -42 46 -45 imp:p=1 vol=20 $ r th tld
18 3 -2.54    36 -11 37 -38 47 -48 imp:p=1 vol=20 $ l chest tld
19 3 -2.54    36 -11 39 -40 47 -48 imp:p=1 vol=20 $ c chest tld
20 3 -2.54    36 -11 41 -42 47 -48 imp:p=1 vol=20 $ r chest tld
c 6LiF, density 2.54
m3 3006 -0.23
3007 -0.012
9019 -0.758

```

MCNPX beleži rezultate simulacija u talije (zapise). Kao zapisani rezultat talija može sadržati površinsku struju, fluks (površinski, u ćeliji, tački ili prstenu), depoziciju energije ili distribuciju visine impulsa u ćeliji. MCNPX talije su normalizovane po polaznoj čestici i u izlaznom fajlu štampane sa drugim brojem R, koji predstavlja procenjenu relativnu grešku koja je jednaka standardnoj devijaciji srednje vrednosti podeljenoj sa srednjom vrednošću. U vodiču za interpretiranje relativne greške Monte Karlo simulacija uzeto je da ako je R u opsegu od 0.5 do 1, greška je beznačajna.

Za dobijanje rezultata odabrana je F6 talija za fotone. F6 talija daje korisniku depoziciju energiju usrednjenu po zapremini izraženu kao MeV/g. Ovako izražen rezultat se lako može prevesti u J/kg što se dalje iskazuje u mGy ili mSv. Broj simuliranih čestica po jednoj simulaciji je bio 300 miliona, a rezultati kvaliteta talije su bili manji od 0.5 što čini dobijeni rezultat o dozi prihvatljivim.

Programska linija za opis talije izgleda:

FC106 LETld Doc

F106:P 12

sd106 53.8

FM106 1.6e-10

Prva linija definiše identifikacioni broj i oznaku talije, druga linija koja vrsta čestice se posmatra i u kojoj ćeliji, treća je vrednost površine ćelije. Nakon toga moguće je dodati multiplikativne konstante kako bi rezultat talije bio spreman za dalje tumačenje.

tally 106						
nps	mean	error	vov	slope	fom	
16384000	9.4781E-22	0.6701	0.7054	0.0	4.0E-01	
32768000	4.7390E-22	0.6701	0.7054	0.0	2.0E-01	
49152000	5.8464E-21	0.4092	0.2626	0.0	3.6E-01	
65536000	5.8665E-21	0.3478	0.1821	0.0	3.7E-01	
81920000	5.7527E-21	0.3086	0.1446	0.0	3.8E-01	
98304000	6.5337E-21	0.2823	0.1371	0.0	3.8E-01	
114688000	6.0819E-21	0.2636	0.1298	0.0	3.7E-01	
131072000	5.7918E-21	0.2463	0.1218	0.0	3.7E-01	
147456000	7.2154E-21	0.2260	0.1124	0.0	3.9E-01	
163840000	7.4143E-21	0.2085	0.0953	0.0	4.2E-01	
180224000	7.2126E-21	0.1985	0.0893	0.0	4.2E-01	
196608000	8.0498E-21	0.2037	0.1348	0.0	3.6E-01	
200000000	7.9133E-21	0.2037	0.1348	0.0	3.6E-01	

Slika 29. Zapis rezultata

5. Rezultati i diskusija

U Tabeli 4 prikazane su očitane doze za sedam operatera industrijske radiografije izmerene pomoću termoluminescentnih dozimetara. Doze su prikazane za period od tri godine.

U Tabeli 5 prikazane su izmerene vrednosti jačine ambijentalnog doznog ekvivalenta, $H^*(10)$, za pet uređaja za industrijsku radiografiju pri različitim radnim aktivnostima izvora zračenja (u različitim vremenskim periodima eksploatacije izvora zračenja). Izmerene vrednosti su u visini glave (na osnovu kojih se vrši procena doze za očno sočivo Hp(3)) i visini grudi (koja se ekvivalentira sa očitavanjem TL dozimetra Hp(10)). Ovi rezultati su potom normirani na maksimalnu aktivnost punjenja uređaja, koja iznosi 1.85 TBq, jer su na ovoj vrednosti aktivnosti proračunati konverzioni koeficijenti u Monte Karlo simulacijama.

U Tabeli 6 prikazani su odnosi proračunatih doza u visini grudi i visini očiju primenom Monte Karlo simulacija za 6 različitih udaljenosti operatera od izvora zračenja.

Na osnovu koeficijenata predstavljenih kao odnos Hp(3)/Hp(10) dobijenih Monte Karlo simulacijama i izmerenih rezultata (očitan TL dozimetri) za Hp(10), procenjene su vrednosti za očno sočivo Hp(3) prikazane na grafiku 5. Koeficijent za Hp(3)/Hp(10) se množi sa realnim merenjima Hp(10) i dobija se očekivana tj. procenjena vrednost doze za očno sočivo Hp(3).

Na osnovu dobijenih rezultata primećuju se dve stvari: (1) Koeficijenti dobijeni Monte Karlo simulacijama daju rezultat manji od očitanih vrednosti TL dozimetara i (2) Rezultati procenjene vrednosti za očno sočivo na osnovu merenja jačine ambijentalnog doznog ekvivalenta pokazuju veće vrednosti od onih očitanih TL dozimetara.

Razlika između rezultata dobijenih Monte Karlo simulacijama i na osnovu merenja jačine ambijentalnog doznog ekvivalenta iznosi od 1.6 % do 20.86 %. Objašnjenje odstupanja rezultata leži u geometriji merenja i sprovedenih simulacija. Naime, u Monte Karlo simulacijama postoji jasno definisana razlika u rastojanju ocnog sočiva i grudi od izvora zračenja (veće rastojanje je na strani ocnog sočiva) te prostom primenom pravila da jačina doze opada sa kvadratom rastojanja dobijamo da koeficijent dobijen simulacijama mora biti manji od 1. S druge strane, postoji geometrijska nepreciznost prilikom merenja jačine ambijentalnog doznog ekvivalenta, počev od rastojanja položaja operatera do izvora, različite visine operatera (samim time i rastojanja izvor – oko i izvor – grudi) kao i tačnosti pozicioniranja jonizacione komore u visini očiju i u visini grudi. Dodatno, na uticaj ovih rezultata utiče i sama merna nesigurnost jonizacione komore koja za ovu vrstu merenja iznosi 14%.

Tabela 4. Izmerene vrednosti Hp(10) (Očitavanja ličnih dozimetara)

God	Hp(10)[mSv]																				
	2019							2020							2021						
Mes.	R1	R2	R3	R4	R5	R6	R7	R1	R2	R3	R4	R5	R6	R7	R1	R2	R3	R4	R5	R6	R7
1	0.17(4)	0.14(4)	0.33(8)	0.020(5)	0.09(2)			0.050(10)	0.040(10)	0.24(6)	0.020(5)	0.07(2)	0.020(5)	0.040(10)	0.020(5)	0.33(8)	0.48(12)	0.020(5)	0.11(3)	0.07(2)	0.29(7)
2	0.020(5)	0.050(12)	0.17(4)	0.020(5)	0.10(3)		0.09(2)	0.19(5)	0.33(8)	0.050(10)	0.17(4)	0.33(8)	0.16(4)	0.11(3)	0.020(5)	0.17(4)	0.24(6)	0.020(5)	0.09(2)	0.060(10)	0.29(7)
3	0.18(5)	0.50(12)	0.45(11)	0.030(10)	0.45(11)	0.21(5)	0.11(3)	0.07(2)	0.10(3)	0.34(9)	0.060(10)	0.20(5)	0.12(3)	0.14(4)	0.08(2)	0.060(10)	0.96(24)	0.020(5)	0.20(5)	0.09(2)	0.35(9)
4	0.040(10)	6.2(16)	1.3(3)	0.020(5)	2.9(7)	0.10(3)	0.020(5)	1.6(4)	0.020(5)	0.07(2)	0.020(5)	0.47(12)	0.11(3)	0.020(5)	0.15(4)	0.19(5)	1.1(3)	0.050(10)	0.20(5)	0.18(5)	0.30(8)
5	0.14(3)	0.25(6)	0.29(7)	0.10(2)	0.20(5)	0.09(2)	0.21(5)	1.1(3)	0.030(10)	2.0(5)	0.020(5)	0.18(5)	0.17(4)	0.09(2)	0.20(5)	0.21(5)	0.72(18)	0.13(3)	0.12(3)	1.4(3)	0.29(7)
6	0.020(5)	0.020(5)	0.020(5)	0.020(5)	0.020(5)	0.10(3)	0.030(10)	0.07(2)	0.42(10)	0.40(10)	0.050(10)	0.27(7)	0.10(3)	0.20(5)	0.19(5)	0.25(6)	0.31(8)	0.020(5)	0.27(7)	0.13(3)	0.26(6)
7	0.020(5)	0.09(2)	0.030(10)	0.020(5)	0.020(5)	0.020(5)	0.020(5)	0.09(2)	0.12(3)	0.09(2)	0.030(10)	0.15(4)	0.17(4)	0.26(6)	0.10(3)	0.12(3)	0.32(8)	0.050(10)	0.14(4)	0.11(3)	0.08(2)
8 i 9	0.10(3)	0.19(5)	0.72(18)	0.21(5)	0.30(8)	0.21(5)	0.13(3)	0.12(3)	0.22(5)	0.22(5)	0.030(10)	0.28(7)	0.16(4)	0.17(4)	0.11(3)	0.49(12)	0.8(2)	0.07(2)	0.28(7)	0.15(4)	0.36(9)
10	0.13(3)	0.050(10)	0.10(2)	0.09(2)	0.17(4)	0.07(2)	0.060(10)	0.10(2)	0.39(10)	0.31(8)	0.020(5)	0.20(5)	0.040(10)	0.050(10)	0.22(5)		0.9(2)	0.15(4)	0.24(6)	0.14(4)	0.12(3)
11	0.030(7)	0.020(5)	0.10(2)	0.050(10)	0.07(2)	0.020(5)	0.040(10)	0.12(3)	0.24(6)	0.12(3)	0.060(10)	0.29(7)	0.030(10)	0.15(4)	0.040(10)		0.59(15)	0.07(2)	0.12(3)	0.07(2)	0.12(3)
12	0.030(7)	0.020(5)	0.060(10)	0.08(2)	0.09(2)	0.050(10)	0.020(5)	0.030(10)	0.49(12)	0.25(6)	0.020(5)	0.25(6)	0.030(10)	0.47(12)	0.42(10)		0.69(17)	0.08(2)		0.10(3)	0.23(6)
God. doza	0.88(19)	7.5(19)	3.6(8)	0.66(13)	4.4(11)	0.87(22)	0.73(17)	3.5(9)	2.4(6)	4.1(10)	0.50(11)	2.7(7)	1.1(3)	1.7(4)	1.5(4)	1.8(4)	7.1(18)	0.68(17)	1.8(4)	2.5(6)	2.7(7)

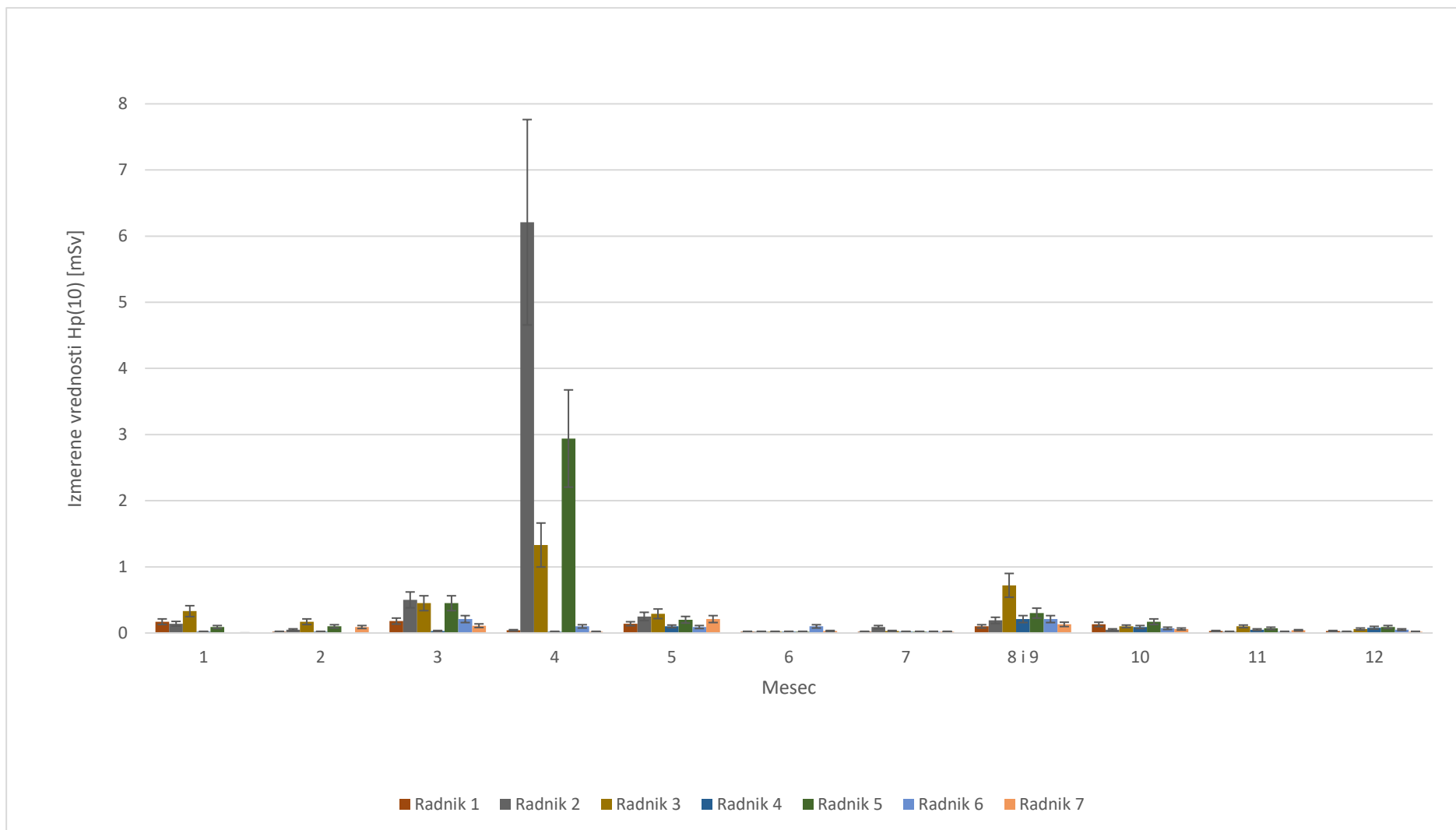
Tabela 5. Jačine ambijentalnog doznog ekvivalenta, H*(10)

Rastojanje 10 m					
Uređaj	Aktivnost na dan merenja [GBq]*	H*(10) u visini glave [μSv/h]	H*(10) u visini grudi [μSv/h]	H*(10) u visini glave [μSv/h] normirana na 1.85 TBq	H*(10) u visini grudi [μSv/h] normirana na 1.85 TBq
1	455	10	11	40.7	44.7
2	733	29	30	73.2	75.7
3	1200	21	20	32.4	30.8
4	499	6	5	22.2	18.5
5	970	10.5	9	20.0	17.2
Srednja vrednost	771.4	15.3	15	37.7	37.38

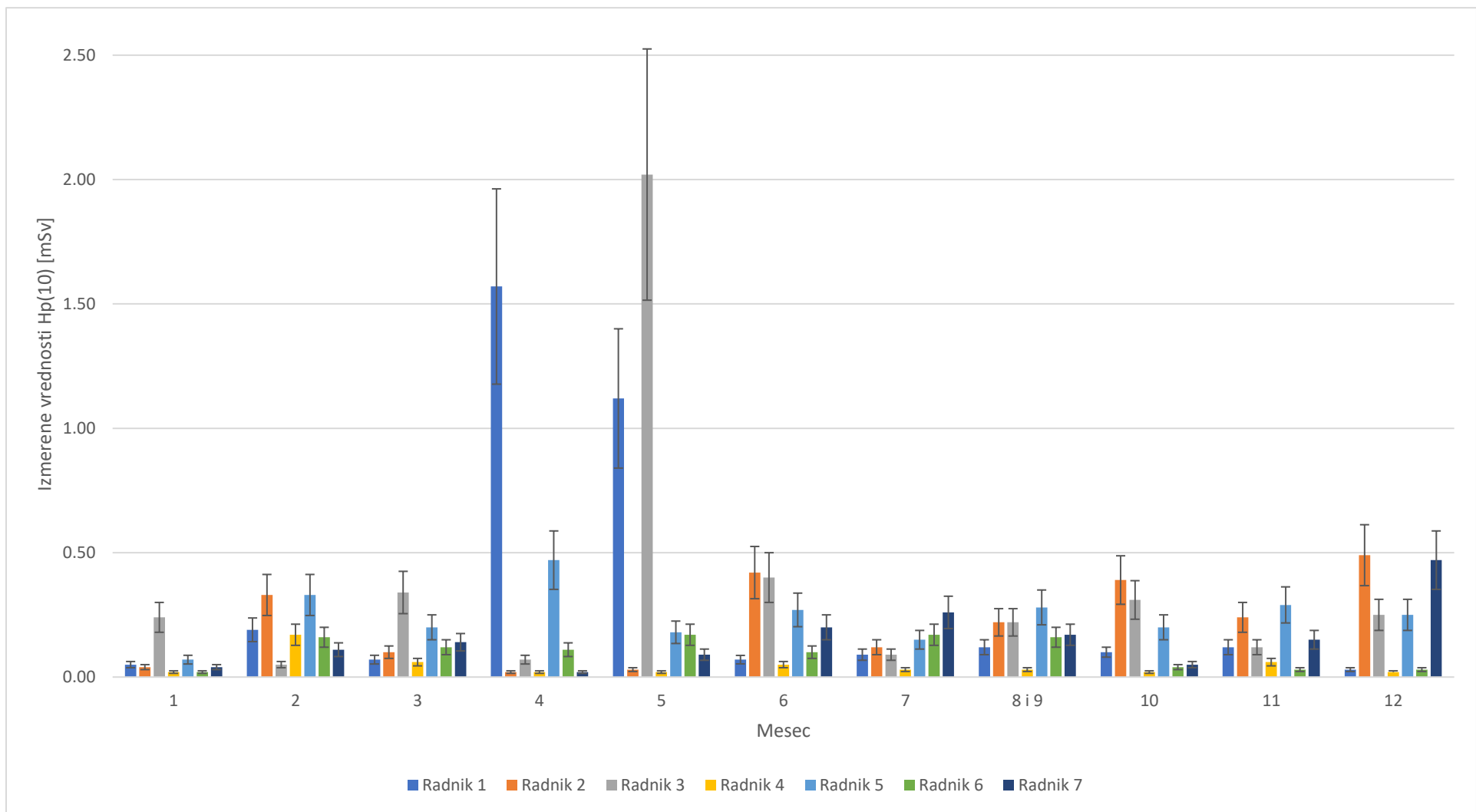
*Vrednost dobijena kao podatak od korisnika, merna nesigurnost nije poznata. **Ambijentalni ekvivalent doze ima procenjenu mernu nesigurnost od 14%.

Tabela 6. Koeficijenti dobijeni simulacijama

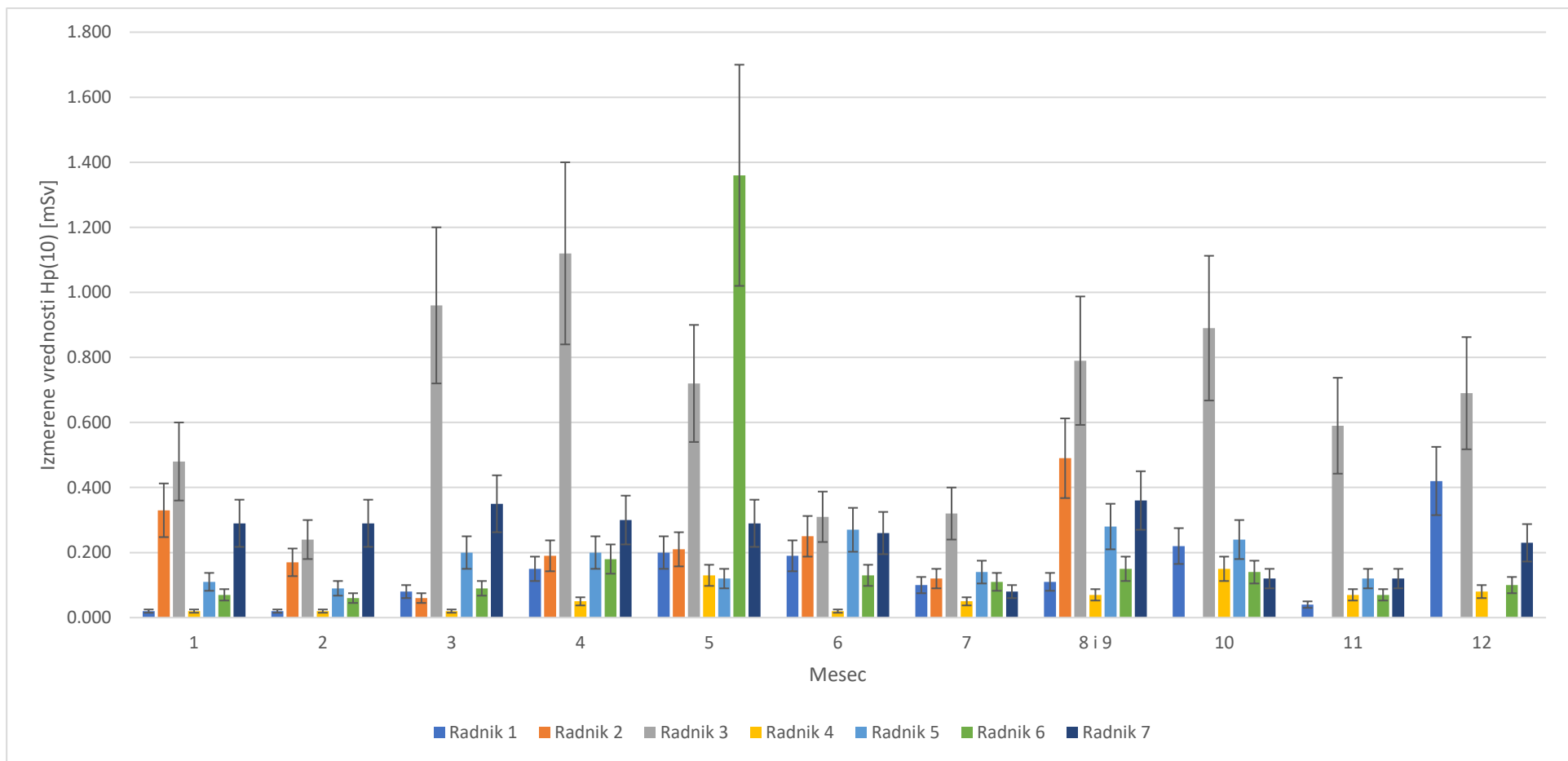
Rastojanje [m]	1	1.5	2	3	4	5	Srednja vrednost
Hp(3)/Hp(10)	0.83	0.90	0.94	0.97	0.98	0.99	0.935



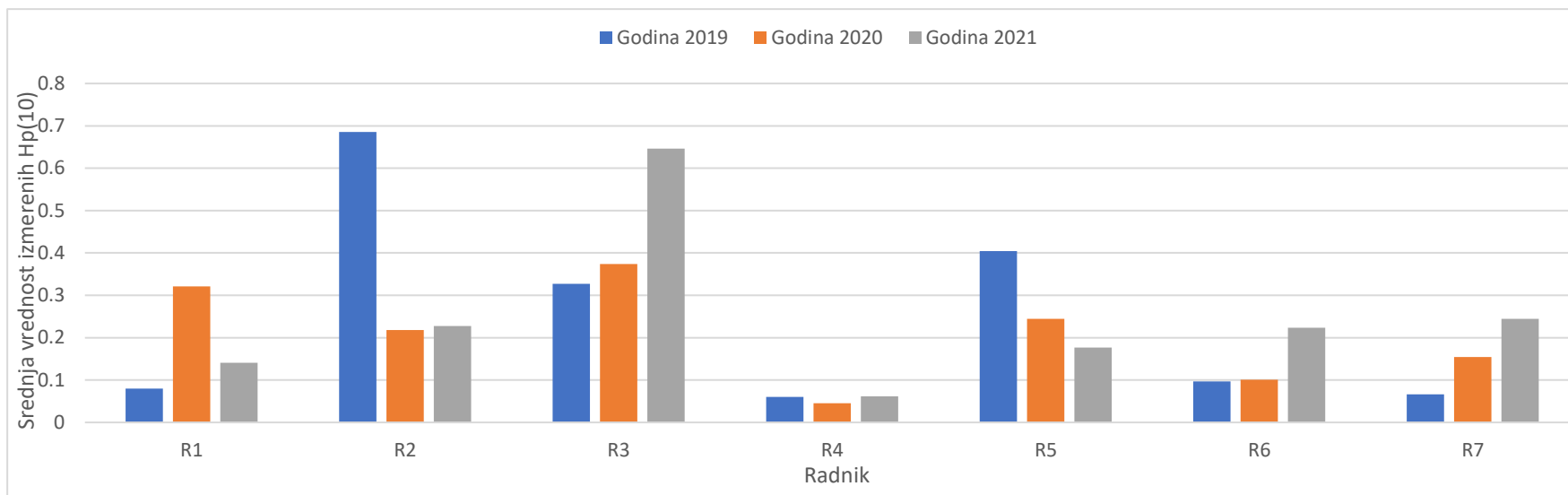
Grafik 1. Mesečna varijacija doze za radnike u prvoj godini (očitanje ličnih dozimetara)



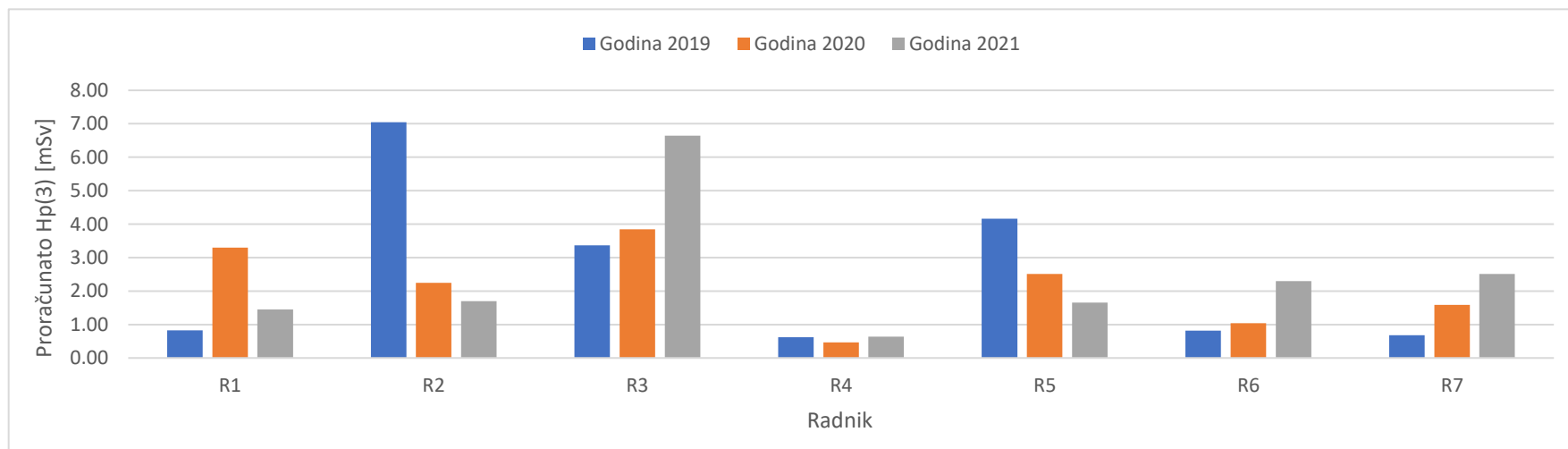
Grafik 2. Mesečna varijacija doze za radnike u drugoj godini (očitavanje ličnih dozimetara)



Grafik 3. Mesečna varijacija doze za radnike u trećoj godini (očitanje ličnih dozimetara)



Grafik 4. Srednje vrednosti izmerenih Hp(10) po godini za radnike



Grafik 5. Izračunate vrednosti doze za očno sočivo primenom koeficijena simulacija

Zaključak

Cilj ovog rada bio je da se prikaže okupaciona izloženost jonizujućem zračenju radnika u industrijskoj radiografiji. Obzirom da se u našoj zemlji ne vrši sistematski monitoring vrednosti doza za očno sočivo Hp(3), a mere se kontinuirano doze za celo telo Hp(10) iskorišćene su Monte Karlo simulacije koje su nam pomogle da na osnovu ambijentalnog ekvivalenta doze i vrednosti Hp(10) procenimo očekivane vrednosti za Hp(3) što je prikazano na grafiku 5.

Razlika između rezultata dobijenih Monte Karlo simulacijama i na osnovu merenja jačine ambijentalnog doznog ekvivalenta iznosi od 1.6 % do 20.86 %. Objašnjenje odstupanja rezultata leži u geometriji merenja i sprovedenih simulacija što je detaljno objašnjeno u diskuiji rezultata.

Međutim i pored dobijenih odstupanja, procenjene vrednosti za doze za očno sočivo za radnike u industrijskoj radiografiji mogu da posluže kao dobre smernice za planiranje budućih programa zaštite od jonizujućeg zračenja i praćenja profesionalne izloženosti radnika. Posebno je značajno da se napomene da se okupaciona izlaganja u industriji veoma često zanemaruju iako radnici u industriji mogu primiti značajne doze prilikom svog svakodnevnog rada pa je značajno i problemima njihovog izlaganja dati veći značaj.

Literatura

- [1] Pravilnik o granicama izlaganja, https://www.srbatom.gov.rs/srbatommm/wp-content/uploads/2019/11/Pravilnik-o-granicama-izlaganja_50_2018.pdf (poslednji pristup 20.12.2023.)
- [2] Council, E. U. *European Council Directive 2013/59/Euratom on Basic Safety Standards for Protection against the Dangers Arising from Exposure to Ionising Radiation and Repealing Directives 89/618/Euratom, 90/641/Euratom, 96/29/Euratom, 97/43/Euratom and 2003/122/Euratom*. Off. J. Eur. Union, L13, 2014
- [3] *Radiation protection of workers Industrial Radiography*, IAEA
- [4] *Non-Destructive Testing Applications*, Hong Kong Nuclear Society
- [5] R. P. Kollaard et al, *How to establish an adequate system for eye lens dose monitoring: a proposal for typical workplaces*, Radiation Protection Dosimetry, 2019
- [6] Y. Lian et al, *Protracted low-dose radiation exposure and cataract in a cohort of Chinese industry radiographers*, Occupational and Environmental Medicine, 2015
- [7] S. Yeasmin et al, *Study of whole-body occupational radiation exposure in the industrial radiography in Bangladesh*, Radiation Medicine and Protection, 2021
- [8] L. Better-Jensen, *Luminescence techniques: instrumentation and methods*, Radiation Measurements 1997
- [9] A.J.J. Bos, *Theory of thermoluminescence*, Radiation Measurements, 2007
- [10] Meng-En Lian et al, *Occupational radiation dose to the eye lens of physicians from departments of interventional radiology*, 2020
- [11] RadPro <https://www.radpro-int.com/app/download/11681476421/TLD+Cards.pdf?t=1622037503> poslednji pristup 20.12.2023.)
- [12] Stanković, J., Kaljević, J. M., Arandžić, D., & Ciraj-Bjelac, O. *MONTE KARLO SIMULACIJA RELATIVNOG ODZIVA TERMOLUMINESCENTNOG DOZIMETRA U ZAVISNOSTI OD ENERGIJE FOTONSKOG IZVORA*. Proceedings of 57th ETRAN Conference. ETRAN Society, Srbija, 2013
- [13] Kržanović, N., Stanković-Petrović, J., Živanović, M., Krajinović, M., Božović, P., Kojić, A., & Topalović, D. (2023). *Characterization of Thermoluminescent Dosimetry Systems According to the IEC 62387:2020 Standard* [Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health)]. Health Physics, 125(3), 186–197, 2023
- [14] *Uputstvo o rukovanju TL dozimetrima*, Institut za nuklearne nauke Vinca, 2009.
- [15] Direct Scientific products
- [16] Wearing Personal Dosimetry, Weill Cornell Medicine
- [17] *Radiation Safety Guide*, Radiation Detection Co.

- [18] Versant Physics
- [19] Phillips Safety, Radiation glasses
- [20] Metropolis, N. (1987). "The beginning of the Monte Carlo method" (PDF)
- [21] Anderson, Herbert L. (1986). "*Metropolis, Monte Carlo and the MANIAC*" (PDF). Los Alamos Science. 14: 96–108. Los Alamos Science (1987 Special Issue dedicated to Stanislaw Ulam): 125–130.
- [22] Rubinstein, R.Y., *Simulation and the monte carlo method*. 2nd ed. 2007, NY: John Wiley & Sons.
- [23] Rebort, C.P. and G. Casella, *Monte Carlo statistical methods*. 2nd ed. 2004, NY: Springer.
- [24] Forrest, B.B., *Fundamentals of Monte Carlo Particle Transport*, 2010.
- [25] Neumann, J.V., *Various techniques used in conjunction with random digits*. J. Res. Nat. Bur. Stand. Appl., 1951. Math Series 3: p. 36-38.
- [26] Brown, F.B. and Y. Nagaya, *The MCNP5 random number generator*. Trans. Am. Nucl. Soc., 2002. [LA-UR-02-3782].
- [27] Prof. dr Predrag Marinković, Elektrotehnički fakultet Univerziteta u Beogradu, lična komunikacija
- [28] Radovan Ilić, *Tehnike Monte Karlo u transportu čestica*, Naučna knjiga, 1991., Beograd
- [29] Nelson, W.R., Hirayama, H., Rogers, D.W.O., 1985. *The EGS4 Code System*. SLAC Report 265. Stanford Linear Accelerator Center, Stanford, CA.
- [30] <https://nrc.canada.ca/en/>, poslednji pristup 19.12.2023.
- [31] Seuntjens, J.P., Kawrakow, I., Borg, J., et al., 2002. *Calculated and measured air-kerma response of ionization chambers in low and medium energy photon beams*. In: Seuntjens, J.P., Mobit, P. (Eds.), *Recent Developments in Accurate Radiation Dosimetry*, Proceedings of an International Workshop, Montreal, July 14–18, 2002. Symposium Proceedings 13, Medical Physics Publishing, Madison, USA. pp. 69–84.
- [32] Berger, M.J., Hubbell, J.H., 1987. *XCOM: photon cross sections on a personal computer*. NBSIR 87-3597. National Bureau of Standards (former name of NIST), Gaithersburg, MD.
- [33] Berger, M.J., 1963. *Monte Carlo calculation of the penetration and diffusion of fast charged particles*. In: Alder, B., Fernbach, S., Rotenberg, M. (Eds.), *Methods in Computational Physics*. Academic Press, New York, pp. 135–215.
- [34] Kawrakow, I., Mainegra-Hing, E., Rogers, D.W.O., et al., 2009. *The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport*. PIRS Report 701. National Research Council of Canada, Ottawa.

- [35] Battistoni, G., Muraro, S., Sala, P.R., et al., 2006. *The FLUKA code: description and benchmarking*. In: Albrow, M., Raja, R. (Eds.), Hadronic Shower Simulation Workshop, 6–8 September 2006, Fermi National Accelerator Laboratory (Fermilab), Batavia, IL, AIP Conference Proceeding 896, pp. 31–49.
- [36] Fasso` , A., Ferrari, A., Ranft, J., et al., 2005. *FLUKA: a Multi-particle Transport Code*. CERN-2005-10 (2005), INFN/TC_05/11, SLAC-R-773. CERN, Geneva.
- [37] <https://home.cern> (poslednji put pristupljeno 19.12.2023.)
- [38] Agostinelli, S., Allison, J., Amako, K., et al., 2003. *GEANT4 – a simulation toolkit*. Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A 506, 250–303.
- [39] GEANT4, 2006a. GEANT4: Physics Reference Manual. Available at: <http://geant4.web.cern.ch/geant4/UserDocumentation/UsersGuides/PhysicsReferenceManual/fo/PhysicsReferenceManual.pdf> (poslednji put pristupljeno 19.12.2023.).
- [40] Pelowitz, D.B., 2008. *MCNPX User's Manual*, Version 2.6.0. LA-CP-07-1473. Los Alamos National Laboratory, Los Alamos, NM.
- [41] Chadwick, M.B., Young, P.G., Chiba, S., et al., 1999. *Cross section evaluations to 150 MeV for accelerator-driven systems and implementation in MCNPX*. Nucl. Sci. Eng. 131, 293–328.
- [42] Young, P.G., Arthur, E.D., Chadwick, M.B., 1996. *Comprehensive nuclear model calculations: theory and use of the GNASH code*. In: Reffo, G.A. (Ed.), IAEA Workshop on Nuclear Reaction Data and Nuclear Reactors—Physics Design, and Safety, Trieste, 15 April–17 May, pp. 227–404.
- [43] Kirk, B.L., 2010. *Overview of Monte Carlo radiation transport codes*. Radiat. Meas. 45, 1318–1322.
- [44] Ziegler, J.F., Biersack, J.P., Ziegler, M., et al., 2003. *SRIM – the Stopping and Range of Ions in Matter*. American Nuclear Society, La Grange Park, USA. Available at: www.srim.org (poslednji put pristupljeno 19.12.2023.).
- [45] Andreo, P., *Monte Carlo techniques in medical radiation physics*. Phys Med Biol, 1991. 36(7): p. 861-920.
- [46] HART, D., JONES, D.G., WALL, B.F., *Normalised Organ Doses for Medical X-ray Examinations Calculated Using Monte Carlo Techniques*, Rep. NRPBSR262, National Radiological Protection Board, Chilton, UK (1994).
- [47] JONES , D.G., SHRIMPTON , P.C., *Normalised Organ Doses for X-ray Computed Tomography Calculated Using Monte Carlo Techniques*, Rep. NRPB-SR250, National Radiological Protection Board, Chilton, UK (1996).
- [48] STUK — RADIATION AND NUCLEAR SAFETY AUTHORITY, *PCXMC – A PC-based Monte Carlo Program for Calculating Patient Doses in Medical X-ray Examinations*, STUK, Helsinki, <https://www.stuk.fi/palvelut/pcxmc-a-monte-carlo-program-for-calculating-patient-doses-in-medical-x-ray-examinations> (poslednji put pristupljeno 19.12.2023.).

- [49] Tapiovaara M, Siiskonen T. *PCXMC – A Monte Carlo program for calculating patient doses in medical x-ray examinations* (2nd Ed.). STUK-A 231. Helsinki: Säteilyturvakeskus; 2008.
- [50] Rannikko, S., et al., *Computing patient doses of X-ray examinations using a patient size- and sex-adjustable phantom*. Br J Radiol, 1997. 70(835): p. 708-18.
- [51] Meric, N., *Calculation of radiation dose to the lens of the eye using Monte Carlo simulation*. Appl Radiat Isot, 2001. 55(4): p. 557-60.
- [52] Struelens, L., et al., *Effective doses in angiography and interventional radiology: calculation of conversion coefficients for angiography of the lower limbs*. Br J Radiol, 2005. 78(926): p. 135-42.
- [53] Bozkurt, A. and D. Bor, *Simultaneous determination of equivalent dose to organs and tissues of the patient and of the physician in interventional radiology using the Monte Carlo method*. Phys Med Biol, 2007. 52(2): p. 317-30.
- [54] Xu, X.G., T.C. Chao, and A. Bozkurt, *VIP-Man: an image-based whole-body adult male model constructed from color photographs of the Visible Human Project for multi-particle Monte Carlo calculations*. Health Phys, 2000. 78(5): p. 476-86.

Biografija



Marija Bralović rođena je 6.9.1993. u Užicu.

Osnovnu i srednju školu završila je u Požegi, a osnovne studije Opšte fizike u Kragujevcu.

Piše poeziju i prozu. Amaterski se bavi koncertnom videografijom.

Živi u Novom Sadu.

UNIVERZITET U NOVOM SADU
PRIRODNO-MATEMATIČKI FAKULTET

KLJUČNA DOKUMENTACIJSKA INFORMACIJA

Redni broj:

RBR

Identifikacioni broj:

IBR

Tip dokumentacije:

Monografska dokumentacija

TD

Tip zapisa:

Tekstualni štampani materijal

TZ

Vrsta rada:

Master rad

VR

Autor:

Marija Bralović

AU

Mentor:

Prof. Dr Jovana Nikolov, Dr Predrag Božović

MN

Naslov rada:

Procena doze za očno sočivo u industrijskoj radiografiji pomoću dozimetara za celo telo

NR

Jezik publikacije:

srpski (latinica)

JP

Jezik izvoda:

srpski/engleski

JI

Zemlja publikovanja:

Srbija

ZP

Uže geografsko područje:

Vojvodina

UGP

Godina:

2023

GO

Izdavač:

Autorski reprint

IZ

Mesto i adresa:

Prirodno-matematički fakultet, Trg Dositeja Obradovića 4, Novi Sad

MA*Fizički opis rada:*

Rad se bavi procenom doze za očno sočivo industrijskih radnika tokom procesa industrijske radiografije uz korišćenje očitanih vrednosti sa ličnih dozimetara. Korišćenjem Monte Karlo simulacija i očitanih vrednosti sa ličnih dozimetara dobijene su procenjene vrednosti doze za očno sočivo.

FO*Naučna oblast:*

Fizika

NO*Naučna disciplina:*

Medicinska fizika

ND*Predmetna odrednica/ ključne reči:*

lična dozimetrija; ambijentalni ekvivalent doze; industrijska radiografija

PO**UDK***Čuva se:*

Biblioteka departmana za fiziku, PMF-a u Novom Sadu

ČU*Važna napomena:*

nema

VN*Izvod:***IZ***Datum prihvatanja teme od NN veća:***DP***Datum odbrane:*

22.12.2023.

DO*Članovi komisije:*

Prof. Dr Nataša Todorović, Prof Dr Olivera Klisurić, Prof. Dr Jovana Nikolov, Dr Predrag Božović

KO*Predsednik:*

Prof. Dr Nataša Todorović

član:

Prof Dr Olivera Klisurić

Član, mentor:

Prof. Dr Jovana Nikolov, Dr Predrag Božović

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:

Master thesis

CC

Author:

Marija Bralović

AU

Mentor/comentor:

Prof. Dr Jovana Nikolov, Dr Predrag Božović

MN

Title:

Dose estimation for the eye lens in industrial radiography using whole-body dosimeters

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: The paper deals with the assessment of the dose to the eye lens of industrial workers during the process of industrial radiography using dose values from personal dosimeters. Using Monte Carlo simulations and values from personal dosimeters, estimated dose values for the eye lens were obtained.

PD

Scientific field: Physics

SF

Scientific discipline: Medical physics

SD

Subject/ Key words: personal dosimetry; ambient dose equivalent; industrial radiography

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

Defended on: 22.12.2023.

DE

Thesis defend board: Prof. Dr Nataša Todorović, Prof Dr Olivera Klisurić, Prof. Dr Jovana Nikolov, Dr Predrag Božović

DB

President Prof. Dr Nataša Todorović

Member: Prof Dr Olivera Klisurić

Member, mentor: Prof. Dr Jovana Nikolov, Dr Predrag Božović