



Univerzitet u Novom Sadu

Prirodno-matematički fakultet

Departman za fiziku



Merenje i Monte Karlo simulacije distribucije rendgenskog zračenja

-master rad-

Mentor: doc. dr Kristina Bikit

Kandidat: Dušan Vukelić

Novi Sad, 07.09.2022.

Želeo bih da se zahvalim porodici i prijateljima na neizmernoj podršci tokom svih godina studiranja. Velika zahvalnost mojoj mentorki doc. dr Kristini Bikit na svim sugestijama, pomoći i realizaciji ovog master rada. Zahvaljujem se prof. dr Milici Pavkov Hrvojević i prof. dr Dušanu Mrđi na savetima i pomoći. Ovom prilikom bih se zahvalio i veterinarskoj ambulanti NS Vet na gostoprivstvu i mogućnosti da se merenja sprovedu na njihovom rendgenskom uređaju.

Najveća zahvalnost ide mojoj majci Branki, baki Kseniji i dedi Gojku što su uvek verovali u mene i bili moja najveća podrška.

Hvala vam od srca!

Sadržaj

1. Uvod	5
2. X-zraci.....	6
2.1. Istorijski osvrt.....	6
2.2. Nastanak x-zraka.....	7
2.3. Karakteristično x-zračenje	9
2.4. Opšte karakteristike x-zraka.....	11
2.5. Osobine x-zraka	13
2.5.1. Refleksija i refrakcija x-zraka.....	14
2.5.2. Interakcija x-zraka sa materijom	17
2.5.3. Difrakcija x-zraka	19
3. Dozimetrija	20
3.1. Dozimetrijske veličine i jedinice.....	20
3.2. Dozimetrija u imidžingu	21
4. Detektori x-zračenja.....	24
4.1. Film detektori.....	24
4.2. Scintilacioni detektori	25
4.3. Gasni detektori.....	27
4.4. Poluprovodnički detektori	31
4.5. Digitalni detektori	31
4.6. IMI Inspector Alert dozimetar.....	32
5. Zaštita od x-zračenja.....	35
5.1. Pravilnik o prijavljivanju i evidentiranju ionizujućih zračenja i pravilnik o uslovima za dobijanje licence za obavljanje radijacione delatnosti	35
5.2. Zaštita pacijenta od x-zračenja	36
5.3. Nivo radijacije u okolini rendgenskog uređaja	37
5.4. Zaštita od snopa rendgenskih zraka.....	38
6. Monte Karlo simulacije	40
6.1. Geant4	41
7. Merenje distribucije rendgenskog zračenja	49
8. Rezultati merenja	52
9. Zaključak	65
LITERATURA	67

Merenje i Monte Karlo simulacije distribucije rendgenskog zračenja

1. Uvod

X-zraci predstavljaju oblik elektromagnetskog zračenja sličnog vidljivoj svetlosti. Ipak, za razliku od klasične svetlosti, X-zraci poseduju veće energije koje im pomažu da prolaze kroz većinu objekata, materijala ili prepreka na svom putu. U oblasti medicine oni se koriste u svrhu generisanja slike preseka ljudskog organizma i oslikavanja struktura unutar ljudskog tela. Ukoliko tu dodamo da X-zraci padaju na detektor sa druge strane objekta koji zračimo, formiraće se senke na slici koje determinišu određene unutrašnje strukture tog istog objekta.

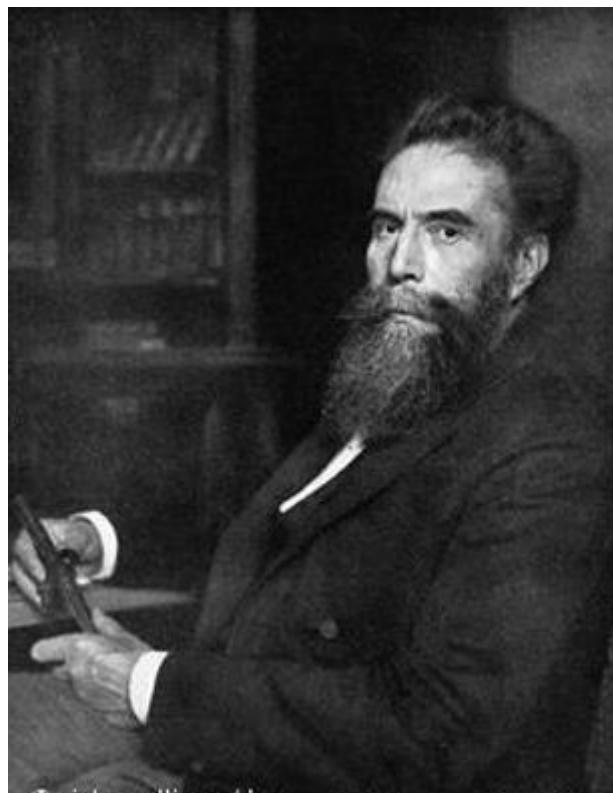
Poznavanje spektralne i ugaone distribucije X-zraka koje emituje rendgenska cev je krucijalno zbog kvaliteta dobijene slike i procene radijacione doze u medicinskom imidžingu. Ovo je mahom motivisalo razvitak različitih računarsko-matematičko-statističkih programa za predviđanje emisije rendgenskog zračenja. Jedna od metoda koje se za ove potrebe može koristiti jesu Monte Karlo simulacije.

U ovom radu biće predstavljene esencijalne osobine X-zraka, energije i spektri, rendgenski uređaj, dozimetrija, detektori, programski paket GEANT4 za Monte Karlo simulacije i sami rezultati i merenja distribucije rendgenskog zračenja.

2. X-zraci

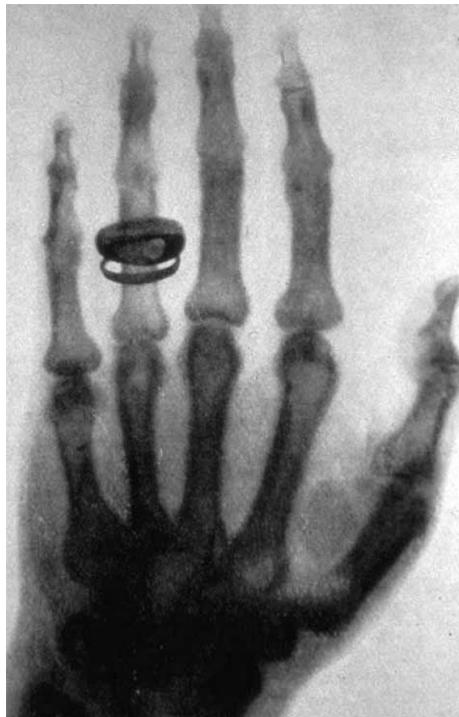
2.1. Istorijski osvrt

X-zrake ili popularno nazvane rendgenske zrake otkrio je Wilhelm Conrad Röentgen (Slika 1) sada već davne 1895. godine. Röentgen je, radeći kao profesor na Univerzitetu u Vurzburgu u Nemačkoj, primetio fluorescentni sjaj na kristalima koji se nalaze blizu visoko voltažne katodne cevi, čak i kada bi ih prekrio tamnim papirom. Neki oblik energije od strane cevi je uspevao da prodre kroz papir i prouzrokuje sjaj kristala. Röentgen je tu nepoznatu energiju nazvao X-zračenje. Cev sa kojom je Röentgen radio sastojala se od staklenog kućišta (sijalice) sa pozitivnim i negativnim elektrodama enkapsuliranim unutra. Unutar cevi je vazduh izbačen, tačnije stvoren je vakuumski prostor, te kada se visok napon primenio, cev je proizvodila fluorescentni sjaj.



Slika 1. Wilhelm Conrad Röntgen.

Röentgen je ubrzo počeo da koristi fotografsku ploču kako bi bolje vizualizovao novootkrivenu pojavu. Tako, imamo i najpoznatiji slučaj rendgenskog snimka šake njegove žene Berte (Slika 2).



Slika 2. Rendgenski snimak šake na kojem se jasno vidi prsten koji je nosila Rendgenova žena Berta.

Prodornost zraka kod iste debljine sloja zavisi od gustine materijala. Eksperimenti su pokazali da korišćenjem različitih materijala u obliku prizmi ne pokazuju nikakvo prelamanje x-zraka, čime se objašnjava da se ovi zraci ne mogu fokusirati pomoću staklenih sočiva. Dokazano je doduše da određeni metali reflektuju x-zrake. Neki od njih su olovo, platina, cink i aluminijum. Možda najvažnije zapažanje u osobini samih zraka jeste to da ne skreću u prisustvu magnetnog ili električnog polja, sa svog pravca prostiranja.

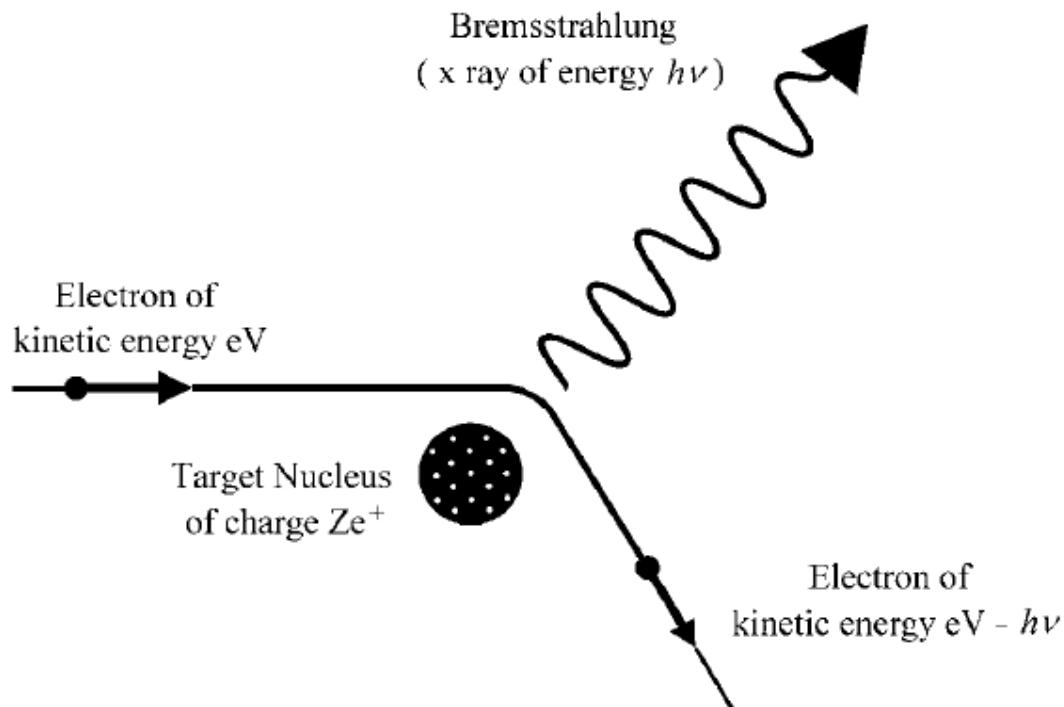
Kasniji eksperimenti su pokazali da ovo zračenje može da prolazi kroz meka tkiva ali ne i kroz kosti, te samim tim proizvodi senke na slikama i foto-pločama. Danas se x-zraci proizvode u vrlo visokoevakuiranoj vakuumskoj cevi sa naponom od 30 do 150 kV.

Za ovo dostignuće, Röentgen je bio nagrađen prvom Nobelovom nagradom u oblasti fizike, 1901. godine [1].

2.2. Nastanak x-zraka

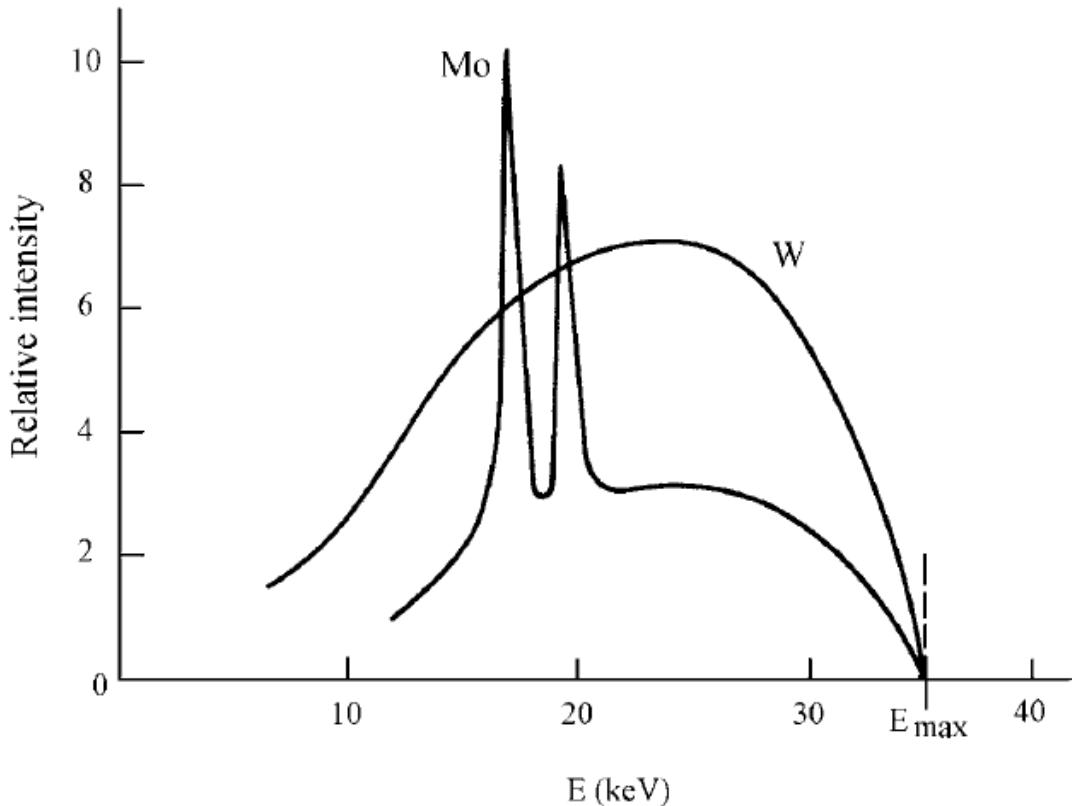
Poznato je da x-zračenje nastaje kada negativno nanelektrisani e^- određene kinetičke energije prodre u jeklo pozitivno nanelektrisanog jezgra mete atoma (Slika 3). Ovo jeklo koje je najsnaznije kod materijala sa visokim Z brojem, odbija i usporava e^- (zakočno zračenje), što uzrokuje emisiju elektromagnetskog zračenja tokom prolaska i promene pravca kretanja e^- u blizini jezgra. U procesu se emituje

zračenje i gubi energija. Rendgen je gubitak te energije u vidu elektromagnetskog zračenja protumačio kao „nepoznati“ odnosno x-zraci. Ovaj proces izračivanja se popularno naziva Bremsstrahlung, odnosno zakočno zračenje [10].



Slika 3. Proizvodnja x-zraka u kome ubrzani e^- emituju zakočno zračenje

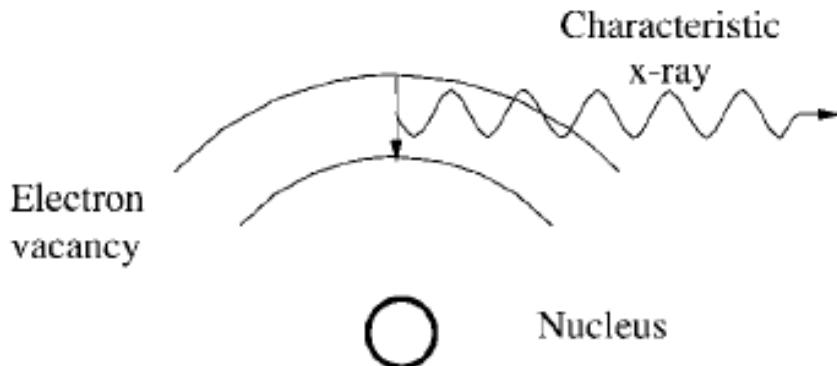
Nastanak x-zračenja predstavlja u suštini proces verovatnoće zbog toga što bilo koji e^- može da prolazi različitom putanjom pored jezgra. Često se događa da e^- izgubi odnosno preda svu svoju energiju tokom tog puta. Bremsstrahlung fotoni se prema tome emituju na svim energijama koje ne prevazilaze energiju ubrzanja kao i u svim pravcima, što podrazumeva i apsorpciju u samoj meti. Spektar x-zračenja ima kontinualnu distribuciju za energije do maksimalne energije E_{max} upadnog e^- , dok se najčešće koriste mete od volframa (W) i molibdena (Mo) (Slika 4). Vrednost E_{max} ne zavisi od materijala same mete nego od maksimalnog napona. Dolazimo do zaključka da čak 98% kinetičke energije otpada i gubi se u vidu toplote zbog jonizacije samog atoma mete [10].



Slika 4. Spektar x-zračenja intenziteta I u zavisnosti od energije e^- za mete od volframa (W) i molibdena (Mo) [10].

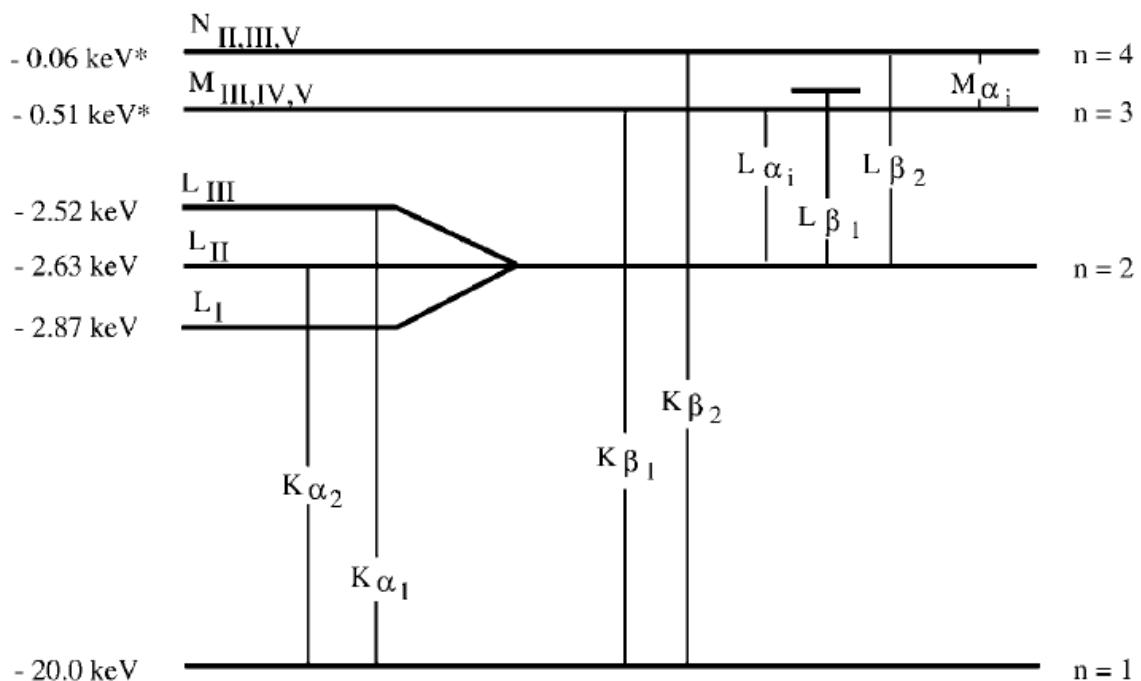
2.3. Karakteristično x-zračenje

Sa prethodne Slike 4 možemo da vidimo diskretne linije koje preklapaju kontinualni spektar x-zračenja za metu od molibdena. Uzrok tome su e^- od 35 keV koji mogu da prevaziđu energiju veze unutrašnjih e^- u meti molibdena. Ipak, ovo se ne javlja kod mete od volframa zbog toga što su unutrašnji e^- veoma čvrsto vezani na 69.5 keV. Šupljina koja nastane dislociranjem orbitalnog e^- iz unutrašnje ljudske može da se popuni slobodnim e^- iz spoljašnje ljudske promenom energetskog stanja. Tada dolazi do prelaska e^- na niži energetski nivo što je praćeno emisijom elektromagnetskog zračenja. Emitovana energija predstavlja razliku između vezivne energije kada je ljudska popunjena i one ljudske sa koje se e^- spustio (Slika 5).



Slika 5. Emisija karakterističnog x-zračenja. Elektroni sa spoljašnje ljske padaju u unutrašnju ljsku, emitujući kvantizovane fotone sa energetskim nivoom koji je ekvivalentan energetskoj razlici između višeg i nižeg stanja. Svaki element ima jedinstven skup energetskih nivoa i stoga prelazak sa viših na niže energetske nivoe proizvodi rendgenske zrake sa frekvencijama koje su karakteristične za svaki element.

Ukoliko se šupljina nalazi na K ljsuci emitovani karakteristični x-zraci u procesu popunjavanja ove ljske se i nazivaju prema toj ljsci, odnosno K x-zraci. Čak iako e⁻ koji popunjavaju šupljinu dolaze sa L, M, N ili neke druge ljske, naziv dobijaju prema ljsci na kojoj se vakancija nalazi. Ukoliko se e⁻ spušta sa L ljske da popuni šupljinu na K ljsuci, onda se karakteristični zrak zove K_α x-zrak. Prelaz može da se odvija i sa podljuski, te tako spuštanje sa LIII na K nosi naziv K_{α1} x-zrak, a sa LII na K nosi naziv K_{α2} x-zrak. Prelazak sa LI je zabranjen po zakonima kvantne mehanike. Slika 6 ilustruje prelaze za molibden.



Slika 6. Emisija karakterističnih x-zraka za metu od molibdена. *Maksimalna energija ljske [10].

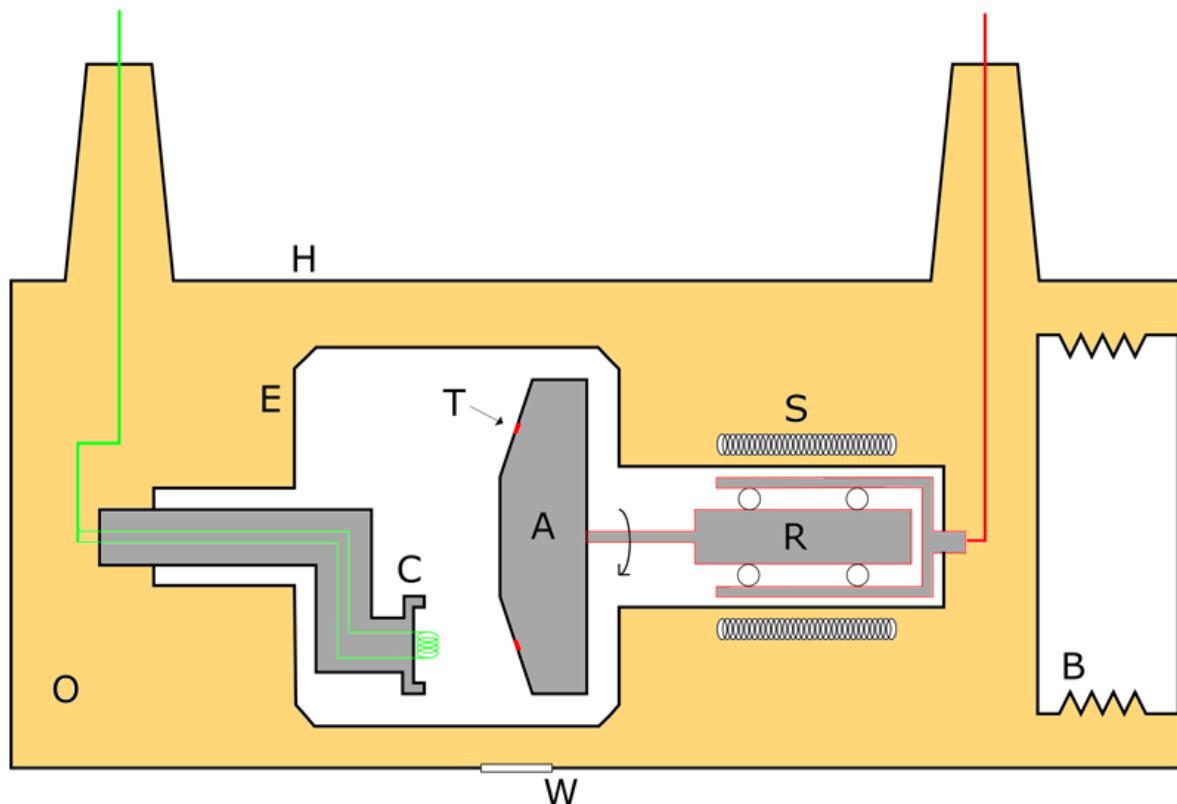
X-zraci nastali na L ljusci nastaju kada ubrzani e^- izbiju e^- sa L ljeske, te e^- sa višeg nivoa silazi da popuni šupljinu. X-zrak najniže energije sa L ljeske je poznat kao L_α , dok se drugi imenuju shodno porastu energije. Karakteristični x-zraci sa M, N i drugih ljeski se označavaju po istom principu. Interakcije na više energetskim ljeskama se odvijaju sa manjom verovatnoćom nego za K ljesku iz razloga jer elektroni mete atoma u spoljašnjim ljeskama su raspoređeni na većoj zapremini, što u krajnosti predstavlja manju metu za nadolazeće elektrone. Širok spektar karakterističnih x-zraka se može posmatrati za dati element zbog podljuski unutar glavnih ljeski. Tako na primer, K_α x-zrak bi mogao da nastane iz bilo koje podljuske nivoa $n = 2$. Energije ovakvih prelaza će se u maloj količini razlikovati, dok su međusobne emisije moguće. Za većinu ljeski, energijske razlike su veoma male, ali su potrebne istaći K i L ljeske pogotovo za elemente visokog Z broja.

2.4. Opšte karakteristike x-zraka

X-zrak predstavlja jedan paket elektromagnetne energije (foton), koji vodi poreklo iz elektronskog oblaka atoma. Promena energije u elektronu koji se kreće sa višeg energetskog nivoa na niži gde se otpušta višak energije, proizvodi x-zrake [2]. Rendgensko zračenje se proizvodi putem pretvaranja kinetičke energije elektrona u elektromagnetsko zračenje.

Ovi zraci se protežu u izuzetno kratkim talasnim dužinama od 10^{-8} do 10^{-12} m i na visokim frekvencijama od oko 1020 Hz. Proizvode se ubrzavanjem ili pak usporavanjem nanelektrisanih čestica.

Rendgenski zraci se dobijaju iz termoelektronskih ili gasnih cevi. Rendgenska cev se sastoji od dve elektrode: katode – K i antikatode (anode) – A. Glavne komponente cevi pored katode i anode su rotor/stator, stakleno ili metalno kućište, nosač cevi i skladišta za kablove (Slika 7 i Slika 8) [3].



Slika 7. Šematski izgled rendgenske cevi sa naznačenim komponentama. A: rotirajuća anoda; R: rotor; T: meta; C: katoda; E: kućište; S: stator; O: ulje za hlađenje; B: pokretni zglob; W: prozor cevi



Slika 8. Realan izgled rendgenske cevi.

Generator x-zraka snabdeva snagu i omogućuje odabir napona, struje i vremena ekspozicije. Sama cev je priključena na visoki napon da bi se elektroni ubrzavali do što većih energija na putu od katode ka anodi. U cevi se konstantno održava nizak pritisak odnosno stanje vakuma kako bilo koji gasovi ne bi ometali prolazak elektrona. Tako je kod gasnih cevi unutrašnji pritisak gasa na oko 0.001 mbar, dok je razlika potencijala između katode i anode između 30–50 kV. Kod termoelektronske cevi se koristi usijana katoda koja ima ulogu da emituje elektrone. Usijana katoda oslobađa elektrone koji dobijaju ubrzanje u snažnom električnom polju. Anoda se pravi od različitih materijala kako bi se doobile različite talasne dužine karakterističnog x-zračenja. Ukoliko se katoda dovede na višu temperaturu, veći broj elektrona će biti oslobođen a samim tim i veći intenzitet x-zraka.

Anoda obično ima površinu nagnutu pod uglom od 45° , premda u zavisnosti od namene, ugao se može smanjivati ili povećavati. Anoda trpi velike količine udara od strane ubrzanih elektrona, a postotak koji se pretvori u x-zrake je svega 1% upadne energije snopa elektrona. Ostatak se oslobađa u vidu toplote. Ceo sistem je potrebno hladiti radi boljeg funkcionisanja i održavanja optimalne temperature [4].

U zavisnosti od vrste medicinskog imidžinga i karakteristika anatomije koja se snima, napon rendgenske cevi se kreće od 40 do 150 kV za dijagnostički imidžing, a 25 do 40 kV u mamografiji. Struja rendgenske cevi koja se meri u miliamperima (mA) je proporcionalna broju elektrona u sekundi koji se kreću od katode do anode, gde je $1 \text{ mA} = 6.24 \times 10^{15} \text{ e}^-/\text{s}$. Kod fluoroskopskog snimanja ta struja se kreće od 1 do 5 mA, dok kod projekcione radiografije je ona od 50 do 1200 mA [5].

2.5. Osobine x-zraka

Pod osobinama x-zračenja podrazumevamo:

1. Refleksiju i refrakciju x-zraka
2. Interakciju x-zraka sa materijom:
 - a) Apsorpcija
 - b) Rasejavanje
3. Difrakcija

Efekti koji se javljaju u interakciji x-zraka sa materijom su:

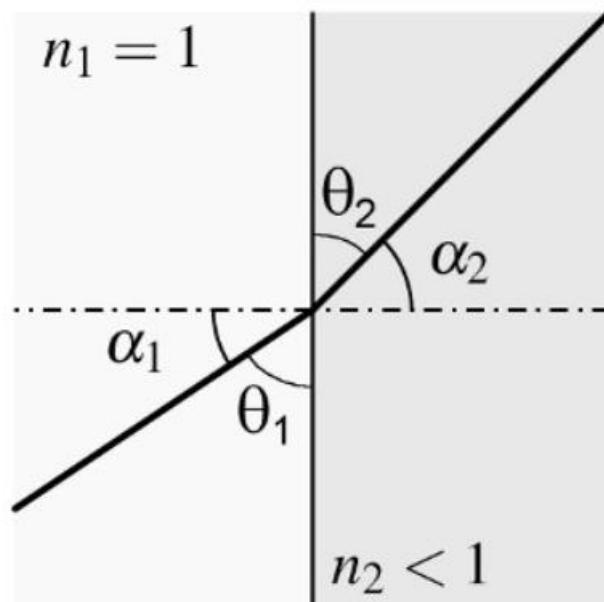
1. Fotohemski (x-zrak u materiji izaziva hemijsku reakciju)
2. Fosforencija i fluorescencija (pretvaranje energije x-zraka u svetlosnu)
3. Jonizacija (atom gubi valentni elektron iz svoje poslednje elektronske ljuske. Pošto atom gubi elektron, postaje pozitivni jon)

2.5.1. Refleksija i refrakcija x-zraka

X-zraci se mogu reflektovati pod određenim uslovima kada interaguju sa materijom. Najčešće razlikujemo tri vrste refleksije.

1) Totalna refleksija

Javlja se kada je incidentni ugao manji od kritičnog ugla (Slika 9)



Slika 9. Uglovi refrakcije koji se koriste za kalkulacije kritičnog ugla totalne refleksije.

Kritični ugao se računa dakle počevši od Snellovog zakona:

$$\frac{\sin \alpha_1}{\sin \alpha_2} = \frac{n_2}{n_1}$$

gde ugao α_1 odgovara upadnom zraku a ugao α_2 izlaznom, dok indeks prelamanja n_2 odgovara materiji a n_1 sredini iz koje zrak dolazi.

Ako prepostavimo da zrak dolazi iz vakumske sredine, $n_1 = 1$, onda je kritični ugao:

$$\alpha_{critical} = \arcsin n_2$$

Kako je n_2 jedva ispod vrednosti 1, maksimalni ugao totalne refleksije je blizu 90° . Refleksioni uglovi se mere kao uglovi θ između upadnog zraka i površine ogledala. Kritični ugao je onda:

$$\cos \theta_{critical} = n_2$$

Kako je $n_2 = 1 - \delta$ i razvijanjem Tejlorovog reda prema kosinusu, dobijamo za kritični ugao sledeće jednačine:

$$\cos \theta_{critical} = 1 - \frac{(\theta_{critical})^2}{2} + \dots$$

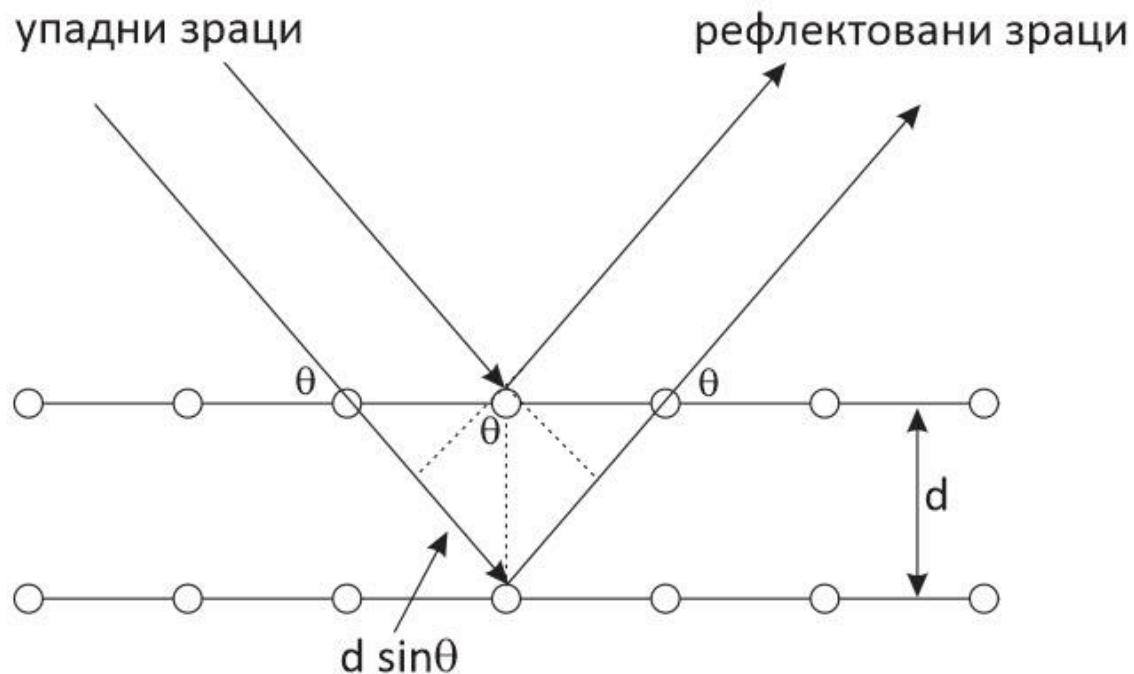
$$\frac{(\theta_{critical})^2}{2} \approx \delta$$

$$\theta_{critical} \approx 81\sqrt{\delta}$$

Merenjem skretanja x-zraka pri prolasku iz jedne u drugu sredinu se pokazalo da je efekat refleksije ovih zraka veoma mali [6].

2) Bragova refleksija

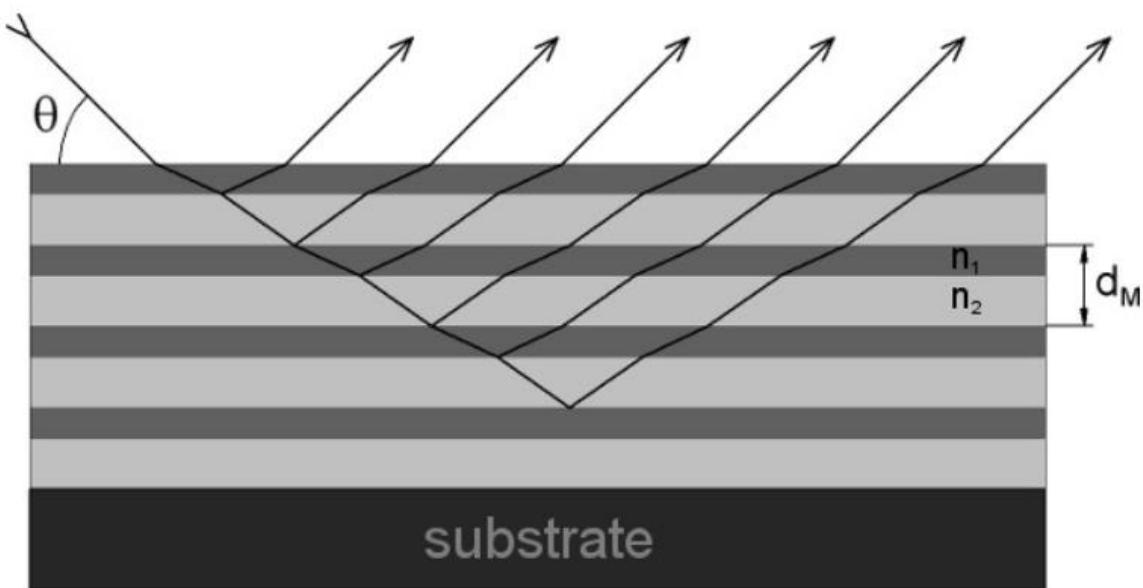
Kristalne površine pokazuju visok stepen refleksivnosti pod specijalnim uglovima u zavisnosti od talasne dužine x-zraka usled Bragove refleksije. Koriste se kristalna stakla koja omogućuju velike uglove refleksije kada je uslov za refleksiju za određenu talasnu dužinu ispunjen. Dva zraka jednake talasne dužine i faze se približavaju kristalnoj rešetki i bivaju reflektovani na dva različita atoma u njoj, na dva različita nivoa. Donji zrak prelazi dodatnu dužinu od $2 \times d \times \sin\theta$ (Slika 10). Konstruktivna interferencija nastaje kada je ta dužina jednaka celobrojnom umnošku talasnih dužina $n \times \lambda = 2 \times d \times \sin\theta$, gde je n red refleksije, λ je talasna dužina upadnih rendgenskih zraka, d je međuplanarni razmak kristala i θ je upadni ugao.



Slika 10. Bragova refleksija

3) Višeslojna refleksija

U ovom slučaju imamo višeslojni sistem koji se sastoji od slojeva različitog indeksa prelamanja (Slika 11).



Slika 11. Refleksija x-zraka na višeslojnem kristalu

2.5.2. Interakcija x-zraka sa materijom

X-zraci predstavljaju oblik jonizujućeg zračenja, te pri interakciji sa materijom prouzrokuju da neutralni atomi izbacuju elektrone. Tokom procesa ionizacije energija x-zraka se deponuje u materiju kroz koju oni prolaze. Pri prolasku kroz živo tkivo, X-zraci mogu da izazovu biohemijske promene u genima, hromozomima i drugim komponentama ćelije. Biološki efekti ionizujućeg zračenja su izuzetno kompleksni i još su pod aktivnom studijom. Terapije ovim zracima iskorištavaju prednosti ovih efekata u lečenju malignih tumora [7].

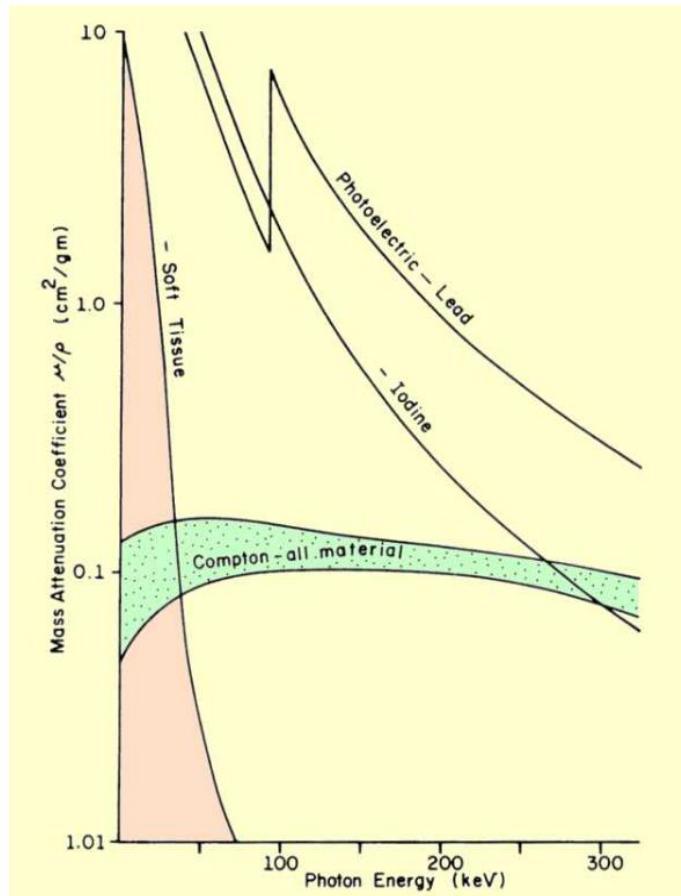
Razlikujemo dve vrste interakcije.

1) Apsorpcija

Odnos između atomskog koeficijenta apsorpcije i karakteristika zračenja koje se apsorbuje u datom materijalu se može predstaviti jednačinom: $\delta_a = a \times Z^4 \times \lambda^3 + b$, gde su a i b konstante, Z redni broj materijala a λ talasna dužina x-zraka.

Stoga, zaštita od x-zračenja bi trebala da bude od materijala visokog Z broja.

Kada se izračunaju odnosi masenih koeficijenata apsorpcije, dobije se da je maseni koeficijent apsorpcije kostiju 63 puta veći od masenog koeficijenta apsorpcije tkiva, što objašnjava oslikavanje oštrih senki i struktura kostiju na rendgenskom snimku. Atenuacija zavisi od verovatnoće odvijanja fotoelektričnog i Komptonovog efekta, te se maseni atenuacioni koef moze definisati: $\mu(\text{total}) = \mu(\text{photoelectric}) + \mu(\text{Compton})$. Maseni atenuacioni koeficijent predstavlja količnik linearног atenuacionog koeficijenta i gustine materijala (μ/ρ) a jedinica mu je cm^2g^{-1} . Na slici 12 možemo videti poređenje fotoelektričnog i Komptonovog efekta za različite materijale i energije fotona [20].



Slika 12. Fotoelektrični i Komptonov efekat za različite materijale i energije fotona.

2) Rasejanje

X-zraci skreću sa svog prvobitnog pravca tako što interaguju sa atomima materije kroz koju prolaze. Postoje dva načina kojim se postiže rasejanje, koherentno rasejanje, gde zračenje ne menja svoju talasnu dužinu i nekoherentno rasejanje, kada dolazi do promene talasne dužine.

Koherentno rasejanje je karakteristično za male energije i velike talasne dužine x-fotona. Ovo rasejanje se javlja isključivo kada je energija fotona manja od energije ionizacije. Postoje dve vrste koherentnog rasejanja, Tompsonovo rasejanje i Rejljevo rasejanje. Tomsonovo rasejanje nastaje pri interakciji x-fotona sa pojedinim nanelektrisanim česticama (npr. sa električnim poljem jezgra), a Rajljevo rasejanje pri interakciji x-fotona sa vezanim elektronima atoma [4].

Nekoherentno (Komptonovo rasejanje) je rasejanje u kojem x-fotoni koji poseduju dovoljno veliku energiju, jedan deo svoje energije predaju elektronima. Rasejni fotoni se potom rasejavaju u svim pravcima a njihova talasna dužina zavisi od ugla rasejanja [8].

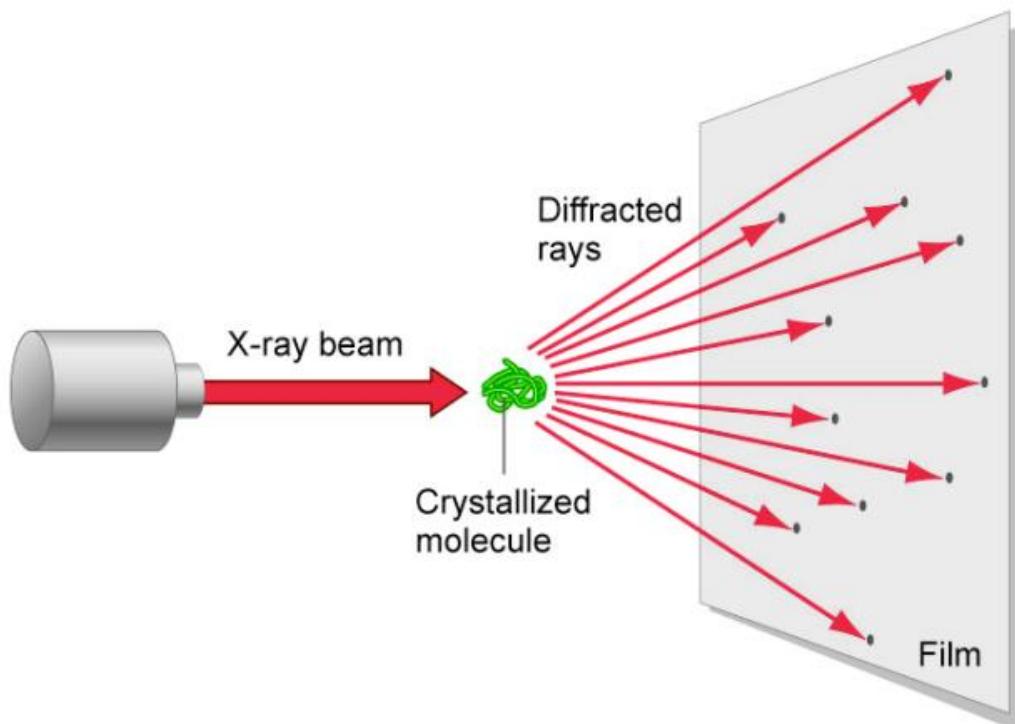
Faktori koji utiču na prođor zračenja kroz određeni objekat

Verovatnoća interakcije fotona, posebno sa fotoelektričnim efektom, povezana je sa njihovom energijom. Povećanje energije fotona generalno smanjuje verovatnoću

interakcija (slabljenje), te stoga povećava penetraciju. Po pravilu, fotoni visoke energije su prodorniji od fotona niske energije iako postoje ograničenja i izuzeci za ovo [20].

2.5.3. Difrakcija x-zraka

Difrakcija rendgenskih zraka se oslanja na prirodu rendgenskih zraka dvostrukog ponašanja talasa/čestica da bi se dobila informacija o strukturi kristalnih materijala. Dominantni efekat koji se javlja kada upadni snop monohromatskih rendgenskih zraka interaguje sa cilnjim materijalom je rasipanje tih rendgenskih zraka od atoma unutar ciljnog materijala (Slika 13). U materijalima sa pravilnom strukturom (tj. kristalnom), rasejani rendgenski zraci prolaze kroz konstruktivne i destruktivne interferencije. Ovo je proces difrakcije. Difrakcija rendgenskih zraka na kristalima je opisana Braggovim zakonom, $n \times \lambda = 2 \times d \times \sin\theta$. Pravci mogućih difrakcija zavise od veličine i oblika jedinične celije materijala. Intenzitet difraktovanih talasa zavisi od vrste i rasporeda atoma u kristalnoj strukturi. Međutim, većina materijala nisu monokristali, već se sastoje od mnogih sićušnih kristalita u svim mogućim orijentacijama koji se nazivaju polikristalni agregat ili prah. Kada se prah sa nasumično orijentisanim kristalitima stavi u snop rendgenskih zraka, snop će videti sve moguće međuatomske ravni. Ako se eksperimentalni ugao sistematski menja, svi mogući difrakcioni pikovi od praha će biti otkriveni [9].



Slika 13. Prikaz difrakcije x-zraka na kristalu.

3. Dozimetrija

3.1. Dozimetrijske veličine i jedinice

Vrste i količine hemijskih i bioloških promena zavise od količine energije koju je primila ozračena sredina. U Međunarodnom sistemu jedinica SI, energija se izražava u džulima (J) i masa u kilogramima (kg). Fundamentalna dozimetrijska veličina u radiološkoj zaštiti je apsorbovana doza.

Međutim, pored iznosa apsorbovane doze na biološke efekte zračenja utiču i drugi faktori, od kojih su najznačajnija vrsta i energija zračenja, kao i osetljivost tkiva i organa. Zato se pored apsorbovane doze koriste i ekvivalentna i efektivna doza.

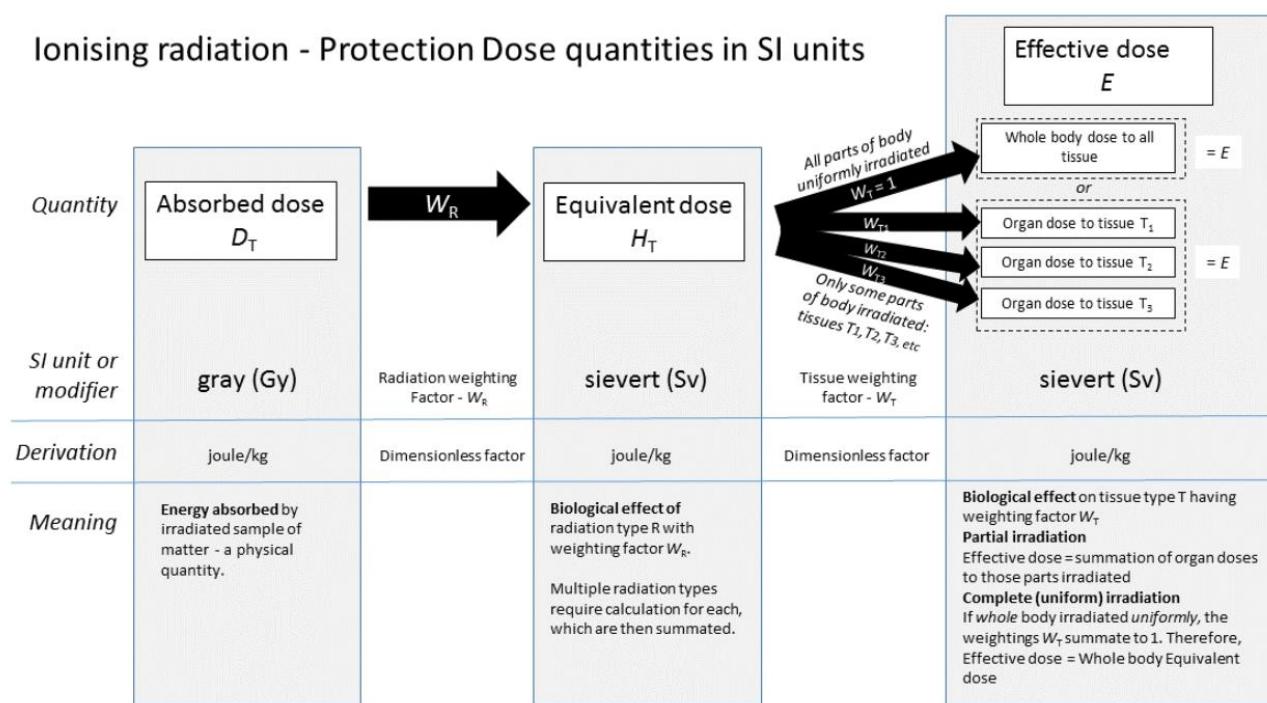
Apsorbovana doza (Dt) je srednja energija (dE) koju je jonizujuće zračenje jonizacijama i ekscitacijama predalo jedinici mase (dm) neke materije. Jačina apsorbovane doze (D) definiše se kao apsorbovana doza u jedinici vremena. Apsorbovana doza se meri u grejima (Gy).

Ekvivalentna doza (Ht) predstavlja biološki efekat zračenja i to je veličina koja uzima u obzir da efekti jonizujućeg zračenja na neko tkivo ili organ ne zavise samo od energije koja je apsorbovana po jedinici mase već i od vrste zračenja. Definiše se kao proizvod srednje apsorbovane doze $D_{t,r}$ u tkivu ili organu T koju preda zračenje vrste R i odgovarajućeg radijacionog težinskog faktora Wr : $H_{t,r} = D_{t,r} \times Wr$. Radijacioni težinski faktor Wr je bezdimenzioni faktor kojim se označava razlika u biološkim efektima različitih vrsta jonizujućih zračenja. Jedinica za ekvivalentnu dozu je džul po kilogramu (J/kg), sa posebnim nazivom sivert (Sv). Jačina ekvivalentne doze (H) definiše se kao ekvivalentna doza u jedinici vremena. Jedinica za jačinu ekvivalentne doze je džul po kilogramu u sekundi (J/kgs), odnosno sivert po sekundi (Sv/s).

Efektivna doza (E) je veličina koja je uvedena da bi se uzelo u obzir da efekti zračenja zavise i od vrste ozračenog tkiva ili organa. Definiše se kao zbir ekvivalentnih doza H_T u svim tkivima i organima tela pomnoženim sa odgovarajućim tkivnim težinskim faktorima W_T : $E_t = H_T \times W_T$. Tkvni težinski faktor W_T je bezdimenzioni faktor koji se koristi u zaštiti od jonizujućeg zračenja da bi se uzela u obzir različita osetljivost pojedinih organa tkiva na indukciju stohastičkih efekata. Jedinica za efektivnu dozu je ista kao i za ekvivalentnu dozu, sivert (Sv) [18].

Na slici 14 možemo videti šematsko objašnjenje prethodno opisanih doza.

Ionising radiation - Protection Dose quantities in SI units



Slika 14. Šematski prikaz absorbovane, ekvivalentne i efektivne doze.

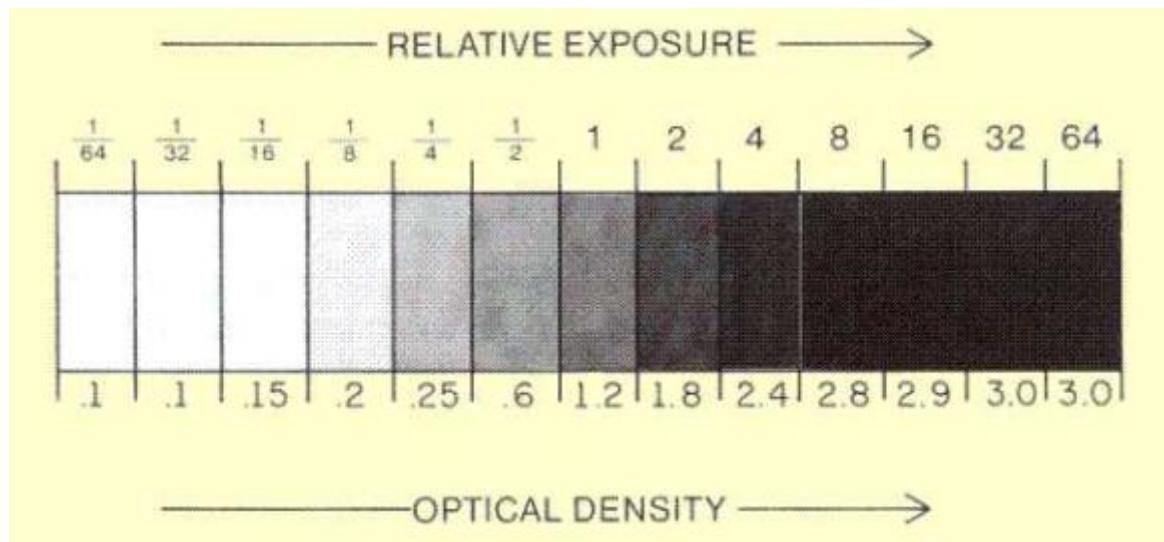
3.2. Dozimetrija u imidžingu

Bitna veličina pri opisu radijacione doze x-zračenja koja utiče na pacijenta je maseni energetski apsorpcioni koeficijent μ_{en}/Q . U tabeli 1 možemo videti vrednosti ovih parametara za mišić i kosti. Maseni apsorpcioni koeficijent nam pokazuje koji deo energije fotona biva apsorbovan po jedinici mase u meti tokom fotonskih interakcija. Maseni apsorpcioni koeficijent ne bi trebalo pomešati sa masenim atenuacionim koeficijentom koji pak određuje broj interakcija fotona po jedinici mase za razliku od energije koja je apsorbovana.

Tabela 1. Maseni energetski apsorpcioni koeficijent μ_{en}/Q (cm^2/g) za fotone u mišiću i kosti [5].

Energija fotona (keV)	μ_{en}/Q (cm^2/g) Mišić ($Q = 1.05$)	μ_{en}/Q (cm^2/g) Kost ($Q = 1.92$)
10	4.964	26.800
20	0.564	3.601
30	0.161	1.070
40	0.072	0.451
50	0.043	0.234
60	0.033	0.140
80	0.026	0.069
100	0.025	0.046
150	0.027	0.032
200	0.029	0.030
300	0.032	0.030

Snop fotona x-zraka se koristi u svrhe nastanka slike. Razlike u tkivu koje se oslikava se može prikazati kroz samo razvijanje filma. Putanje individualnih fotona će odrediti karakteristike slike, u kojoj se oslikavaju razne nijanse zatamnjena i posvetljenja. Gusta materija redukuje intenzitet upadnog snopa što proizvodi svetlijia područja na obrađenom filmu. Oblasti sa niskom gustinom lako propuštaju snopove x-zraka, a na filmu se ti delovi javljaju kao zacrnjenje. Opšti odnos između gustine filma (nijanse sive) i ekspozicije možemo videti na slici 15 [20].



Slika 15. Opšti odnos između gustine filma (nijanse sive) i ekspozicije.

Tako nam je poznato da se na rendgenskim snimcima kosti koje su velike gustine prikazuju svetlim intenzitetom, dok se na primer neki vazdušni jastuci u tkivu gde je gustina izuzetno retka, prikazuju kao crne oblasti (Slika 16).



Slika 16. Tipičan RTG snimak pluća – normalan nalaz.

Apsorbovana doza na površini kože pacijenta je daleko veća od one na izlazu. Razlog tome je što se određen broj fotona apsorbuje u tkivu pri prolasku kroz pacijenta. Tako na primer intenzitet fotona energije 30 keV nakon prolaska kroz tkivo debljine 10 cm u proseku ima 4.3 puta veću dozu na površini kože u odnosu na izlaznu tačku. Za fotone energije 60 keV doza na ulazu je oko 1.3 puta veća od one na izlazu.

Broj fotona koji izađu iz tela je u suštini jedini bitan za razvijanje radiografske slike. Teži i veći pacijent će zato biti izloženi većoj dozi zračenja jer veći broj fotona mora da prođe kroz njih i detektuje se na drugoj strani.

Treba uzeti u obzir bitan faktor kod odabira kVp mašine a to je koliko je efikasna zadata energija fotona u otkrivanju nijansi i razlika između susednih tkiva. Ukoliko je tkivo debelo 0.5 cm, atenuacioni koeficijent je 0.34 cm^{-1} za 80 keV fotone, te dolazi do uklanjanja oko 17% fotona iz tog snopa. Sa druge strane, za fotone od 100 keV, atenuacioni koeficijent iznosi 0.161 cm^{-1} , što znači da svega 8% fotona biva atenuirano. S toga zaključujemo da bi manja energija fotona dala bolje rezultate u kontrastu slike za ovaj konkretan slučaj. Rezultati su još bolji za materijale sa višim Z, kao što su kosti, a oštrij kontrast i detalji slike se mogu dobiti nižim vrednostima kVp x-zraka pogotovo ako ističemo kost u odnosu na okolno tkivo. Sa druge strane,

ove prednosti bi trebalo razmotriti iz ugla nižih ulaznih doza koje obezbeđuju veće energije rendgenskih x-zraka za datu ekspoziciju zbog njihove prodone moći. Celu stvar komplikuje i činjenica da se x-zraci nikada ne proizvode na jedinstvenoj energiji, već u čitavom nizu fotonskih energija. Fotoni niske energije u rendgenskim spektrima su u velikoj meri atenuirani te oni jako malo i skoro da uopšte ne doprinose nastanku slike. Sve što oni rade jeste da proizvode veoma visoke doze na površini tkiva te zbog toga njih treba maksimalno redukovati pomoću filtracije ili nekih drugih tehnika.

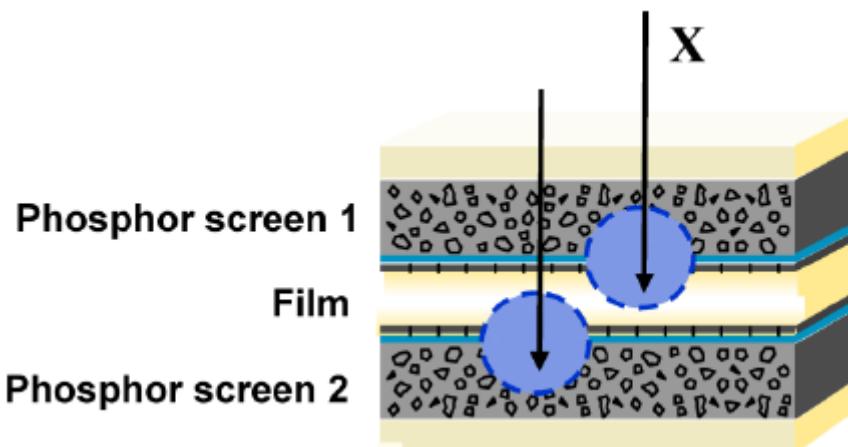
4. Detektori x-zračenja

Detektori se koriste u svrhu dobijanja slike, a takođe i za merenje količine zračenja kojoj je pacijent izložen tj. u svrhu dozimetrijskih merenja.

4.1. Film detektori

Rendgen je i sam koristio film detektor pri otkriću x-zraka. Godinama je ovo bio uobičajeni detektor u dijagnostičkoj radiologiji. Poslednjih godina je zamenjen digitalnim detektorem [11].

Tipičan film (Slika 17) se sastoji od transparentne baze debljine 200 μm , koja je obložena sa obe strane srebro bromidom. Kada se film razvije, zrna emulzije koja su apsorbovala energiju se redukuju na crne tačkice metalnog srebra. Film se zatim fiksira i odstrane se neredukovani ostaci srebro bromida iz emulzije. Rezultat svega predstavlja film koji apsorbuje vidljivu svetlost kada je pogoden jonizujućim zračenjem. Frakcija incidentne svetlosti koja prolazi kroz film nakon razvitka se zove transmitanca T. Optička gustina se definiše kao $OD = \log_{10}(1/T)$. Film koji transmituje 1% incidentne vidljive svetlosti ima optičku gustinu 2.



Slika 17. Izgled preseka filmskog detektora koji se koristi u konvencionalnoj radiografiji.

Film takođe sadrži emulziju u kojoj se nalazi AgBr. To zahteva dozu od 1.74×10^{-4} Gy u vazduhu neposredno ispred filma da bi se dobila optička gustina 1. Manja doza na filmu na mestu značajnije atenuacije u telu prikazuje svetliju oblast, kao na senkama srca i kostiju [11].

Izlazna doza, odnosno ona doza neposredno ispred filma se može predstaviti na nekoliko načina. U funkciji energetskog fluksa fotonskog snopa, izlazna doza je

$$D_{telo} = (\mu_{en}/Q)_{telo} \Psi.$$

U funkciji doze u vazduhu ispred filma

$$D_{telo} = ((\mu_{en}/Q)_{telo}/(\mu_{en}/Q)_{vazduh}) \times D_{vazduh}$$

U funkciji doze u samom filmu

$$D_{telo} = ((\mu_{en}/Q)_{telo}/(\mu_{en}/Q)_{film}) \times D_{film}$$

Za fotone energije 50 keV nalazimo da

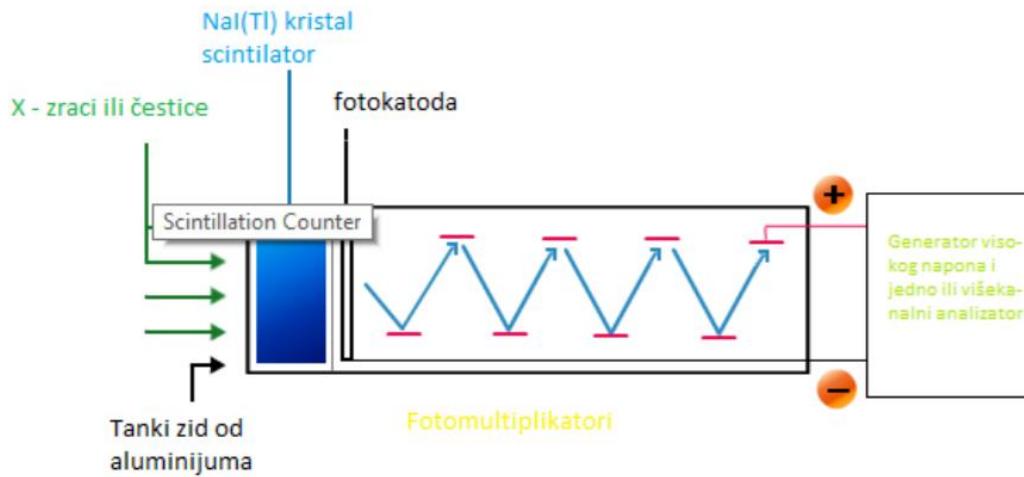
$$(\mu_{en}/Q)_{mišić}/(\mu_{en}/Q)_{vazduh} = 0.004349/0.004098 = 1.061$$

Prema tome, doza na izlazu bi bila $(1.74 \times 10^{-4}) \times (1.061) = 1.85 \times 10^{-4}$ Gy. Zbog efekta atenuacije, ulazna doza će biti daleko veća.

Doza se može redukovati čak za faktor 50 i više ukoliko film postavimo između dva fluorescentna pojačavajuća ekrana. Fotoni x-zraka imaju manju verovatnoću interakcije unutar filma, a ekrani veću šansu za apsorpciju fotona i konvertovanje u vidljivu svetlost. Tipičan ekran može sadržati delove gadolinijum oksisulfida dopirane terbijumom ($Gd_2O_2S:Tb$) debljine oko $150 \mu m$. Ovaj sloj je poduprt tankim reflektujućim slojem. Takva dva ekrana sa obe strane sa ukupnom debljinom od 1.2 kg m^{-2} apsorbuju 28% 50 keV fotona koji prolaze kroz njih. Sveobuhvatni efekat jeste da se proizvede ista optička gustina kada se energetski fluks u snopu x-zraka smanji za faktor 50. Obično se parče filma postavlja u kasetu čije su prednja i zadnja strana napravljene od materijala ekrana [11].

4.2. Scintilacioni detektori

Predstavlja jedan od najčešće korišćenih detektora u nuklearnoj i čestičnoj fizici (Slika 18). Rade na principu činjenice da određeni materijali prilikom prolaska jonizujućeg zračenja emituju vidljivu svetlost tj. scintilaciju [12]. Njihov rad se povezuje sa odgovarajućim pojačavačima u vidu fotomultiplikatora. Pomoću tog sistema pretvaraju svetlost u električni impuls. Taj signal se kasnije može analizirati i brojati pružajući nam informacije o zračenju koje je prošlo kroz scintilator.



Slika 18. Šematski prikaz kristalnog scintilacionog detektorskog sistema

Detektorski sistem se sastoji od scintilacionog materijala koji se optički poveže sa fotomultiplikatorom. Povezivanje može biti direktno ili kroz svetlosni vod. Tokom prolaska čestice jonizujućeg zračenja kroz scintilator dolazi do ekscitacije molekula i atoma scintilatora što u konačnici prouzrokuje emisiju svetlosti. Emitovana svetlost unutar scintilatora se dovede na fotokatodu, sa koje se emituju elektroni. Emitovani elektroni se u fotomultiplikatoru umnožavaju i stvaraju signal koji se na izlazu može detektovati i dalje obrađivati [13].

Bitne karakteristike scintilacionih detektora su:

1. Određivanje energije čestice koja je izazvala scintilaciju: Jačina svetlosti koja se emituje u scintilatoru je linearno zavisna od energije upadne čestice. Fotomultiplikator je linearni uređaj, te je signal na izlazu detektora u linearnoj zavisnosti sa energijom upadne čestice.
2. Brzo vreme odziva: Brz odziv omogućava detekciju dva različita događaja sa visokim stepenom preciznosti. Samim tim im je omogućeno da izbroje mnogo veći broj događaja u poređenju sa nekim drugim instrumentima.
3. Analiza impulsa: Oblik impulsa emitovane svetlosti omogućuje u nekim slučajevima da se prikupe informacije o vrsti čestice koja je prošla kroz scintilacioni uređaj. U zavisnosti od ionizacione moći čestice dobijamo različite fluorescentne mehanizme ekscitacije.

Danas postoji šest vrsta scintilacionih materijala: organski kristali, neorganski kristali, organske tehnosti, plastike, gasovi i stakla. Međutim, neki od njih nisu

pogodni za pravljenje detektora. Materijali koji ispunjavaju sledeće uslove spadaju u pogodne:

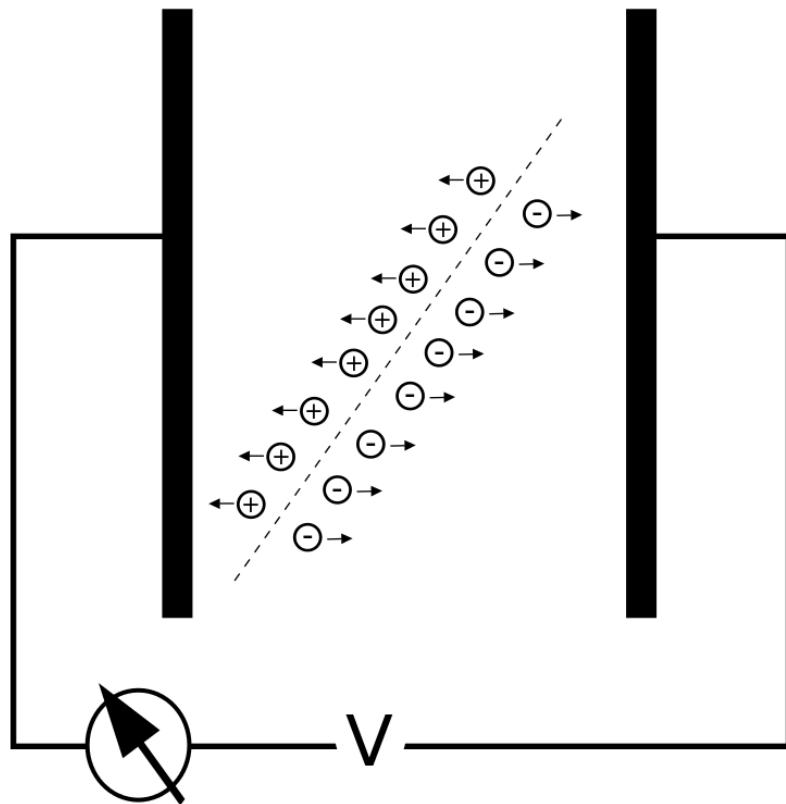
1. Velik stepen efikasnosti za konverziju ekscitacione energije u fluorescentnu svetlost.
2. Konverzija ekscitacione energije mora da bude linearno zavisna od energije incidentne čestice.
3. Materijal mora da bude transparentan za sopstvenu emitovanu svetlost te da omogući prolazak svetlosti sa što manje prigušenja.
4. Scintilacioni spektar mora približno odgovarati maksimumu spektralne osetljivosti fotomultiplikatora.
5. Kratko mrtvo vreme.
6. Scintilator mora biti dobro rastvorljiv i biti što manje osetljiv na prisustvo supstanci prigušivača.

U prirodnom okruženju ne postoje scintilatori koji ispunjavaju sve navedene uslove. Isto tako se do sada nije uspeo sintetisati ni jedan takav primerak. U upotrebi se najčešće sreću neorganski kristali alkalnih halogenida (NaI), koji imaju najveći svetlosni doprinos, odličnu linearnost odziva koji je međutim spor i organski tečni ili plastični scintilatori, koje karakteriše brži ali slabiji doprinos svetlosti.

4.3. Gasni detektori

Jonizacija u gasu predstavlja osnovu za razvitak tri vrste detektora x-zračenja: ionizacione komore, proporcionalni brojač i Gajger-Milerov brojač [11]. Foton koji prolazi kroz gas može da proizvede fotoelektrični ili Komptonov efekat, kao i proizvodnju para. Jonski parovi se proizvode u gasu gde je prosečan broj parova proporcionalan količini izgubljene energije.

Ionizaciona komora (Slika 19 i Slika 20) služi za merenje doze jonizujućeg zračenja. Pravi se u vidu komore sa vazduhom na atmosferskom pritisku u kojoj su postavljene pozitivna i negativna elektroda. Kada zračenje uđe u komoru i ionizuje gas unutra (vazduh), dolazi do oslobođanja pozitivnih jona koji se talože na katodi i elektrona koji se skupljaju na anodi. Stvara se električna struja koja se može izmeriti galvanometrom. U ionizacionim komorama elektrode se nalaze na potencijalu čije električno polje samo prikuplja jone oslobođene primarnom ionizacijom. Električno polje nije dovoljno snažno za ubrzavanje jona čime se izbegavaju sekundarne ionizacije. Ove komore se koriste za precizna merenja polja zračenja.



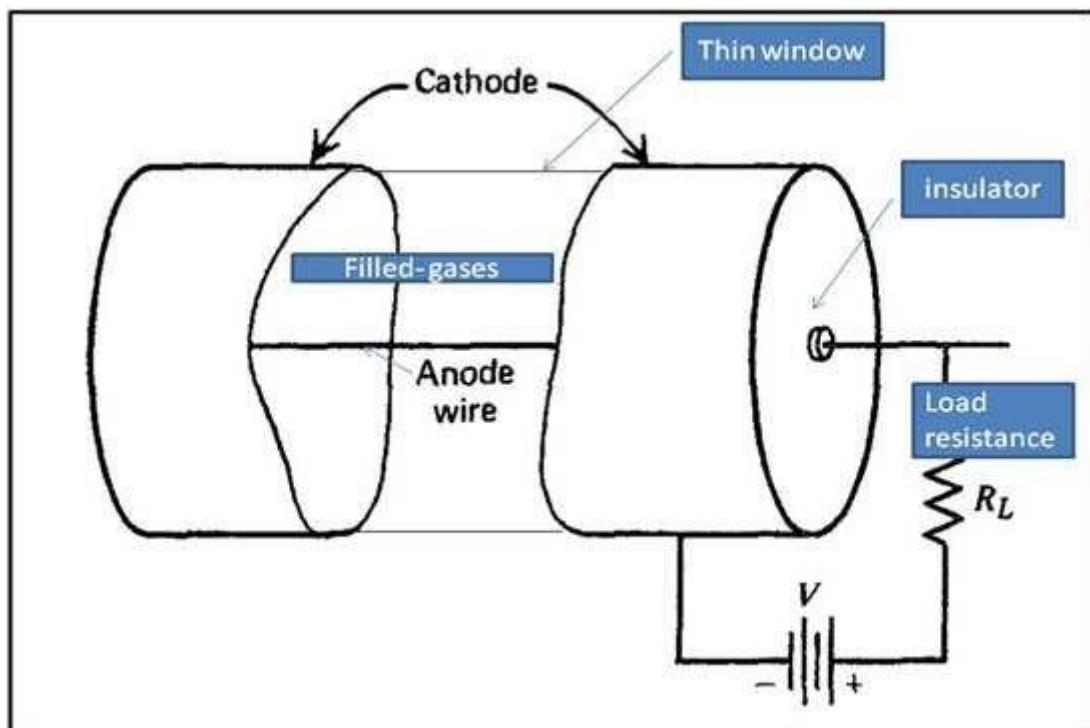
Slika 19. Šematski prikaz jonizacione komore.



Slika 20. Jonizaciona komora u dozimetarskom uređaju.

Proporcionalni brojač (Slika 21 i Slika 22) je merni instrument koji se koristi za brojanje čestica jonizujućeg zračenja i za merenje njihove energije. Jačina signala je

srazmerna energiji upadnog zračenja. Sastoji se od šuplje cevi čijom sredinom prolazi tanka žica koja predstavlja anodu. Unutrašnjost cevi je ispunjena plemenitim gasom, često se koristi ksenon (Xe). Čitavo kućište proporcionalnog brojača je uzemljeno. Žica, odnosno anoda je na visokom naponu od 1.5 do 2 kV. Princip rada se zasniva na sledećem mehanizmu: foton x-zračenja koji uđe u brojač i ionizuje plemeniti gas unutra. Nastali elektroni se ubrzano kreću prema anodi visokog napona, dok se pozitivni joni kreću sporije prema spoljašnjosti odnosno kućištu. Sa porastom brzine, raste i kinetička energija elektrona što može dovesti do ponovnih ionizacija atoma na koje najdu na svom putu. Sa ovim slučajem dolazi i pojačanje odnosno povećanje broja parova koji nastaju. Električni signal čiji je napon srazmeran energiji zračenja će nastati kada elektroni padnu na anodu, odnosno kada se smanji pozitivni napon na kondenzatoru. Od plemenitih gasova se pored ksenona koriste još argon (Ar), metan, ugljenik-dioksid i drugi.

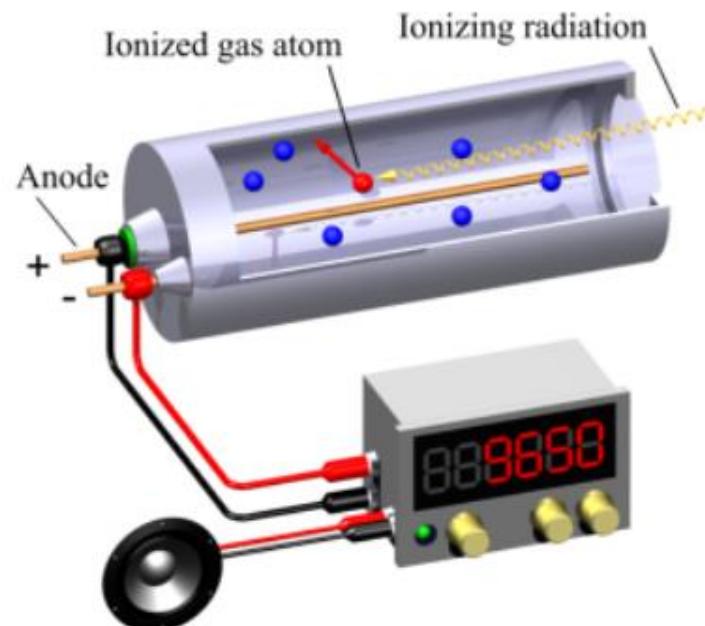


Slika 21. Proporcionalni brojač ispunjen gasom.



Slika 22. Proporcionalni brojači x-zračenja.

Gajger-Milerov brojač (Slika 23) takođe spada u grupu gasnih detektora. Prevashodna namena mu je da meri aktivnost, dok vrstu radioaktivnog zračenja ne može da prepozna. Sastoji se od hermetički zatvorenog šupljeg metalnog cilindra koji je ispunjen nekim plemenitim gasom (He, Ar) i malom količinom organskih ili halogenih molekula pod sniženim pritiskom. Dužinom centra cilindra prostire se žica od volframa koja predstavlja anodu. Na jednoj strani cilindra se nalazi prozor kroz koji prolazi zračenje, a materijal od kojeg je prozor izrađen zavisi od vrste zračenja za čiju detekciju je brojač namenjen [12].

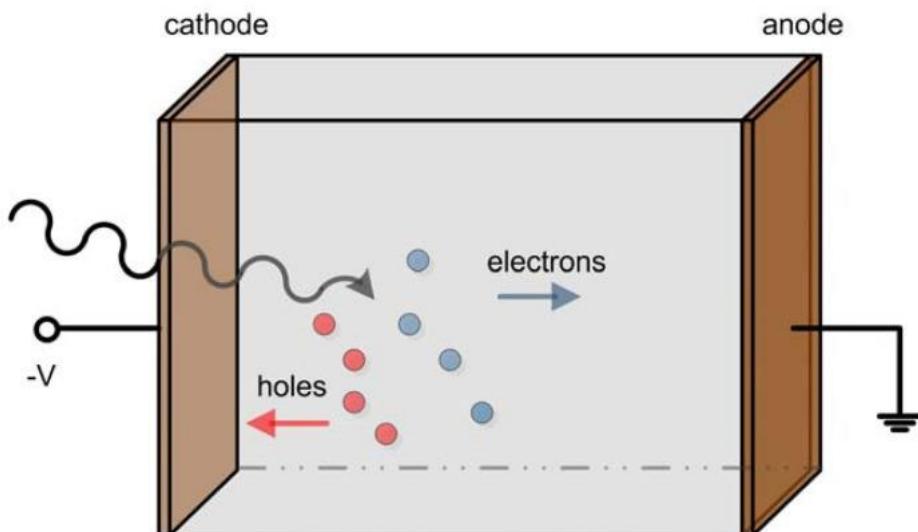


Slika 23. Šematski prikaz Gajger-Milerovog uređaja.

4.4. Poluprovodnički detektori

Ova vrsta detektora je veoma slična ionizacionoj komori, osim što se čvrsta materija koristi kao detektorski medijum umesto gasa. Jonski par predstavlja elektron koji je stekao dovoljnu energiju da napusti atom i kreće se slobodno unutar poluprovodnika i šupljinu koju elektron ostavlja. Šupljinu mogu da popunjavaju elektroni iz susednih atoma, a samim tim se šupljina može kretati od atoma do atoma kao pozitivno nanelektrisanje [11]. Poluprovodnički detektor (Slika 24) ima dve bitne prednosti u odnosu na ionizacionu komoru:

1. Za nastanak para elektron-šupljina je potrebna mala energija od svega 3 eV, što poboljšava statističku preciznost.
2. Gustina čvrste materije je daleko veća od gustine gasa, što povećava verovatnoću fotonskih interakcija. Efikasni presek po interakciji se povećava u skladu sa većim Z .



Slika 24. Šematski izgled poluprovodničkog detektora.

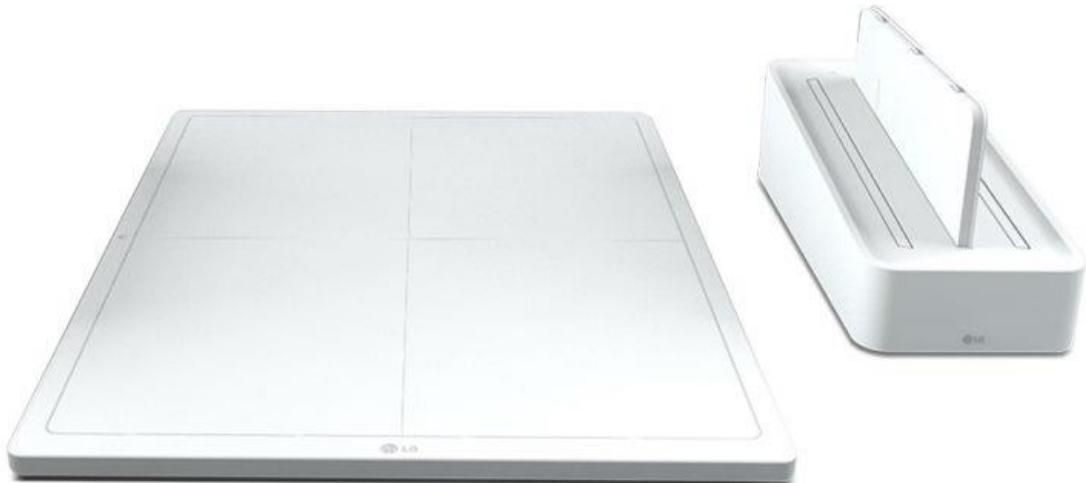
4.5. Digitalni detektori

Digitalni detektori (Slika 25) su uveliko zamenili filmske detektore u kliničkoj radiografiji. Slika dobijena pomoću digitalnog detektora ima do 400 puta veći dinamički opseg, omogućuje laku manipulaciju sa računarskim algoritmima kao i duplikaciju ukoliko je to potrebno. Incidentni snop x-zračenja se pretvara u ekvivalentni električni signal a zatim u digitalnu sliku putem detektorskog senzora [11]. U poređenju sa drugim uređajima za obradu slike, takozvani flat-panel detektori pružaju digitalne slike visokog kvaliteta. Pored velikog dinamičkog opsega, pružaju i bolji odnos signal-šum.

Digitalni detektori rade na dva različita načina, preko indirektne i direktnе konverzije. Flat-panel detektori sa indirektnom konverzijom imaju scintilatorski sloj koji pretvara rendgenske fotone u fotone vidljive svetlosti i koristi matricu fotodiode od amorfног silicijuma za naknadno pretvaranje svetlosnih fotona u električni signal. Ovaj signal je proporcionalan broju i energiji rendgenskih fotona koji stupaju u interakciju sa detektorom, a samim tim i količini i gustini materijala koji je apsorbovao rendgensko zračenje.

Detektori sa direktnom konverzijom koriste foto provodnik kao što je amorfni selen ili kadmijum telurid na ploči sa više mikro elektroda, pružajući najveću oštrinu i rezoluciju. U procesu direktne konverzije, kada rendgenski fotoni padnu na foto provodni, oni se direktno pretvaraju u električne signale koji se pojačavaju i digitalizuju. Pošto ovde nema scintilatora, bočno širenje svetlosnih fotona izostaje, što doprinosi oštrijoj slici. Informacije se sa oba tipa detektora čitaju pomoću tankoslojnih tranzistora.

Druga vrsta medija za digitalnu detekciju rendgenskog zračenja su linearni detektorski nizovi. Oni se sastoje od jednog reda piksela za detekciju rendgenskih zraka, a ne od matrice.



Slika 25. Digitalni detektor sa čitačem.

4.6. IMI Inspector Alert dozimetar

IMI Inspector Alert detektor (Slika 26) je korišćen za merenja ambijentalnog ekvivalenta doze u ovom radu. On predstavlja zdravstveni i sigurnosni instrument koji omogućuje detekciju niskog nivoa radijacije, te meri alfa, beta i gama zračenje. Njegove osnovne uloge su:

1. Detekcija i merenje površinske kontaminacije

2. Monitoring moguće ekspozicije zračenju pri radu sa radionuklidima

3. Snimanje pozadinskog zračenja

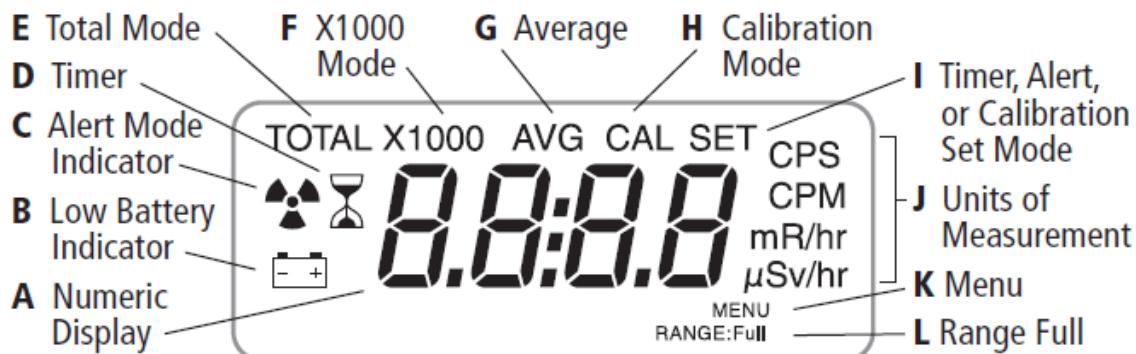
Ovaj detektor koristi Gajger-Milerovu cev za detekciju zračenja. Princip je da Gajgerova cev generiše električni puls svaki put kada zračenje prođe kroz cev i prouzrokuje ionizaciju. Svaki puls se elektronički registruje kao odbroj. Sam prikaz jedinice odbroja se može podesiti u tri varijante: mikrosivert po času ($\mu\text{Sv}/\text{h}$), odbroj (CPM) ili ukupan odbroj.

Kao što smo rekli, ovaj uređaj meri alfa, beta, gama i x-zračenje. Podešen je da detektuje male promene u nivoima zračenja kao i da ima visoku osetljivost za većinu sličnih radionuklida.



Slika 26. Izgled Inspector Alert detektora sa označenim komponentama.

Detektor broji ionizujuće događaje i prikazuje rezultate na tečnom kristalnom displeju (Slika 27). Prikaz jedinice merenja se podešava pomeranjem prekidača Mode Switch (6). Kada se detektor koristi, crveno svetlo za odbroj treperi svaki put kada se detektuje ionizujući događaj.



Slika 27. Prikaz displeja sa naznačenim funkcijama.

Indikatori na LCD ekranu nas informišu o režimu postavke, trenutnoj funkciji i statusu baterije.

Inspector Alert je dizajniran obostrano za jedinice SI sistema (mikrosivert po času) i za konvencionalne jedinice (milirentgen po času). Normalne vrednosti **pozadinskog zračenja** variraju na različitim mestima, čak i u različitim delovima iste prostorije. Da bi očitavanja bila precizna i tačna, dobro je ustanoviti normalne vrednosti pozadinskog zračenja za svako područje u kom je nameravano merenje.

IMI Inspector Alert se može držati u Dose Rate ili Count Rate modu kada god želimo da pratimo **ambijentalno zračenje**. Takođe možemo da koristimo Alert mod da nas upozori ukoliko se zračenje poveća iznad nivoa upozorenja.

Za proveru **površinskog zračenja**, trebamo držati uređaj sa Alfa modom okrenut i blizu površine. Da bi smo saznali da li je površina neznatno radioaktivna, stavimo Inspector pored i izmerimo vremenski odbroj ili duže akumulirano brojanje.

Što se tiče **kalibracije**, očitavanja IMI Inspectora obično ostaju stabilna za mnoge godine korišćenja. Specifične industrije, kao što su dijagnostičke laboratorije, radiografija i javna sigurnost, deluju prema standardima ili propisima koje zahtevaju rutinske kalibracije. Neki standardi zahtevaju češće kalibracije a neki zahtevaju i povremeno korišćenje provere izvora kako bi smo bili sigurni da instrument radi pravilno. Standardni radionuklid za kalibraciju je Cs-137. Za kalibracije prema drugom radionuklidu treba upotrebiti kalibrисани izvor za taj radionuklid ili odrediti odgovarajući faktor konverzije u odnosu na Cs-137. Kalibracije se obično rade na oko 2/3 maksimalnog očitanja, ili 660 $\mu\text{Sv}/\text{h}$ (66 mR/h). Neke laboratorije vrše proveru kalibracije u tri tačke, na primer 250, 500 i 660 $\mu\text{Sv}/\text{h}$ (25, 50 i 66 mR/h) ili iznad 900 $\mu\text{Sv}/\text{h}$ (90 mR/h). Ukoliko izvor nije dostupan, a Gajgerova cev radi normalno,

elektronička kalibracija se može izvesti pomoću generatora kalibrisanog impulsa. To potvrđuje da instrument tačno broji, ali ne potvrđuje osetljivost Gajgerove cevi [19].

5. Zaštita od x-zračenja

5.1. Pravilnik o prijavljivanju i evidentiranju jonizujućih zračenja i pravilnik o uslovima za dobijanje licence za obavljanje radijacione delatnosti

Zakonska regulativa postoji radi pridržavanja, upravljanja, korišćenja i odlaganja sredstava koja emituju ionizujuće zračenje. Republika Srbija, između ostalog, takođe je donela pravilnik koji se nalazi u „SL. glasnik RS“, br. 25/2011 i 50/2018. Samo najbitniji članovi pravilnika, a koji se tiču ovog rada, će biti citirani i opisani u daljem tekstu ovog poglavlja.

Član 1 nalaže da je ovaj pravilnik donela Agencija za zaštitu od ionizujućih zračenja i nuklearnu sigurnost Srbije. Pravilnikom se utvrđuju sledeće stavke:

1. Izvore ionizujućih zračenja za čije je korišćenje pravno lice, odnosno preduzetnik dužan da pribavi potvrdu o evidentiranju.
2. Izvore ionizujućih zračenja za čije korišćenje pravno lice, odnosno preduzetnik nije dužan da pribavi potvrdu o evidentiranju (izvori koji se izuzimaju od regulatorne kontrole).
3. Obrazac i sadržaj prijave izvora ionizujućih zračenja koja pravna lica i preduzetnici poseduju odnosno koriste.

Pod članom 3, radijaciona delatnost obuhvata delatnosti koje uključuju rizik od ionizujućih zračenja iz veštačkih ili prirodnih izvora zračenja u slučajevima kada se prirodni radionuklidi obrađuju ili su obrađivani zbog svojih radioaktivnih, fisionih ili drugih pogodnosti za primenu i podrazumeva:

1. Proizvodnju, preradu, rukovanje, upotrebu, odlaganje, skladištenje, transport, uvoz, izvoz i trajno odlaganje radioaktivnog materijala.
2. Rukovanje električnom opremom koja emituje ionizujuća zračenja i sadrži delove koji rade na naponu većem od 5 kV.
3. Svaku drugu delatnost koju utvrđi Agencija.

Član 9 nalaže da je pravno lice, odnosno preduzetnik obavezan da prijavi sve izvore jonizujućih zračenja koje poseduje a koji nisu izuzeti ovim pravilnikom.

Pod članom 10 stoji da pravno lice, odnosno preduzetnik, je u obavezi da prijavi Agenciji nameru nabavke i korišćenja jonizujućih zračenja.

Član 11 utvrđuje da je pravno lice, odnosno preduzetnik dužan da prijavi Agenciji proizvodnju, preradu, korišćenje, čuvanje, promet, transport, odlaganje ili bilo koju drugu radijacionu delatnost, kao i izvore jonizujućih zračenja sa kojima obavlja ili ima nameru da obavlja neku radijacionu delatnost osim u slučaju kada su izuzeti od regulatorne kontrole.

Član 14 nalaže da pravno lice, odnosno preduzetnik nije dužan da prijavi Agenciji proizvodnju, preradu, korišćenje, čuvanje, promet, transport ili odlaganje izvora zračenja ako je rizik po ljude i životnu sredinu zanemarljivo mali odnosno ako je procenjena godišnja efektivna doza za najugroženijeg pojedinca manja od $10 \mu\text{Sv}$ i ako procenjena godišnja kolektivna doza nije veća od 1 čovek-Sv.

Član 21 obavezuje da pravno lice, odnosno preduzetnik obavezan je da pribavi licencu za obavljanje radijacione delatnosti ako se na bilo koji način upotrebljava jedan ili više izvora jonizujućih zračenja koji nisu izuzeti od regulatorne kontrole ili ne pripadaju izvorima zračenja koji se evidentiraju. Pravno lice, odnosno preduzetnik obavezan je da pribavi licencu za obavljanje radijacione delatnosti u skladu sa Pravilnikom o uslovima za dobijanje licence za obavljanje radijacione delatnosti.

Član 23 kaže da će Agencija doneti odluku o oslobođanju od nadzora onog izvora jonizujućeg zračenja za koji utvrdi da za godinu dana neće prouzrokovati veću kolektivnu dozu od 1 čovek-Sv, niti za bilo kog pojedinca veću godišnju efektivnu dozu od $10 \mu\text{Sv}$.

Član 26 nalaže da pravno lice, odnosno preduzetnik obavezan je da čuva evidenciju o izvorima zračenja koji su oslobođeni od regulatorne kontrole.

Takođe, u „Pravilnik o uslovima za dobijanje licence za obavljanje radijacione delatnosti“ ("Sl. glasnik RS", br. 61/2011, 101/2016 i 50/2018) definisano je: Objekti i prostorije u kojima se nalaze i koriste rendgen aparati i akceleratori moraju biti projektovani po važećim standardima i ispunjavati sve propisane uslove za bezbedan rad sa tim uređajima i za sprovođenje mera zaštite od jonizujućih zračenja.

5.2. Zaštita pacijenta od x-zračenja

Ključno pravilo pri korišćenju zračenja u dijagnostičke svrhe jeste da se prikupi što više korisnih informacija uz minimalan rizik za pacijenta [14]. Elementi koji se

nas tiču jesu svođenje doze koju prima pacijent na minimum. Sledeće preporuke predstavljaju osnovu dobre prakse u radiologiji sa stanovišta zaštite od ionizujućeg zračenja:

1. Smanjiti veličinu polja pomoću kolimatora koliko je to moguće. Ne izlagati zračenju delove tela koji nisu predmet interesa.
2. Koristiti maksimalnu moguću distancu do mete/pacijenta. Ovo smanjuje razliku između doze na ulaznoj strani u odnosu na dozu na izlaznoj strani.
3. Proveriti da li se koriste odgovarajući filteri.
4. Koristiti postavku za visok napon koja će rezultovati u minimumu apsorbovane doze sa zadovoljavajućim kvalitetom slike.
5. Koristiti najkraća moguća vremena ekspozicije koja će dati dobre rezultate.
6. Voditi računa o procedurama procesuiranja.
7. Planirati korake postupno i pažljivo da bi se izbegle slike lošeg kvaliteta i potreba za ponovnim snimanjem a samim tim izlaganjem pacijenta ponovo iradijaciji.

5.3. Nivo radijacije u okolini rendgenskog uređaja

Instalacija i rukovanje rendgenskim uređajem mora biti adekvatna kako bi se omogućila dovoljna zaštita za zaposlene i pacijente. Ovo se postiže postavljanjem zaštitnih barijera na mesta, odnosno neželjene pravce zračenja, kako bi se zračenje atenuiralo. Nakon instalacije uređaja i postavljanja zaštite, regulaciona radijaciona inspekcija će proveriti da li je uslov o minimalnom zračenju ispod određenog nivoa ispunjen [14].

„Pravilnik o granicama izlaganja ionizujućim zračenjima i merenjima radi procene nivoa izlaganja ionizujućim zračenjima“ ("Sl. glasnik RS", br. 86/2011 i 50/2018) objašnjava da je efektivna doza profesionalno izloženih lica uvećana, ukoliko je veća od 6 mSv za godinu dana kao i da je efektivna doza stanovništva uvećana, ukoliko je veća od 1 mSv za godinu dana. Nastalo zračenje od strane rendgenskog uređaja sadrži nekoliko komponenti:

1. Pravilan snop – sastoji se od fotonskog snopa koji prolazi direktno kroz metu kao i kroz kolimatore koji usmeravaju snop na određenu regiju kod pacijenta.
2. Rasejano zračenje – prevashodno nastaje u telu pacijenta. Može još da se rasejava od zidova i drugih objekata unutar prostorije.

3. Cureće zračenje – ovo zračenje probija kućište uređaja i kolimatora, a nije deo pravilnog snopa. Jednim delom je atenuirano od strane zidova kućišta uređaja.

Tipične doze za različita RTG snimanja možemo videti u Tabeli 2:

Tabela 2. Tipične doze za različita RTG snimanja [21].

Regija	Procedura	Efektivna doza	U poređenju sa pozadinskim zračenjem
Abdomen	CT kolonografija, snimanje sa barijumom	6 mSv	2 godine
Kost	Rentgen šake, noge	< 0.001 mSv	Manje od 3 sata
Mozak	CT glave i vrata	1.2 mSv	5 meseci
Grudni koš	Rentgen pluća	0.1 mSv	10 dana
Zubi	Rentgen zuba	0.005 mSv	1 dan
Srce	CT angiografija	8.7 mSv	3 godine
Gustina kostiju	DEXA	0.001 mSv	3 sata
Dojke	Digitalna mamografija	0.21 mSv	26 dana

5.4. Zaštita od snopa rendgenskih zraka

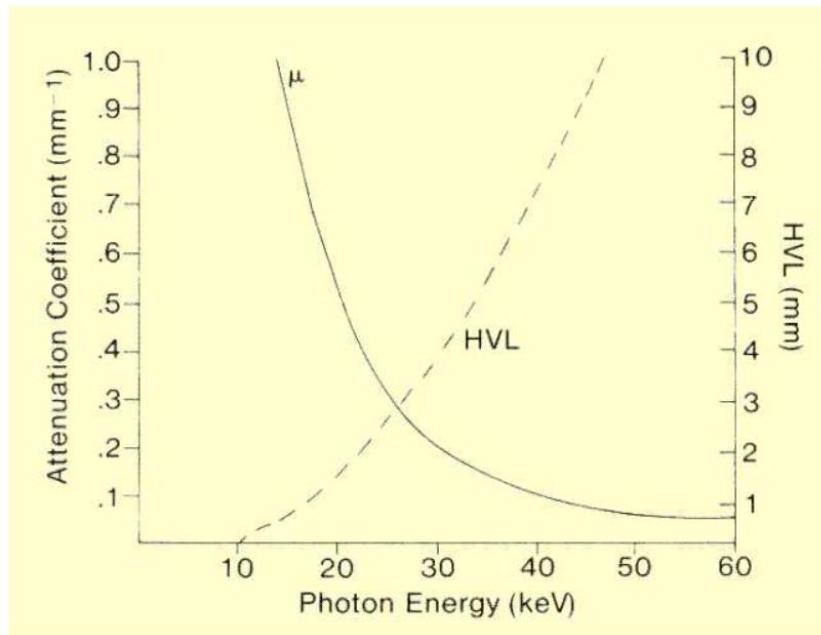
Kako bi obezbedili tačnu debljinu zaštite, potrebno je znati HVL (half-value layer) x zraka. HVL predstavlja najčešće korišćenu vrednost za opisivanje prodornosti nekog specifičnog zračenja kao i penetraciju kroz specifične objekte. HVL nekog materijala ili debljina poluvrednosti je debljina materijala pri kojoj je intenzitet zračenja koji ulazi u njega smanjen za polovinu. Povećanjem prodornosti zračenja povećava se i HVL. HVL je u korelaciji sa dometom fotona. Razlika se javlja u eksponencijalnim karakteristikama atenuacije i penetracije x-zračenja. Specifična relacija je:

$$HVL = 0.693 \times \text{Prosečan Domet} = 0.693/\mu$$

Ova jednačina pokazuje kako je HVL obrnuto proporcionalan atenuacionom koeficijentu:

$$e^{-0.693} = 0.5$$

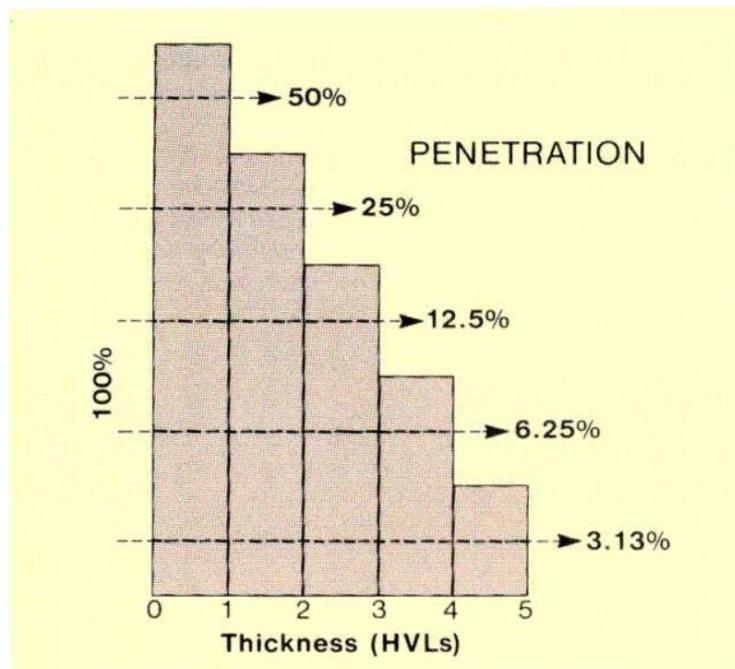
Svaki faktor koji menja verovatnoću interakcija i vrednost koeficijenta atenuacije takođe menja HVL. Ove dve veličine se upoređuju za aluminijum na slici 28. Aluminijum ima dve značajne primene u rendgenskom sistemu. Koristi se kao materijal za filtriranje rendgenskih zraka te kao referentni materijal za merenje sposobnosti prodiranja (HVL) rendgenskih zraka. Vrednost atenuacionog koeficijenta prilično brzo opada s povećanjem energije fotona i uzrokuje povećanje sposobnosti prodiranja i u skladu sa tim vecu vrednost HVL [20].



Slika 28. Odnos atenuacionog koeficijenta i HVL za aluminijum.

Slika 29 ilustrira važan aspekt HVL koncepta. Ako je penetracija kroz debljinu od 1 HVL 50%, penetracija kroz debljinu od 2 HVL bit će 0.5×0.5 ili 25%. Svaki sledeći sloj materijala debljine 1 HVL smanjuje broj fotona za faktor 0.5. Odnos između penetracije (P) i debljine materijala koji je n pola vrednosti debljine slojeva je

$$P = (0.5)^n$$



Slika 29. Odnos penetracije i debljine objekta izražen u HVL-u.

HVL vrednost se generalno određuje na osnovu najveće energije na kojoj će rendgenski uređaj raditi. Iako se HVL može teoretski izračunati, kalkulacije u praksi

ispadaju dosta komplikovanije usled kompleksne prirode spektra x-zraka. Vrednost HVL se menja kako snop prodire kroz neki medijum, jer je apsorpcija drugačija za različite energije. Takođe, HVL zavisi od širine snopa i drugih faktora koji doprinose rasejanju zračenja u medijumu [14]. Korisni podaci za različite materijale od kojih se prave barijere su prikazane u Tabeli 3.

Zaštita od snopa x-zraka se dizajnira kako bi ograničila ekspoziciju na kritičnim mestima tokom određenog vremenskog perioda. Ograničenja variraju u zavisnosti od kontrolisanih i nekontrolisanih zona. Kontrolisana zona je radijaciona zona u kojoj se zahteva primena opštih i specifičnih zaštitnih mera i poštovanje sigurnosnih procedura radi kontrole normalnog izlaganja jonizujućem zračenju i sprečavanja širenja kontaminacije u normalnim radnim uslovima, kao i prevenciju i ograničavanje potencijalnih izlaganja; nadgledana zona je radijaciona zona koja nije označena kao kontrolisana zona i u kojoj se ne zahteva primena specijalnih zaštitnih mera i poštovanje specijalnih sigurnosnih procedura, iako su uslovi profesionalnog izlaganja jonizujućem zračenju kontrolisani (Pravilnik o granicama izlaganja ionizujućim zračenjima i merenjima radi procene nivoa izlaganja ionizujućim zračenjima ("Sl. glasnik RS", br. 86/2011 i 50/2018)). Evaluacija ekspozicije zavisi od tri faktora: faktor rada W, koji se definiše kao stepen korisnosti rendgenskog uređaja i izražava se u miliamper minutima po nedelji; faktor korisnosti U, definiše se kao deo faktora rada tokom kojeg je zračenje usmereno samo u pravcu od interesa; faktor zauzetosti T, koji predstavlja deo vremena tokom kojeg je osoba prisutna u oblasti dok je snop zračenja uključen i barijera koja štiti oblast ozračena.

Tabela 3. Zaštitne barijere za dijagnostičke x-zrake.

Zaštitni materijal	HVL (mm)			
	50 kVp	70 kVp	100 kVp	125 kVp
Gips	14.45.	26.15	39.29	42.65
Čelik	0.34	0.78	1.42	2.15
Staklo	5.75	9.41	15.83	18.05
Beton	4.30	8.40	16.00	20.00
Olovo	0.06	0.17	0.27	0.28

6. Monte Karlo simulacije

Monte Karlo simulacije predstavljaju grupu računarskih algoritama koji se oslanjaju na nasumično odabrane događaje a sve u cilju dobijanja realnih numeričkih parametara [15]. Upotrebljavaju se u rešavanju složenih matematičkih, fizičkih, statističkih problema, a svoju primenu nalaze i u drugim industrijskim oblastima.

Monte Karlo simulacije su svoj naziv dobile po popularnoj mondenskoj destinaciji u Monaku, jer centralnu ulogu u njima igraju nasumičnost i koincidentni rezultati, slično kao kod igara na sreću. Ova metoda je prvobitno razvijena od strane

profesora matematike Stanislava Ulama, koji je u to vreme radio na projektu Menhetn. Nakon završetka drugog svetskog rata, profesor Stanislav se zabavljao igrajući karte, gde je postao zainteresovan da posmatra i pokuša da objasni distribuciju samih karata i verovatnoću pobjede. Svoju ideju je podelio sa svojim kolegom, takođe matematičarom, Džonom Fon Njumanom, te su se njih dvojica upustila u poduhvat kreiranja Monte Karlo simulacija [16].

Monte Karlo metod se bazira na konstruisanju stohastičkog modela ili na direktnoj simulaciji problema kojim se reprezentuje ispitivani problem. Simulacije su pogodne za analizu velikog broja problema koji uključuju veliki broj promenljivih, a samim tim su pogodne za analizu sistema sa velikim brojem stepeni slobode. Upravo zbog toga se ovaj metod koristi naširoko u nuklearnoj fizici i fizici visokih energija [17]. Monte Karlo simulacije se koriste kao zamena za eksperimentalne postavke, a ulogu pronalaze u opisivanju složenih geometrija, kao što su geometrije modernih detektorskih sistema u fizici visokih energija. Značajno redukuju troškove i cenu izvođenja samih i konkretnih eksperimenta [16]. Različit broj kodova baziranih na principima Monte Karlo simulacija je razvijen u savremenoj nauci. Neki od najznačajnijih softverskih programa u standardnoj i visoko-tehnološkoj upotrebi su GoldSim, Fluka, Geant4, Mars, MCNP i drugi. U ovom radu je korišćen softverski paket Geant4, te će u nastavku biti objašnjen i opisan njegov rad i uloga.

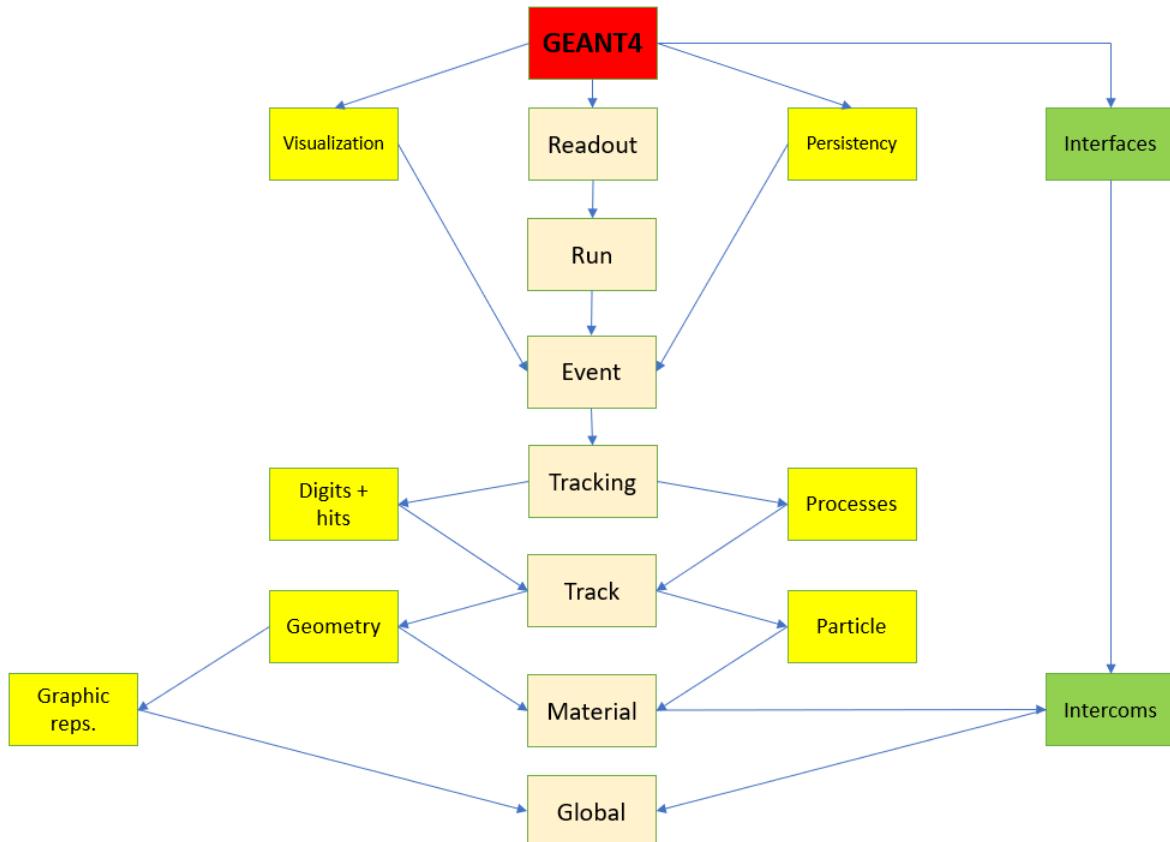
6.1. Geant4

Simulacije igraju ključnu ulogu u različitim domenima i fazama projekata eksperimentalne fizike. Pod tim koracima mislimo na dizajn eksperimentalne postavke, procenu i definisanje potencijalnog rezultata projekta, procenu rizika za projekat, procenu performansi, razvoja, testiranja softvera i slično. Geant4 omogućuje simulaciju sopstvenog detektorskog sistema, a baziran je na čitavom nizu kodova napisanom u C++ programu. Na osnovu Monte Karlo metode se simuliraju interakcije čestica prethodno ubaćene u određenu geometriju detektora. Takav metod traži rešenja za matematičke probleme koristeći statističko uzorkovanje sa slučajnim brojevima.

Prilikom definisanja i primene komponenti softvera, sve komponente softvera su uključene: elementarne čestice, materijali, geometrija sistema, praćenje prolaska čestice kroz elektromagnetna polja, fizički procesi koji se pojavljuju u interakcijama, praćenje prolaska čestice kroz materiju, odgovor detektora, generisanje podataka o događajima, skladištenje putanja i događaja, vizualizacija detektora i putanja čestica a na kraju analiza dobijenih simulacionih podataka [16].

Geant4 nalazi svoju primenu u različitim eksperimentalnim domenima – u nuklearnoj fizici, medicinskoj tomografiji, hadronskoj terapiji, fizici elementarnih čestica, astrofizici i drugim.

Geant4 je sastavljen od komponenata koje korisnik može da upotrebi da izgradi (build) simulaciju, što ovaj programski paket čini veoma fleksibilnim. Svaka osnovna komponenta Geant4 programske skupine je C++ klasa koja često poziva objekte koji su formirani u drugim klasama programske skupine. Na slici 30 prikazana je hijerarhijska struktura kategorija klasa u Geant4. Kategorije na dnu dijagrama obezbeđuju osnovu programske skupine i njih koriste praktično sve više kategorije [17].



Slika 30. Hijerarhijska struktura Geant4 programske skupine.

Opšta kategorija (Global) pokriva sistem jedinica, konstante, brojeve i rukovanje slučajnim brojevima. Kategorije Materijali i Čestice (Materials, Particles) koriste neophodna oruđa za opisivanje fizičkih osobina čestica i materijala za simulaciju interakcija čestica-materijala. Kategorija Geometrija (Geometry) omogućava opisivanje geometrijske strukture. Iznad ovih kategorija su kategorije za praćenje čestica i opisivanje fizičkih procesa kojima one podležu. Kategorija za Tragove (Track) sadrži klase za tragove i korake koje koristi kategorija Procesi (Processes), koja sadrži izvršenja modela fizičkih interakcija: elektromagnetne interakcije leptona, fotona, hadrona, jona, hadronske interakcije. Sve procese poziva kategorija za Praćenje (Tracking), koja upravlja njihovim doprinosom u evoluciji praćenja putanje i daje informaciju u osetljivim zapreminama za udare (hits) i digitalizaciju (digitization). Iznad ovih, kategorija Događaj (Event) upravlja događajima u smislu odigranih interakcija. Kategorija Pokretanje (Run) sakuplja događaje koji imaju sličan snop i implementaciju detektora. Kategorija Iščitavanje (Readout) omogućava

rukovanje nagomilavanjem (Pile-up). Postoji mogućnost korištenja svih ovih kategorija povezivanjem sa softverom izvan programskog paketa preko apstraktnih interfejsova, putem kategorija Vizualizacija (Visualization), Istrajnost (Persistency), korisnički Interfejs (Interface) [17].

Kategorija Čestice (Particles) i Materijali (Materials) sadrže klase neophodne za opisivanje fizičkih osobina čestica i materijala koje su potrebne da bi se opisala interakcija čestice i materijala. Čestice se biraju u klasi G4ParticleDefinition, u okviru koje su opisane osnovne osobine čestice – masa, nanelektrisanje, itd. i omogućava odabir procesa u kojima će čestica da učestvuje. U kategoriji Materijali, moguće je odabrati materijale koji postoje u prirodi bilo da su oni izgrađeni od jednog ili više elemenata, dok se elementi sastoje od jednog ili više izotopa. Povrh toga, moguće je zadati gustinu materijala ili elementalnu kompoziciju.

Geant4 se sastoji od velikog broja različitih fizičkih modela koji omogućuju simulaciju interakcija čestica sa materijom u širokom energijskom opsegu (od 250 eV do nekoliko PeV), kao i da na svakom nivou simulacije korisnik ima pristup interfejsu i komandama. Treba napraviti razliku između procesa (interakcija, raspad) – koji imaju dobro definisani presek za odvijanje interakcije i srednji život, i modela – koji proizvodi sekundarne čestice. Moguće je istom procesu dodeliti više modela. Ograničenja starijih verzija Geant4 je poteškoća u dodavanju novih fizičkih modela, usled njihove složenosti i međusobne zavisnosti. Moderni objektno-orientisani pristup prevazilazi ove poteškoće tako što definiše organizacione principe zajedničke za sve fizičke modele. Tako je funkcionalnost fizičkih modela Geant4 programskog paketa prepoznatljiva i razumljiva, što omogućuje da formiranje i dodavanje novih fizičkih modela bude olakšano i dobro definisano. Na taj način korisnik može već postojeći kod nadograditi i prilagoditi svojim potrebama. Fizičkim modelima je opisana fizika fotona, elektrona, hadrona, miona i jona [17]. Hiperarhijska struktura Geant4 kategorije za procese podeljena je u sledećih sedam podkategorija:

1. Transport čestica
2. Hadronske interakcije
3. Elektromagnetne interakcije
4. Raspad četica
5. Optičke interakcije
6. Fotolepton-hadron interakcije
7. Parametrizacija

Fizički procesi opisuju kako čestice interaguju sa materijom. Prema kvantnoj teoriji, fizički proces je mikroskopski opis interakcije čestice sa drugom česticom materijala ili spoljašnjeg polja. Verovatnoća za interakciju unutar dužine L usled fizičkog procesa i je:

$$p_i(L) = 1 - e(-L \lambda_i)$$

gde je λ_i srednja slobodna putanja.

Monte-Karlo algoritam:

1. Definiše osobine upadne čestice (kao što je impuls čestice)
2. Uzima vrednosti λ_i za sve relevantne procese
3. Uzima dužinu slobodne putanje L iz raspodela svih učestvujućih procesa
4. Bira najmanju dužinu putanje
5. Pomera česticu za ovaj korak
6. Simulira interakciju
7. Ako čestica još postoji, vraća se na prvi korak

Za datu simulaciju, određen broj fizičkih procesa je pripisan svakom tipu čestice. Svakom od ovih procesa pripisuje se nekoliko modela i podataka o presecima, odnosno verovatnoćama. Svi procesi prolaze kroz dve faze:

1. Računanje totalnog preseka i njegova primena
2. Generisanje krajnjeg stanja

Za svaki proces, ukupni presek na datoj energiji E se dobija interpolacijom dostupnih podataka, prema jednačini:

$$\log(\sigma(E)) = \log(\sigma_1) \frac{\log(\frac{E_2}{E})}{\log(\frac{E_2}{E_1})} + \log(\sigma_2) \frac{\log(\frac{E}{E_1})}{\log(\frac{E_2}{E_1})},$$

gde su E1 i E2 najbliža donja i gornja energija za koju su preseci σ_1 i σ_2 dostupni u bibliotekama podataka.

Generisanje krajnjeg stanja učesnika određenog procesa se vrši tako što se iz distribucija izvedenih iz teorijskih modela računaju relevantne fizičke veličine, npr. energije produkata, ugaona distribucija deponovane energije. Pri tome se atom materijala na kom se vrši interakcija bira nasumično, a simulira se njegova deekscitacija. Geant4 je sposoban za opisivanje i propagaciju različitih elektromagnetskih polja. Mogu se specificirati magnetna polja, električna polja i

elektromagnetna unuformna i neuniformna polja. U cilju propagacije traga unutar polja, jednačina kretanja čestice u polju je uključena u Geant4 paket.

Određivanje geometrije detektora se svodi na određivanje broja zapremina (*Volume*) koje ulaze u kalkulaciju. Najveći *Volume* se naziva *World* i mora da sadrži sve druge unutar sebe. Implementira se virtuelna metoda *Construct ()*:

- Definišemo oblik potreban za konstrukciju geometrije
- Konstruišemo sve potrebne materijale
- Konstruišemo i postavljamo *Volume* naše geometrije detektora
- Definišemo osetljivost (*Sensitivity*)
- Definišemo vizualne atribute za elemente detektora

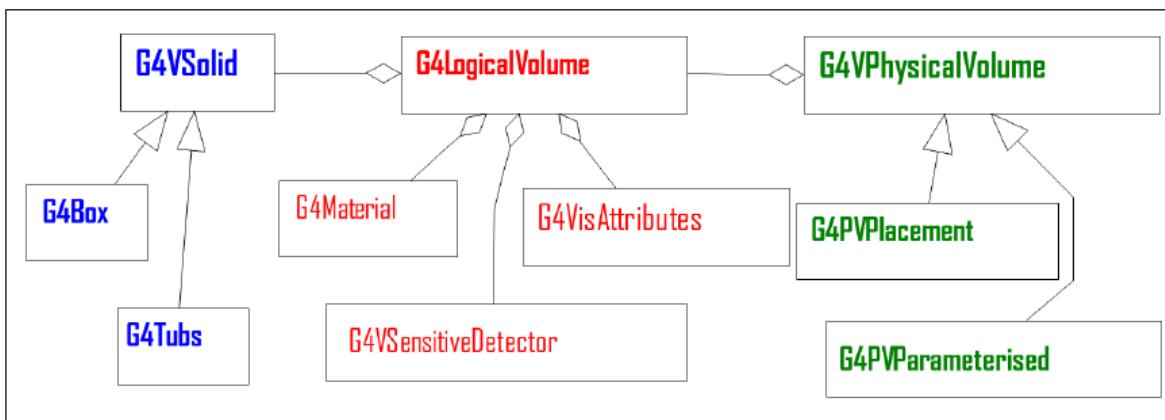
Programski zapis:

G4VUserDetectorConstruction:

```
class MyDetector : public G4VUserDetectorConstruction {  
public:  
    virtual G4VPhysicalVolume* Construct(); // required  
    virtual void ConstructSDAndField(); // optional  
};
```

```
MyDetector* detector = new MyDetector();  
runManager->SetUserInitialization(detector);
```

Šematski izgled ovog procesa prikazan je na slici 31:



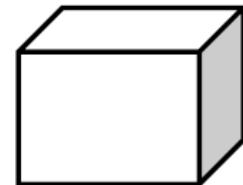
Slika 31. Šematski izgled programskog zapisa određivanja geometrije detektor-a.

Primer geometrije kocke (kutije):

1. Kreiranje geometrije objekta

```

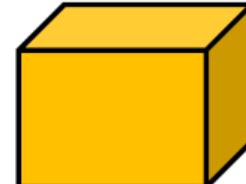
G4VSolid* pBoxSolid =
    new G4Box("aBoxSolid",
              1.*m, 2.*m, 3.*m);
  
```



2. Dodeljivanje osobina objektu

```

G4VSolid* pBoxSolid =
    new G4Box("aBoxSolid",
              1.*m, 2.*m, 3.*m);
  
```



```

G4LogicalVolume* pBoxLog =
    new G4LogicalVolume( pBoxSolid,
                        pBoxMaterial, "aBoxLog", 0, 0, 0);
  
```

3. Postavka u koordinatni sistem

```

G4VPhysicalVolume* aBoxPhys = new G4PVPlacement(pRotation,
                                                G4ThreeVector(posX, posY, posZ),
                                                pBoxLog, "aBoxPhys", pMotherLog, 0, copyNo);
  
```

Geometrije se mogu kombinovati i spajati koristeći *boolean* operacije.
Programski zapis izgleda ovako:

```
G4VSolid* box = new G4Box("Box", 50*cm, 60*cm, 40*cm) ;
G4VSolid* cylinder =
    new G4Tubs("Cylinder", 0., 50.*cm, 50.*cm, 0., twopi);

G4VSolid* union =
    new G4UnionSolid("Box+Cylinder", box, cylinder);

G4VSolid* subtract =
    new G4SubtractionSolid("Box-Cylinder", box, cylinder,
    0, G4ThreeVector(30.*cm, 0., 0.));

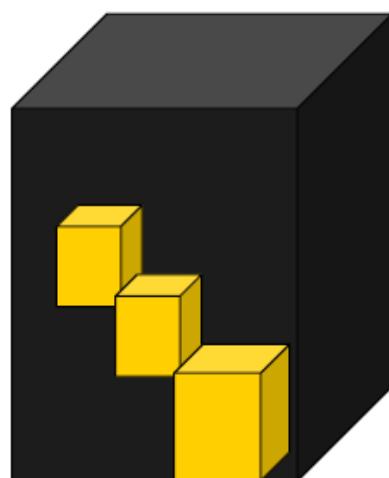
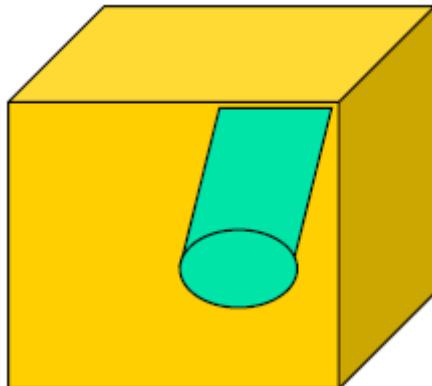
G4RotationMatrix* rm = new G4RotationMatrix();
rm->RotateX(30.*deg);
G4VSolid* intersect =
    new G4IntersectionSolid("Box&&Cylinder",
    box, cylinder, rm, G4ThreeVector(0., 0., 0.));
```

Logical Volume sadrži sve informacije osim pozicije:

- Oblik i dimenzije
- Materijal, *Sensitivity*, vizualne atribute
- Pozicije podzapremina

Programski zapis:

```
G4LogicalVolume(G4VSolid* pSolid,
                 G4Material* pMaterial,
                 const G4String& name,
                 G4FieldManager* pFieldMgr=0,
                 G4VSensitiveDetector* pSDetector=0,
                 G4UserLimits* pULimits=0,
                 G4bool optimise=true);
```



Geometrijska hijerarhija – *Volume* se smesti u osnovnu zapreminu – *Mother Volume*

- Pozicija i rotacija određene zapremine *Volume* se opisuje respektabilno sa lokalnim koordinatnim sistemom osnovne zapremine – *Mother Volume*
- Koordinatni početak osnovne zapremine – *Mother Volume* je u centru osnovne zapremine – *Mother Volume*.
- Određena zapremina *Volume* ne može da štrči izvan osnovne zapremine – *Mother Volume*.
- Određene zapremine *Volume* se ne mogu preklapati.

Jedan *Logical Volume* se može postaviti nekoliko puta. Jedan ili više *Volume* se može postaviti unutar osnovne zapremine – *Mother Volume*. Veza između određene zapremine *Volume* osnovne zapremine – *Mother Volume* je ukoliko se

osnovne zapremine – *Mother Volume* postavi više puta, sve određene zapremine *Volume* se po definiciji ponavljalju.

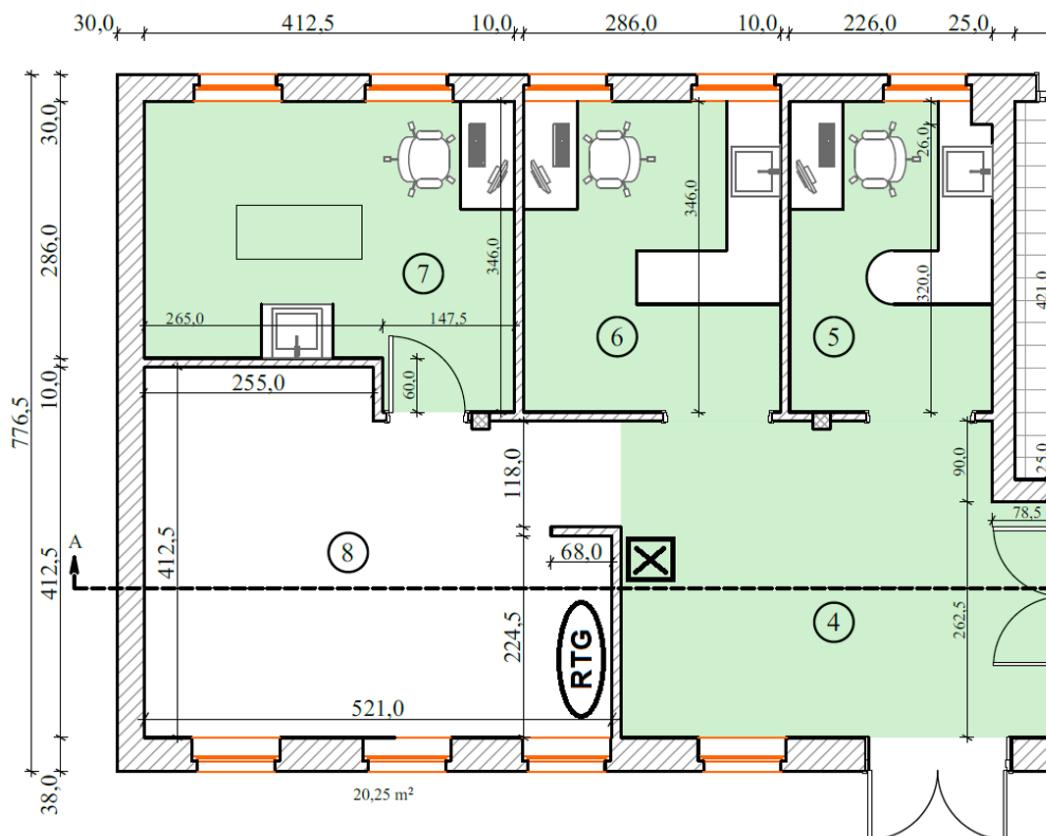
World Volume mora biti jedinstven fizički *Volume* koji u potpunosti sadrži sve druge *Volume*. On označava globalni koordinatni sistem. Koordinatni početak je u centru *World Volume*.

7. Merenje distribucije rendgenskog zračenja

Eksperimentalna merenja su izvršena u veterinarskoj ambulanti NS Vet, 5.7.2021. godine. Rendgenski uređaj proizvođača IPS Medical je korišćen u svim merenjima a detekcija zračenja se obavljala uz pomoć detektora I07807 Inspector Alert.

Nivo fona, odnosno pozadinskog zračenja koje može imati poreklo iz prirode ili pak jonizujuće zračenje koje potiče iz prirodnih izvora zračenja niskog intenziteta, iznosio je $0.14 \mu\text{Sv}/\text{h}$ tokom izvođenja merenja. Korišćen je fantom debljine 0.15 m.

Na slici 32 prikazan je tlocrt veterinarske ambulante sa akcentom na prostoriju u kojoj se nalazi rendgen uređaj i vrše snimanja. Na slici 33 prikazana je prostorija sa rendgenskim uređajem uslikana na dan merenja.

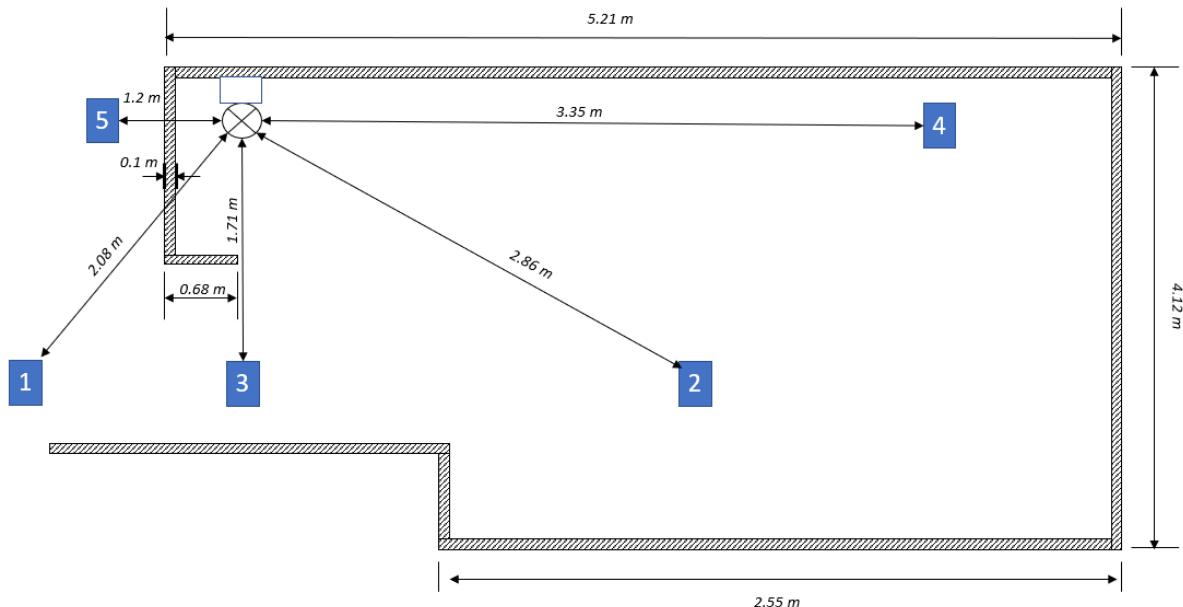


Slika 32. Tlocrt veterinarske ambulante NS Vet sa prostorijom za RTG snimanje (8).



Slika 33. Prostorija sa rendgenskim uređajem.

Na slici 34 šematski je prikazana prostorija u kojoj se nalazi rendgenski uređaj, kao i tačke u kojima je izvršeno merenje ambijentalnog ekvivalenta doze.



Slika 34. Tlocrt prostorije sa pozicionim tačkama u kojima je izvršeno merenje ambijentalnog ekvivalenta doze kao i parametri udaljenosti i dimenzija prostorije.

Radi bolje preglednosti dobijeni rezultati će biti tabelarno prikazani u nastavku.

Tabela 4. Karakteristike RTG uređaja.

Tip uređaja	Maksimalan napon	Filtracija
Philosophy HF 400	125 kV	1.2 mm Al na 75 kV

Tabela 5. Opis prostorije u kojoj je smešten aparat.

Površina	Visina	Lokacija	Ojačanje zidova i vrata	Veštačka ventilacija	Rastojanje RTG cevi od zidova
20.25 m ²	2.5 m	prizemlje	da	da	0.5–1 m

Tabela 6 Zaštitna sredstva.

Zaštitna sredstva za zaštitu osoblja	Pb gumeni resi	Zaštitna stolica	Paravan	Olovne rukavice	Olovna kecelja	Da li je snop centriran
da	ne	ne	ne	da	da	da

Prvo merenje se izvodilo u modu uređaja Thoracic Spine Lateral potencijala cevi 70 kV, jačine struje cevi 120 mA, debljine pacijenta 15 cm, vremena ekspozicije od 52 ms i fokus-detektor distance koja je iznosila 0.15 m (Tabela 7).

Tabela 7. Rezultati prvog merenja.

Pozicija	Udaljenost dozimetra od izvora zračenja (m)	Izmerena ekvivalentna doza ($\mu\text{Sv}/\text{h}$)
1	2.08	0.28
2	2.86	1.93
3	1.71	1.87
4	3.35	2.03
5	1.2	0.17

Drugo merenje se izvodilo u modu uređaja Thoracic Spine Lateral sa promenjenim postavkama u odnosu na prvo. Potencijal cevi je iznosio 75 kV, jačina struje cevi iznosila je 120 mA, debljina pacijenta 25 cm, ekspozicija u vrednosti 86 ms i fokus-detektor distanca 0.25 m (Tabela 8).

Tabela 8. Rezultati drugog merenja.

Pozicija	Udaljenost dozimetra od izvora zračenja (m)	Izmerena ekvivalentna doza ($\mu\text{Sv}/\text{h}$)
1	2.08	0.80
2	2.86	3.20
3	1.71	3.03
4	3.35	3.30
5	1.2	0.24

8. Rezultati merenja

U cilju poređenja eksperimentalnih rezultata sa rezultatima simulacija, pomoću GEANT4 softvera konstruisana je pojednostavljena Monte-Karlo simulacija, gde je rendgenska cev reprezentovana pomoću mete od volframa, aluminijumskog filtera i okolne zaštite od olova. Kao primer konstruisanja jednog od ovih elemenata, prikazan je zapis koji je korišćen za zaštitu od olova oko izvora x-zracenja:

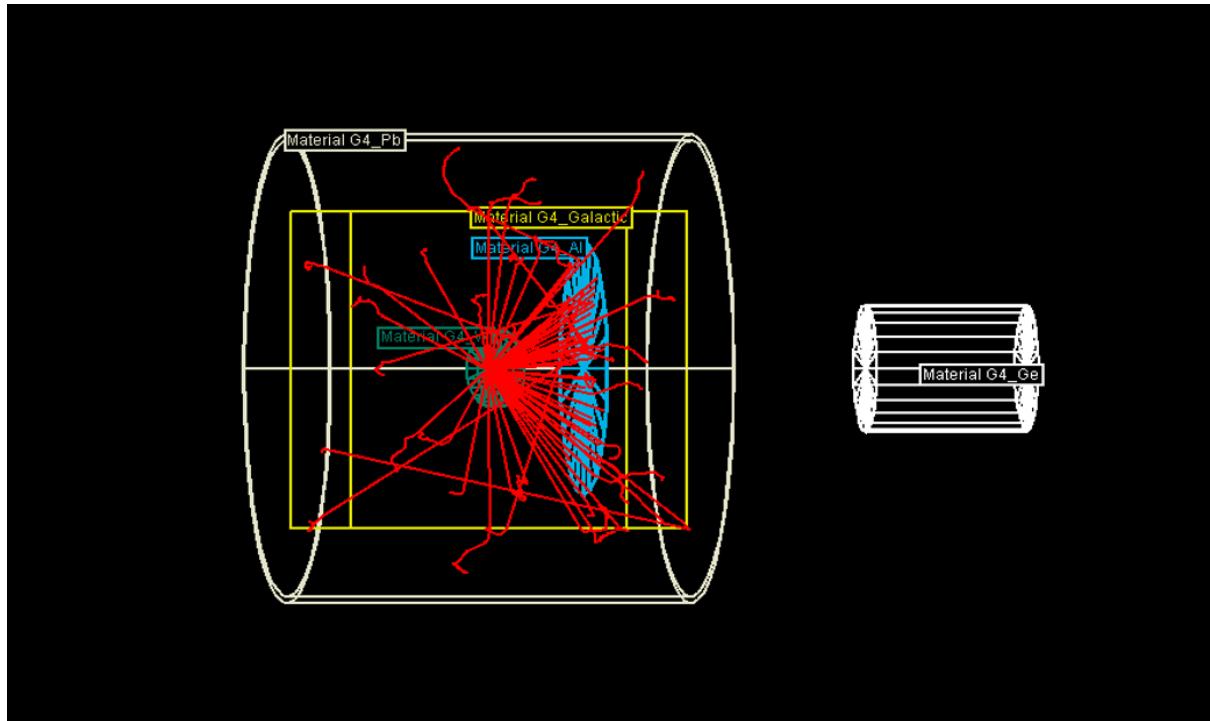
```
//Omotac oko X-ray

G4Tubs* solidPbshield = new G4Tubs("solidPbshield", 180*mm, 185*mm, 0.5 * 30*cm, 0., twopi);
G4LogicalVolume* logicalPbshield = new G4LogicalVolume(solidPbshield, Lead, "logicalPbshield", 0, 0, 0);
logicalPbshield->SetVisAttributes(G4VisAttributes(G4Colour(0.9, 0.9, 0.8)));

G4RotationMatrix rotm2 = G4RotationMatrix();
rotm2.rotateY(90 * deg);
rotm2.rotateZ(0 * deg);
G4ThreeVector uz2 = G4ThreeVector(std::cos(0 * deg) * 7 * cm, std::sin(90 * deg), 0.);
G4ThreeVector position2 = uz2;
G4Transform3D transform2 = G4Transform3D(rotm2, position2);

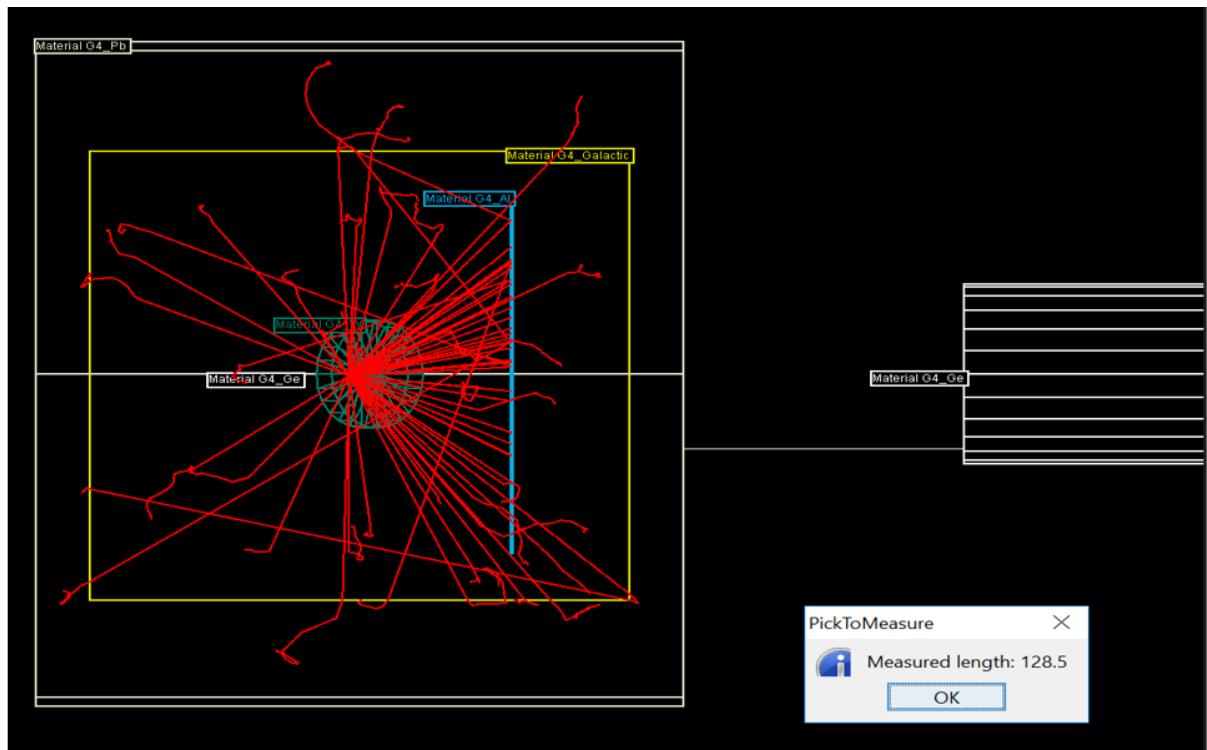
G4VPhysicalVolume* physicalPbshield = new G4PVPlacement(transform2, //rotation,position
    logicalPbshield, //its logical volume
    "physicalPbshield", //its name
    logicalWorld, //its mother volume
    false, 0 //no boolean operation
        //copy number
);
```

Kako bismo putem simulacija odredili distribuciju rendgenskog zračenja koji odgovaraju parametrima korišćenim prilikom eksperimentalnih merenja jačine ambijentalnog ekvivalenta doze, postavili smo Ge detektor blizu izvora x-zračenja, u direktni snop. Vizualizacija događaja generisanih pomoću GEANT4 softvera ostvaruje se putem HepRAp softvera, i za ove potrebe koristi se mali broj događaja. Postavka korišćena u ovom slučaju prikazana je na slici 35 ispod:



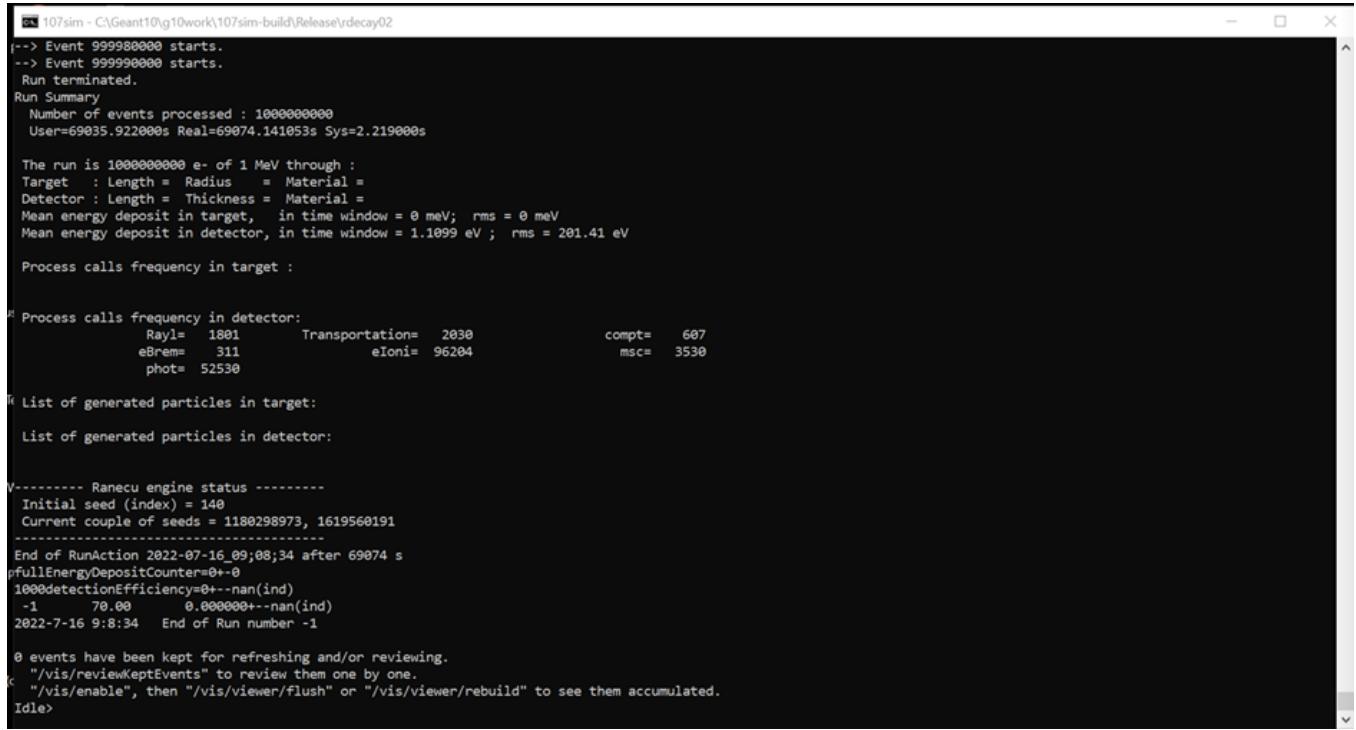
Slika 35. Postavka Ge detektora blizu izvora x-zračenja u direktnom snopu.

Rastojanje od rendgenske cevi do Ge detektora vidimo iz bocnog prikaza postavke na slici 36 ispod:



Slika 36. Bočni prikaz rastojanja rendgenski cevi do Ge detektora

Za dobijanje spektralne distribucije rendgenskog zračenja u ovom slučaju, generisano je 10^9 događaja, a dimenzije Ge detektora su: DetectorRadius = 50 * mm; DetectorHeight = 120 * mm; Nakon izvršenja simulacija, dobijamo ispis i o događajima koji su registrovani unutar osetljive tj. aktivne zapremine detektora:



```
cmd 107sim - C:\Geant4\g10work\107sim-build\Release\urdecay02
--> Event 999980000 starts.
--> Event 999990000 starts.
Run terminated.
Run Summary
Number of events processed : 1000000000
User=69035.922000s Real=69074.141053s Sys=2.219000s

The run is 1000000000 e- of 1 MeV through :
Target : Length = Radius = Material =
Detector : Length = Thickness = Material =
Mean energy deposit in target, in time window = 0 meV; rms = 0 meV
Mean energy deposit in detector, in time window = 1.1099 eV ; rms = 201.41 eV

Process calls frequency in target :

# Process calls frequency in detector:
    Rayl= 1801      Transportation= 2030          compt= 607
    eBrem= 311       eIoni= 96204                  msc= 3530
    phot= 52530

# List of generated particles in target:
List of generated particles in detector:

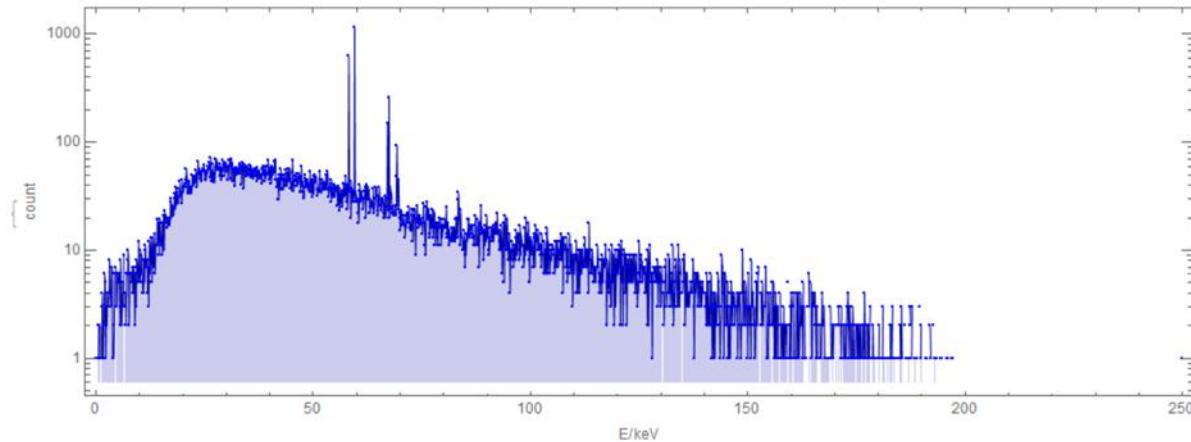
----- Ranecu engine status -----
Initial seed (index) = 140
Current couple of seeds = 1180298973, 1619560191
-----
End of RunAction 2022-07-16 09:08:34 after 69074 s
pfullEnergyDepositCounter=0+-0
1000detectionEfficiency=0+-nan(ind)
-1    70.00    0.00000+-nan(ind)
2022-7-16 9:8:34   End of Run number -1

0 events have been kept for refreshing and/or reviewing.
  "/vis/reviewKeptEvents" to review them one by one.
  "/vis/enable", then "/vis/viewer/flush" or "/vis/viewer/rebuild" to see them accumulated.
Idle>
```

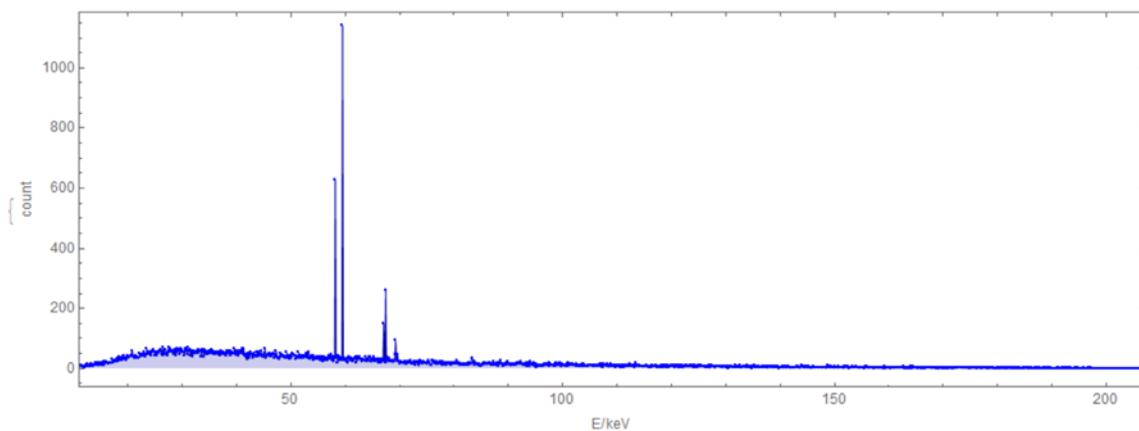
Dakle, u ovom slučaju, kada je detektor pozicioniran u direktnom snopu x-zračenja, detektovani su dominantno procesi jonizacije (eIoni), potom fotoelektrični efekat (phot), kao i rasejanja (Komptonovo-compt i Rejljevo-Rayl) i zakočno zračenje elektrona (eBrem).

Detaljan ispis svih procesa i deponovanih energija u aktivnoj zapremini detektora dobija se u vidu odgovarajućeg .txt fajla nakon izvršenja simulacije. Ovi rezultati su dalje obrađivani pomoću softvera Wolfram Mathematica 11, kako bismo izvršili histogramisanje detektovanih događaja i dobili odgovarajuću energetsku distribuciju rendgenskog zračenja, tj. spektralnu distribuciju deponovane energije u Ge detektoru.

Prvobitno je simuliran spektar zakočnog zračenja bez prisustva Pb zaštite, sa emitovanim elektronima energije 200 keV.

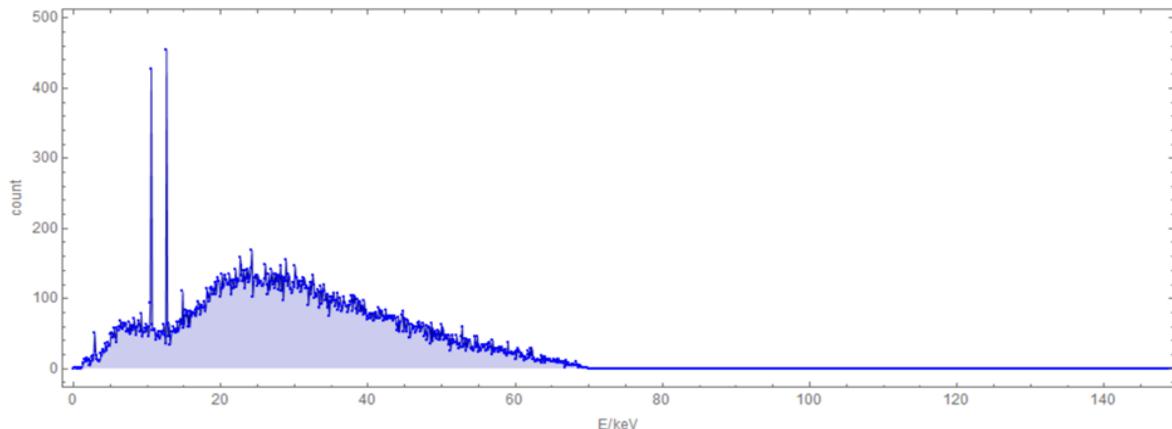


U ovom spektru izdvajaju se karakteristični X zraci samo na 58.2 keV i 59.5 keV, kao i 67.1 keV i 67.5 keV. Karakteristični rendgenski zraci nastaju kada je element bombardovan česticama visoke energije, koje mogu biti fotonii, elektroni ili joni (kao što su protoni). Kada upadna čestica udari vezani elektron (ciljni elektron) u atomu, ciljni elektron se izbacuje iz unutrašnje ljudske atoma. Nakon što je elektron izbačen, atomu ostaje prazni nivo energije, poznat i kao rupa u jezgru. Elektroni spoljašnje ljudske zatim padaju u unutrašnju ljudsku, emitujući kvantovane fotone sa energetskim nivoom koji je ekvivalentan energetskoj razlici između višeg i nižeg stanja. Svaki element ima jedinstven skup energetskega nivoa, tako da prelazak sa viših na niže energetske nivoe proizvodi rendgenske zrake sa energijama koje su karakteristične za svaki element. U ovom slučaju imamo metu od volframa (W) sa koje potiču karakteristični x zraci.

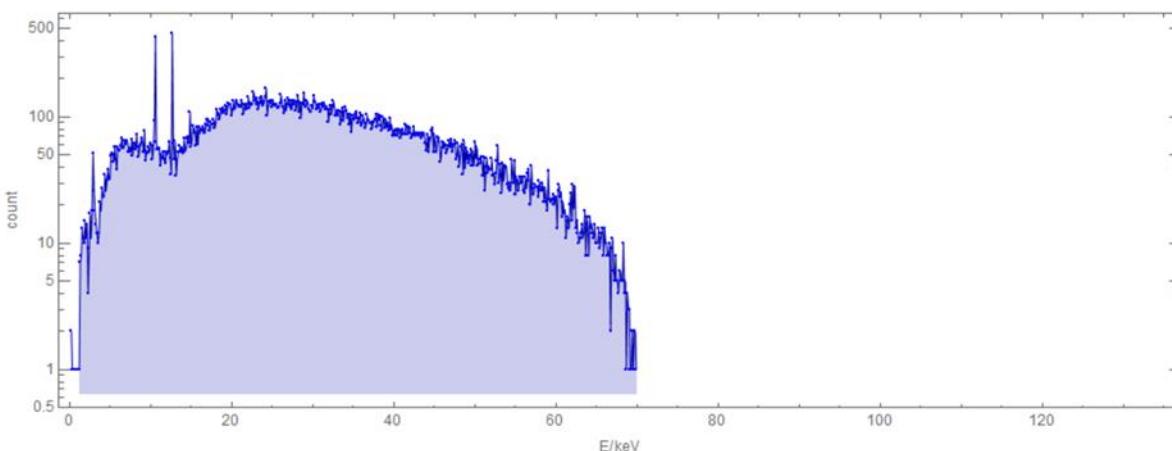


Potom su emitovani elektroni energije 70 keV, kao što je u slučaju realne eksperimentalne postavke RTG aparata u čijem okruženju je merena jačina ambijentalnog ekvivalenta doze. Takođe, dodata je olovna zaštita radi što realnije reprezentacije RTG aparata. U dobijenim spektrima izdvajaju se karakteristični X zraci samo na 10.6 keV i 12.6 keV koji potiču od olovne zaštite (Pb). Detektor je pozicioniran veoma blizu, u primarnom snopu, na 13 cm.

Linearna skala 70 keV elektroni:

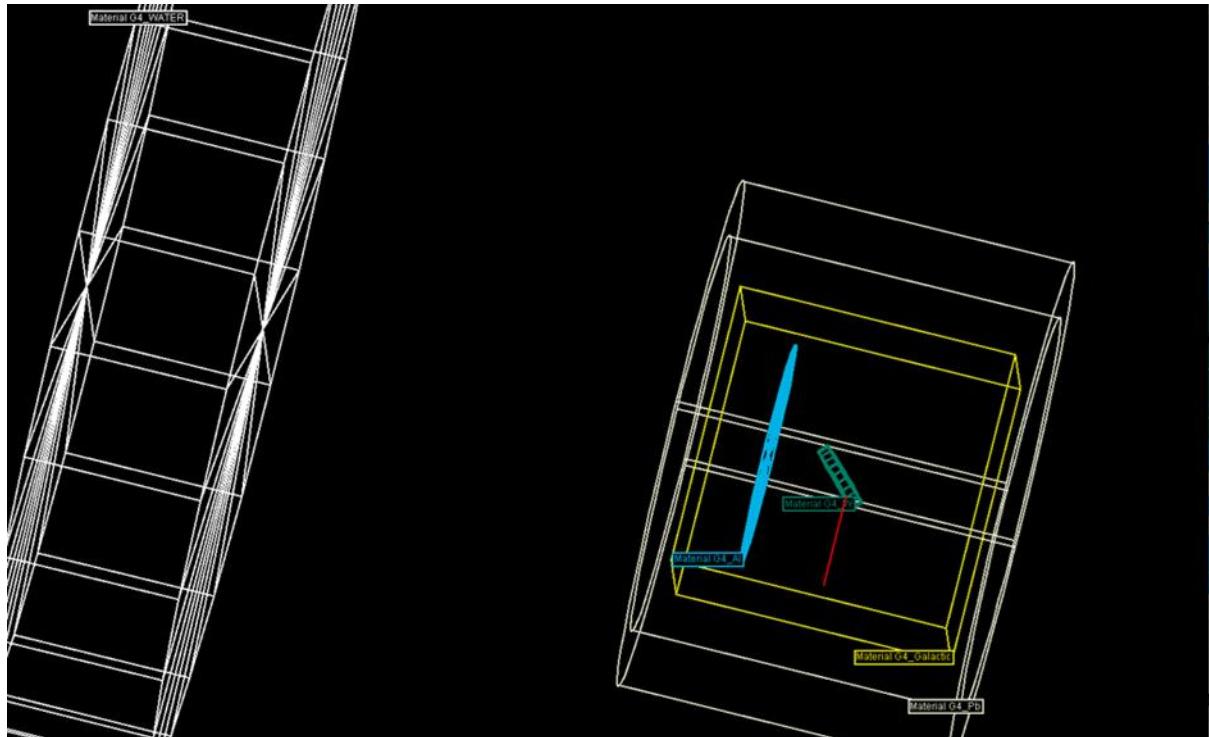


Logaritamska skala 70 keV elektroni:



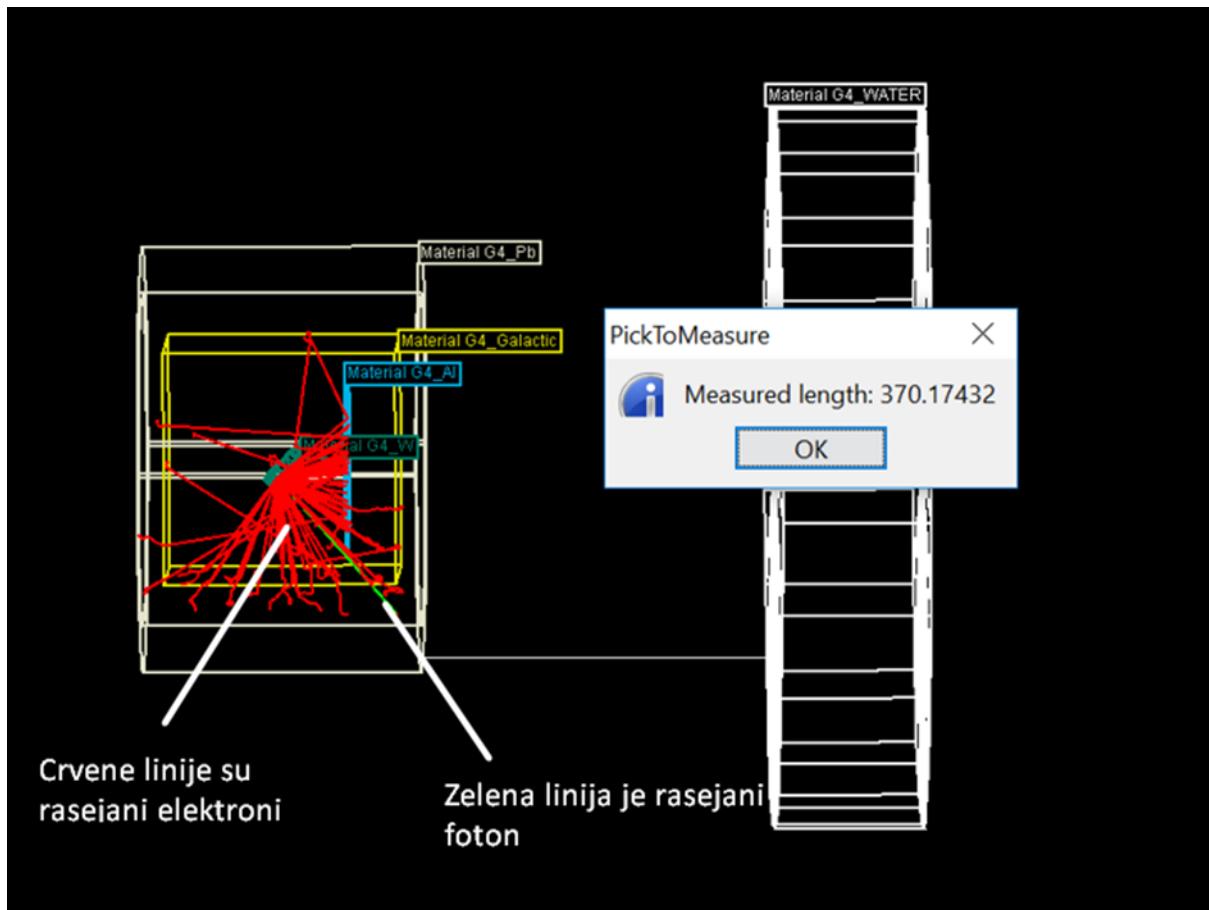
Radi procene doznog doprinosa rendgenskog zračenja za parametre snimanja koje su korišćene u eksperimentalnim merenjima, prvo je razmatran slučaj kada se vodenim fantom, koji reprezentuje telo čoveka, nalazi u primarnom snopu zračenja. Postavke su sledeće: vodenim fantom, detektor se nalazi na udaljenosti od 0.5 m od izvora x-zračenja, olovna zaštita oko cevi i elektroni od 70 keV.

Takodje, vizualizacija generisane simulacije omogućava nam da vidimo i materijale koji su u datom slučaju definisani, kao što vidimo na slici 37 ispod:



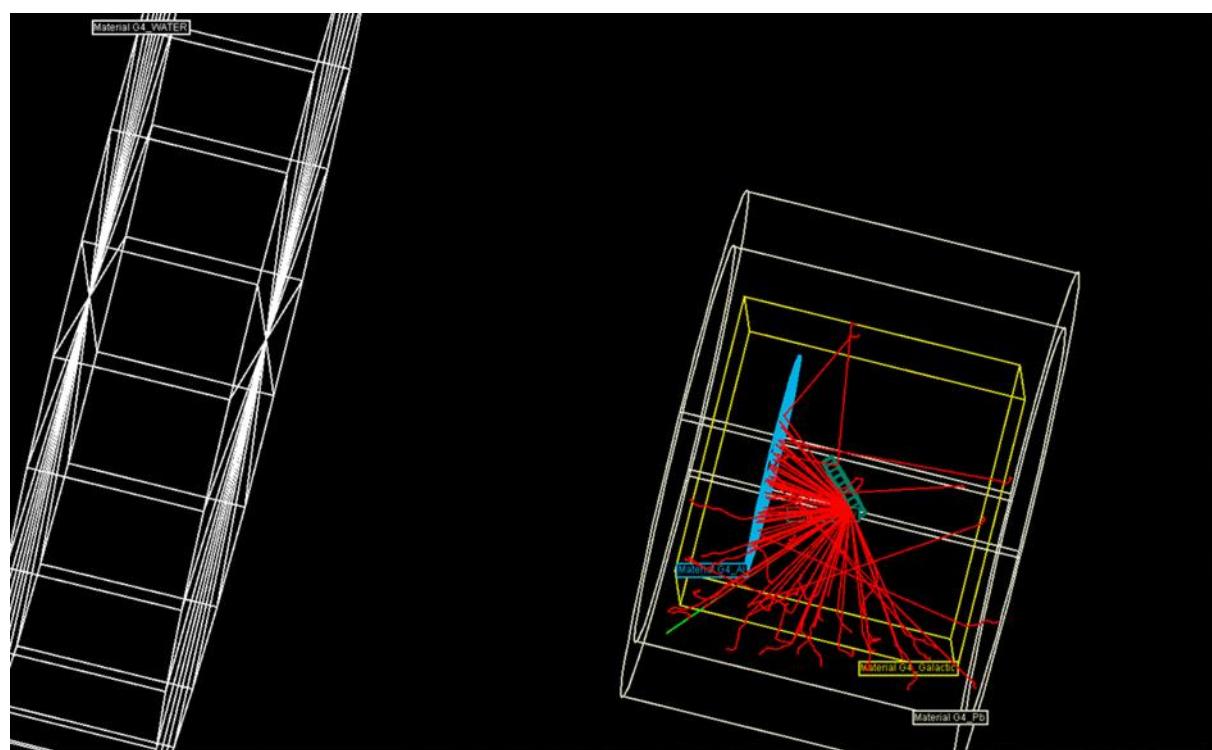
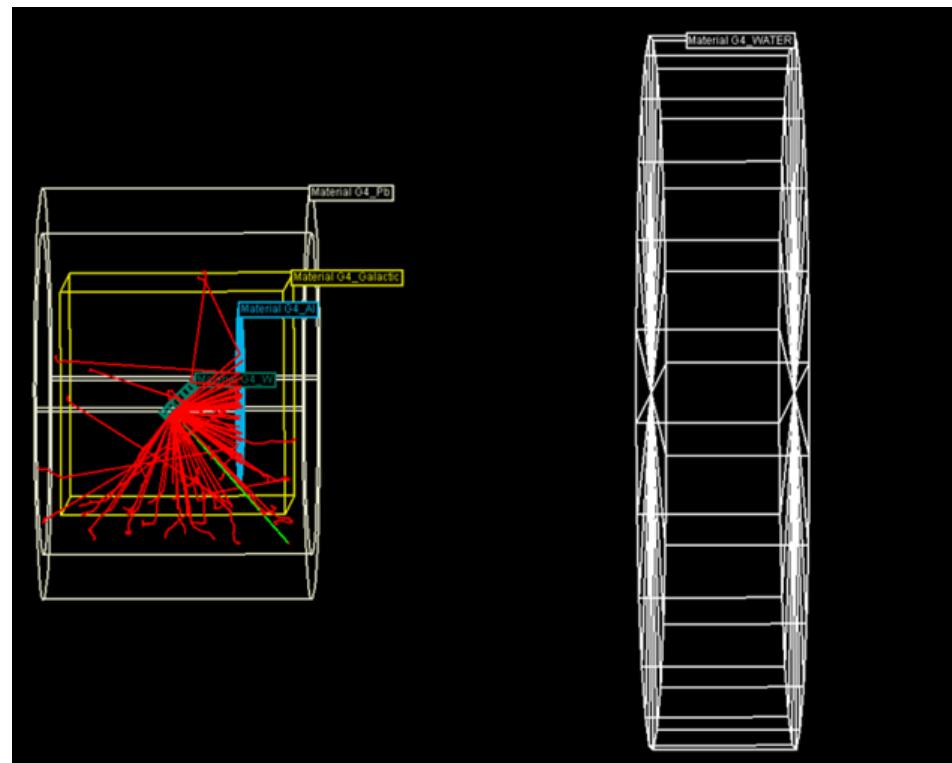
Slika 37. Vizualizacija generisane simulacije.

Na slici 38 vidimo distancu olovne zaštite do detektora:

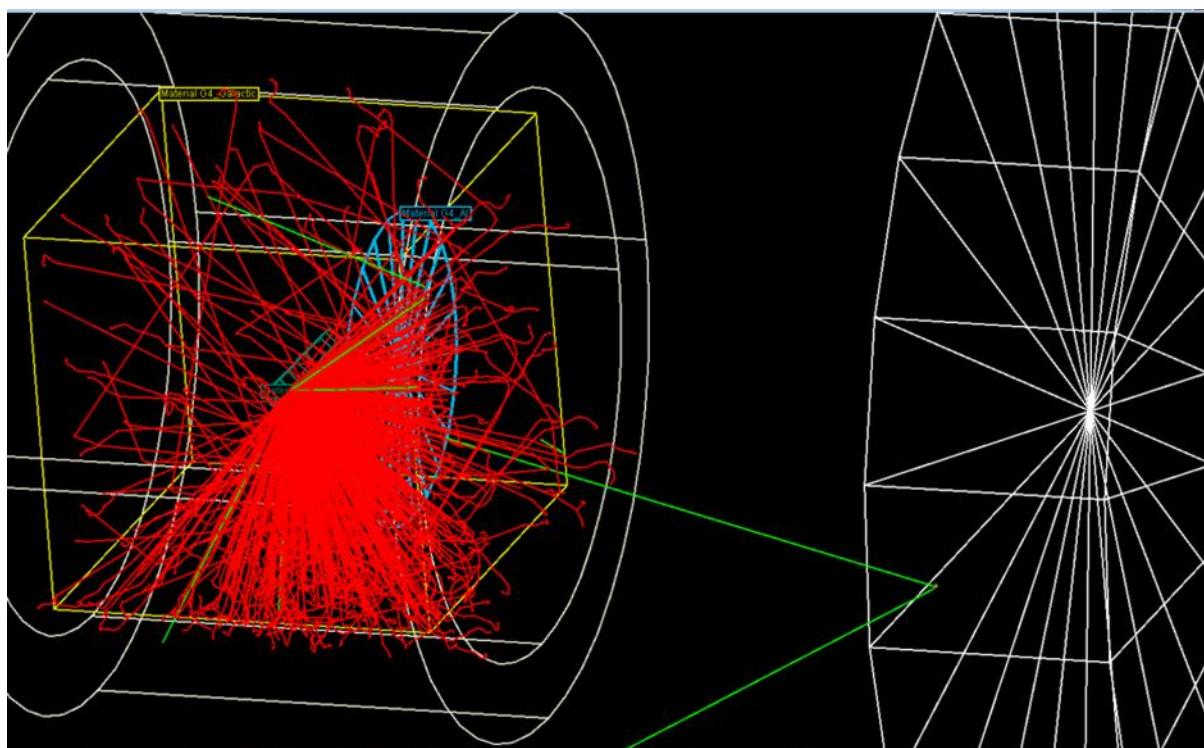
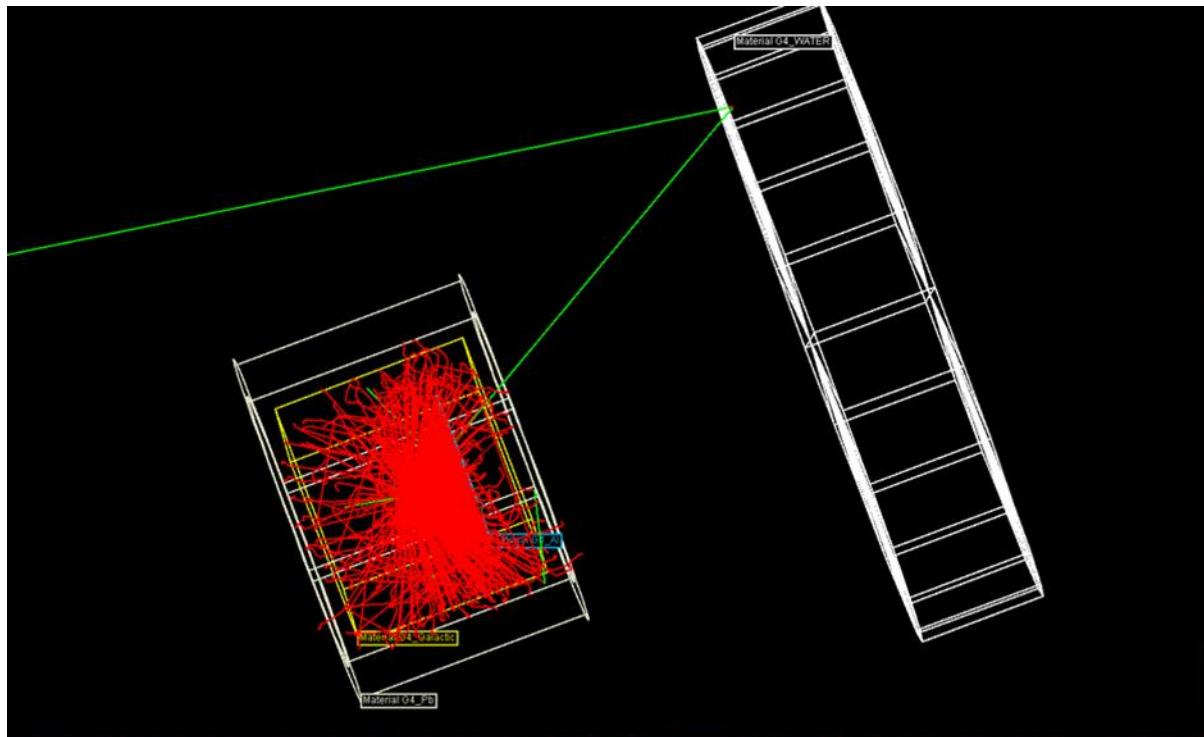


Slika 38. Crvene linije predstavljaju rasejane elektrone dok su zelenom bojom predstavljeni fotoni.

Vizualizacija simulacije u kojoj je generisano 100 dogadjaja, tj. 100 elektrona energije 70 keV padaju na metu od volframa:



Vizualizacija simulacije u kojoj je generisano 1000 dogadjaja, tj. 1000 elektrona energije 70 keV padaju na metu od volframa:



Na slikama iznad putanje koje se vide-prava linija kada se e- kreću u vakuumu, nakon ove zapremine se rasejavaju u vazduhu, kojim je ispunjen ostatak World-a. Vidimo da jedan foton (zelena linija) pogađa zapreminu detektora i odbija se.

Nakon izvršenja simulacija, dobijamo ispis i o događajima koji su registrovani unutar osetljive tj. aktivne zapremine detektora:

```

107sim - C:\Geant10\g10work\107sim-build\Release\rdecay02
P--> Event 99980000 starts.
P--> Event 99990000 starts.
Run terminated.
Run Summary
Number of events processed : 100000000
User=6747.640000s Real=6752.273304s Sys=0.890000s

The run is 10000000 e- of 1 MeV through :
Target : Length = Radius = Material =
Detector : Length = Thickness = Material =
Mean energy deposit in target, in time window = 0 meV; rms = 0 meV
Mean energy deposit in detector, in time window = 9.7544 eV ; rms = 572.55 eV

Process calls frequency in target :

us Process calls frequency in detector:
    Rayl= 9577      Transportation= 9995          compt= 45214
    eBrem= 77        eIoni= 758315                  msc= 75
    phot= 31601

Te List of generated particles in target:
List of generated particles in detector:

W----- Ranecu engine status -----
Initial seed (index) = 128
Current couple of seeds = 1116595134, 373305111
-----
End of RunAction 2022-05-25_23:32:46 after 6753 s
PfullEnergyDepositCounter=0+-0
1000detectionEfficiency=0+-nan(ind)
-1 70.00 0.000000+-nan(ind)
2022-5-25 23:32:46 End of Run number -1

0 events have been kept for refreshing and/or reviewing.
(c "/vis/reviewKeptEvents" to review them one by one.
"/vis/enable", then "/vis/viewer/flush" or "/vis/viewer/rebuild" to see them accumulated.
Idle> -

```

Dakle, kada je detektor pozicioniran u direktnom snopu x-zračenja, detektovani su dominantno procesi jonizacije (eIoni), potom fotoelektrični efekat (phot), kao i rasejanja (Komptonovo-compt i Rejljevo-Rayl) i zakočno zračenje elektrona (eBrem).

Radi određivanja deponovane doze (E_{dep}) u aktivnoj zapremini detektora, potrebno je rezultate iz simulacija uskladiti sa realnim parametrima koje koristimo u eksperimentalnoj postavci, u realnosti. Poznavajući struju RTG aparata (I), određujemo broj elektrona (N_{exp}) koji se emituje za dato eksperimentalno vreme (t) eksponiranja. Broj emitovanih događaja u simulaciji potom skaliramo na broj realno emitovanih elektrona, kako bismo odredili ekvivalentno vreme (t_{ekv}) koje odgovara realnom vremenu za koje bismo ostvarili emisiju zadatog broja elektrona emitovanih u simulaciji. $E_{dep,sim}$ dobijamo sabiranjem deponovane energije svih događaja registrovanih u detektoru, analizom izlaznog .txt fajla u Wolfram Mathematica. Broj emitovanih elektrona u ovom slučaju iznosi 10^8 .

$$\frac{t_{\text{sim}}}{t_{\text{exp}}} = \frac{N_{\text{sim}}}{N_{\text{exp}}} \Rightarrow t_{\text{sim}} = \frac{N_{\text{sim}}}{N_{\text{exp}}} \times t_{\text{exp}}$$

$$I = \frac{Q}{t} \Rightarrow Q = I \times t = 120 \times 10^{-3} A \times 52 \times 10^{-3} s = 6.24 \times 10^{-3} C$$

$$N_{\text{exp}} = \frac{Q}{e} = \frac{6.24 \times 10^{-3} C}{1.602 \times 10^{-19} C} = 38.95 \times 10^{15} = 3.89 \times 10^{16}$$

$$t_{\text{sim}} = \frac{10^8}{3.89 \times 10^{16}} \times 52 \times 10^{-3} s = 1.34 \times 10^{-10} s$$

$$E_{\text{dep sim}} = 975441 \times 10^3 eV \times 1.602 \times 10^{-19} C = 1.562 \times 10^{-10} J$$

$$m = 80 \text{ kg}$$

$$D = \frac{E_{\text{dep}}}{m} = 1.953 \times 10^{-12} \frac{J}{kg} [Gy]$$

$$D' = \frac{D}{t_{\text{sim}}} = \frac{1.953 \times 10^{-12} Sv}{1.34 \times 10^{-10} s} = 0.015 \frac{Sv}{s} = 15 \frac{mSv}{s} = 54000 \frac{mSv}{h}$$

$$D' = 54 \frac{Sv}{h}$$

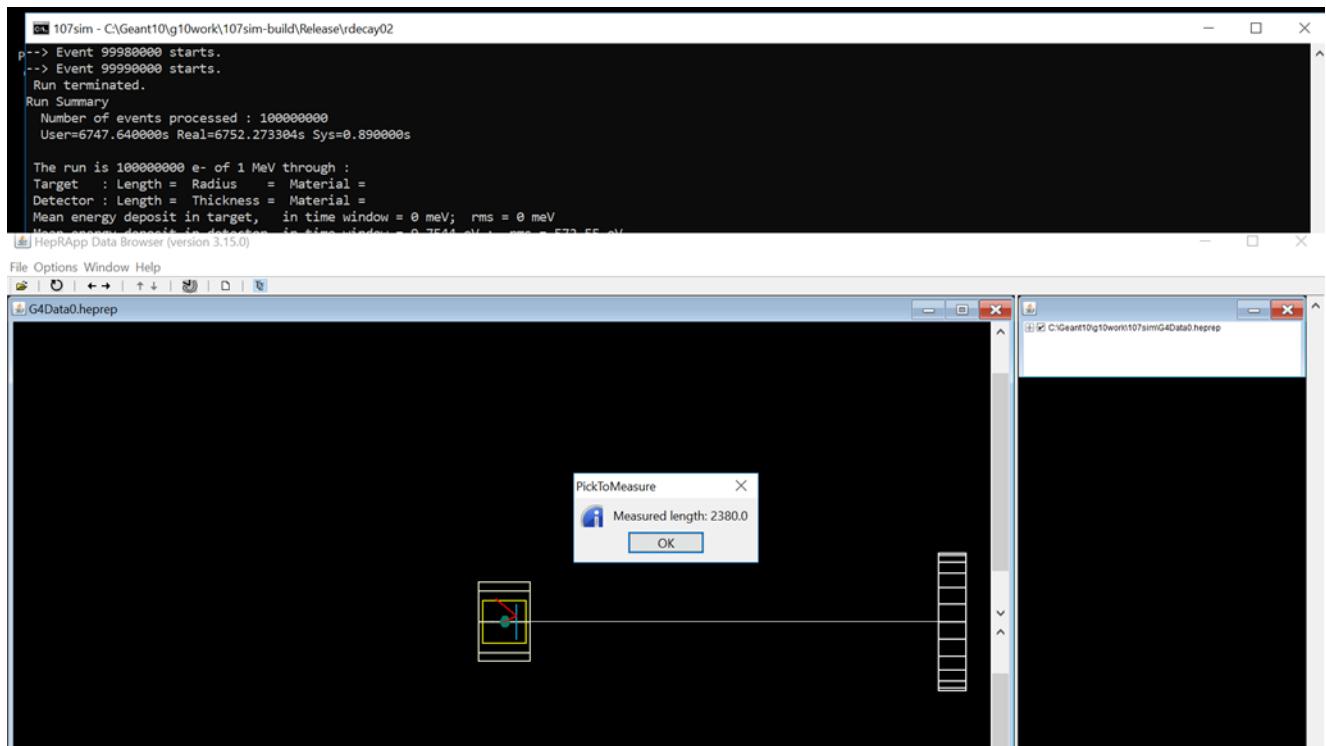
Zatim smo detektor, tj. vodenim fantom udaljili od RTG cevi. Vodenim fantom, detektor se nalazi na udaljenosti od 2.5 m od izvora x-zračenja, olovna zaštita oko cevi i elektroni od 70 keV. Izvođenjem istog matematičkog računa kao u prethodnom slučaju dobijamo sledeći rezultat za apsorbovanu (D) i ekvivalentnu dozu (D') zračenja:

$$E_{\text{dep sim}} = 57191 \times 10^3 eV \times 1.602 \times 10^{-19} C = 9.16 \times 10^{-12} J$$

$$D = 1.14 \times 10^{-13} \frac{J}{kg} [Gy]$$

$$D' = 8.55 \times 10^{-4} \frac{Sv}{s} = 3 \frac{Sv}{h}$$

Distanca olovne zaštite od detektora:



Nakon izvršenja simulacija, dobijamo ispis i o događajima koji su registrovani unutar osetljive tj. aktivne zapremine detektora:

```

107sim
P Number of events processed : 100000000
User=6921.312000s Real=6923.842351s Sys=0.187000s

The run is 10000000 e- of 1 MeV through :
Target : Length = Radius = Material =
Detector : Length = Thickness = Material =
Mean energy deposit in target, in time window = 0 meV; rms = 0 meV
Mean energy deposit in detector, in time window = 571.91 meV; rms = 140.62 eV

Process calls frequency in target :

Process calls frequency in detector:
    Rayl=      554          Transportation=     493          compt=   2658
    eBrem=       2           eIoni=  44918          phot=   1751

us
List of generated particles in target:
List of generated particles in detector:

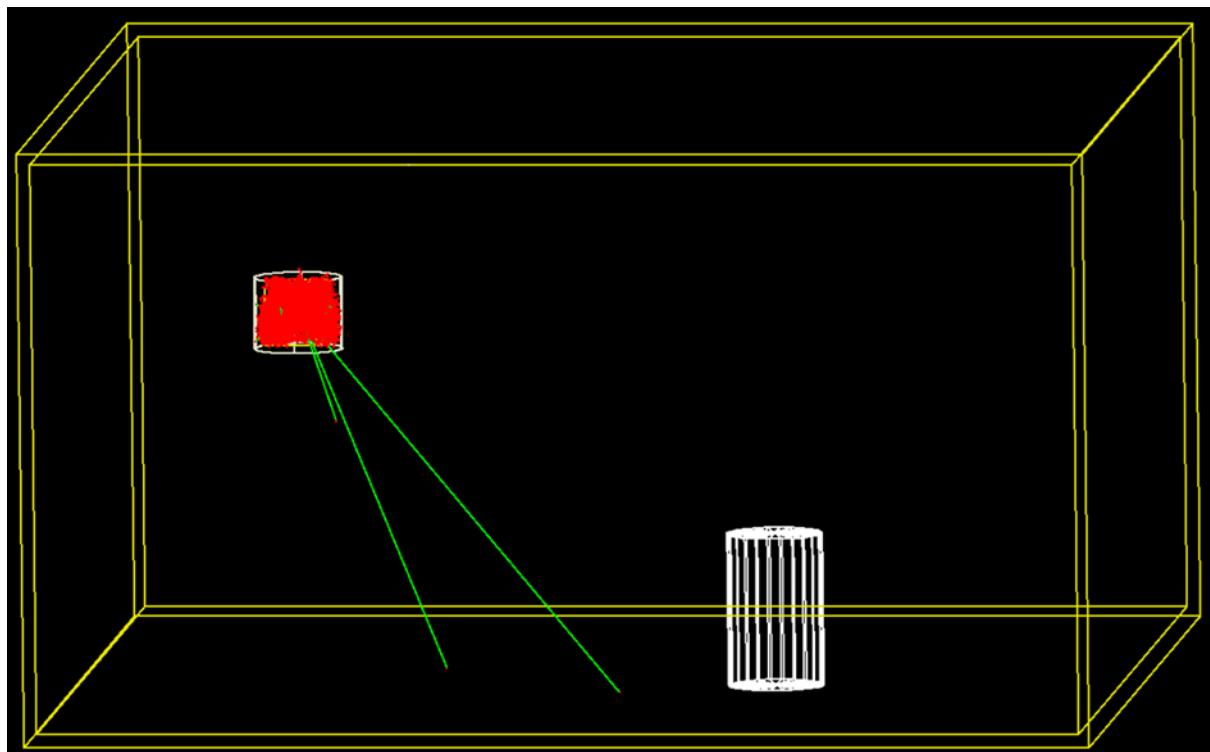
Te
----- Ranecu engine status -----
Initial seed (index) = 28
Current couple of seeds = 411820502, 1322032807
-----
WEnd of RunAction 2022-05-26_02:25:15 after 6924 s
fullEnergyDepositCounter=0+-0
1000detectionEfficiency=0+-nan(ind)
-1      70.00      0.00000+-nan(ind)
2022-5-26 2:25:15  End of Run number -1

Pc
0 events have been kept for refreshing and/or reviewing.
"/vis/reviewKeptEvents" to review them one by one.
"/vis/enable", then "/vis/viewer/flush" or "/vis/viewer/rebuild" to see them accumulated.
Idle exit
Graphics systems deleted.
Visualization Manager deleting...
G4 kernel has come to Quit state.
UserDetectorConstruction deleted.

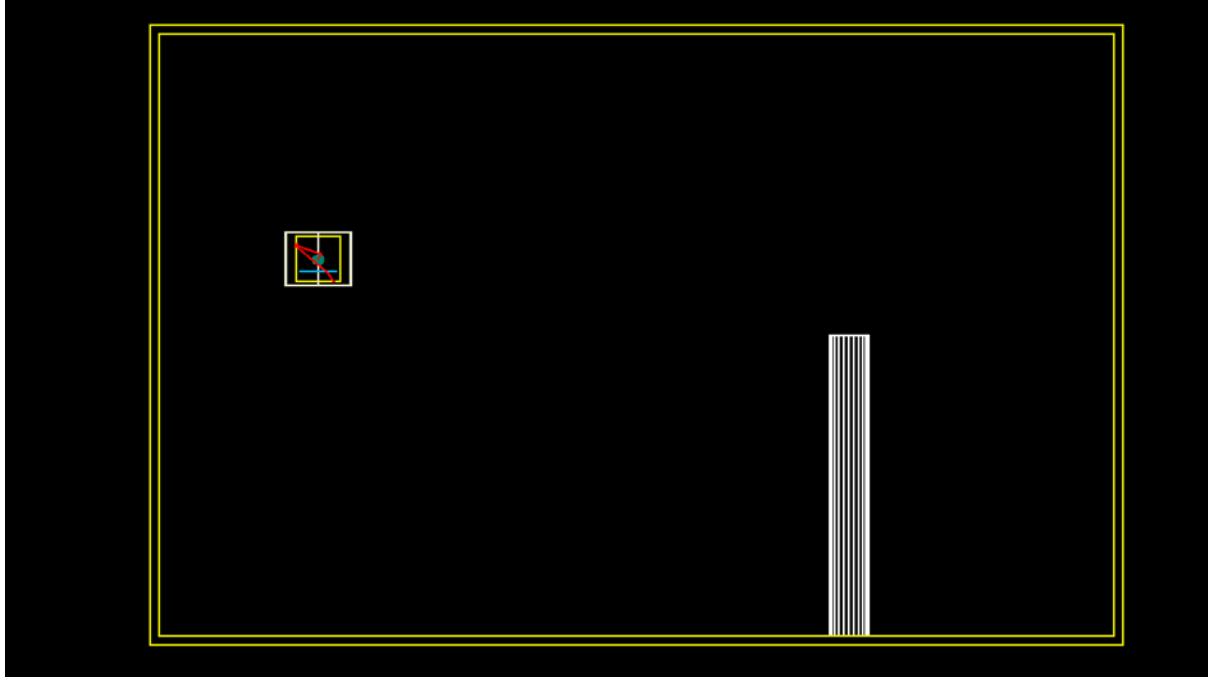
```

Očekivano, broj detektovanih događaja je znatno manji sa povećanjem rastoranja od RTG cevi, kao i ukupna deponovana energija u detektoru – dobija se manja brzina doze zakočnog zračenja.

Određivanje doznog doprinosa rasejanog zakočnog zračenja zahtevalo je da prethodnu postavku upotpunimo dodavanjem zidova sobe od betona u simulaciju. Voden fantom je u ovom slučaju postavljen bočno u odnosu na RTG aparat u dve pozicije: na 2.5 m i 3.5 m od izvora zračenja. U sledećem koraku je voden fantom pozicioniran van snopa x-zračenja – na slici ispod prikazana je vizualizacija ove simulacije u kojoj je generisano 5000 događaja (žutom bojom predstavljeni su zidovi prostorije):



U finalnoj postavci je geometrija vodenog fantoma prilagodljena kako bi verodostojnije reprezentovala ljudsko telo, time je i masa vodenog fantoma smanjena na 65 kg. Zatim je radi procene doze rasejanog zakočnog zračenja fantom postavljen na 2.5 m od izvora zračenja, kao što vidimo na slici ispod.



Kako bismo prikupili dovoljno dobru statistiku detektovanih događaja, za ovu postavku generisano je 10^9 elektrona, energije 70 keV. Na ovaj način dobijena je sledeća brzina doze:

$$\frac{t_{ekv}}{t_{exp}} = \frac{N_{sim}}{N_{exp}} \Rightarrow t_{ekv} = \frac{N_{sim}}{N_{exp}} \times t_{exp}$$

$$I = \frac{Q}{t} \Rightarrow Q = I \times t = 120 \times 10^{-3} A \times 52 \times 10^{-3} s = 6.24 \times 10^{-3} C$$

$$N_{exp} = \frac{Q}{e} = \frac{6.24 \times 10^{-3} C}{1.602 \times 10^{-19} C} = 38.95 \times 10^{15} = 3.89 \times 10^{16}$$

$$t_{ekv} = \frac{10^9}{3.89 \times 10^{16}} \times 52 \times 10^{-3} s = 13.36 \times 10^{-10} s$$

$$E_{dep\ sim} = 13740.3 \times 10^3 eV \times 1.602 \times 10^{-19} = 2.201 \times 10^{-12} J$$

$$m = 65 kg$$

$$D = \frac{E_{dep}}{m} = \frac{2.201 \times 10^{-12}}{65 kg} = 2.751 \times 10^{-14} \frac{J}{kg} [Gy]$$

$$D' = \frac{D}{t_{ekv}} = \frac{2.751 \times 10^{-14}}{13.36 \times 10^{-10}} = 0.2059 \times 10^{-4} \frac{Sv}{s} = 74 \frac{mSv}{h} = 0.074 \frac{Sv}{h}$$

$$D' = 0.074 \frac{Sv}{h}$$

Potom je voden fantom udaljen 3.5 m bočno od RTG aparata, što odgovara merenjima jačine ambijentalnog ekvivalenta doze koja su izvršena u tački 4 (slika 32). Deponovana energija koja je dobijena na ovaj način iznosi 5182 keV. Proračun brzine doze je sledeći:

$$m = 65 \text{ kg}$$

$$t = 10 \text{ s}$$

$$E_{\text{dep}} = 5182 \text{ keV}$$

$$N_{\text{sim}} = 10^9$$

$$\frac{t_{\text{ekv}}}{t_{\text{exp}}} = \frac{N_{\text{sim}}}{N_{\text{exp}}} \Rightarrow t_{\text{ekv}} = \frac{N_{\text{sim}}}{N_{\text{exp}}} \times t_{\text{exp}}$$

$$I = \frac{Q}{t} \Rightarrow Q = I \times t = 120 \times 10^{-3} \text{ A} \times 86 \times 10^{-3} \text{ s} = 10.32 \times 10^{-3} \text{ C}$$

$$N_{\text{exp}} = \frac{Q}{e} = \frac{10.32 \times 10^{-3} \text{ C}}{1.602 \times 10^{-19} \text{ C}} = 6.44 \times 10^{16}$$

$$t_{\text{ekv}} = \frac{10^9}{6.44 \times 10^{16}} \times 86 \times 10^{-3} \text{ s} = 13.35 \times 10^{-10} \text{ s}$$

$$E_{\text{dep sim}} = 5182 \times 10^3 \times 1.602 \times 10^{-19} = 8.301 \times 10^{-13} \text{ J}$$

$$D = \frac{E_{\text{dep}}}{m} = 1.277 \times 10^{-14} \frac{\text{J}}{\text{kg}} [\text{Gy}]$$

$$D' = \frac{D}{t_{\text{ekv}}} = \frac{1.277 \times 10^{-14}}{13.35 \times 10^{-10}} = 0.0956 \times 10^{-4} \frac{\text{Sv}}{\text{s}} = 34.5 \frac{\text{mSv}}{\text{h}}$$

$$D' = 0.034 \frac{\text{Sv}}{\text{h}}$$

Kada ovaj rezultat usrednjimo na vremenski interval od 10 s (usled vremenske integracije dozimetra kojim je vršeno eksperimentalno merenje), dobijamo vrednost od oko 180 $\mu\text{Sv/h}$.

9. Zaključak

U ovom radu smo prošli kroz esencijalne osobine x-zračenja, upoznali se sa dozimetrijom i detektorima, te prošli kroz načelna poglavљa u zaštiti od zračenja. Najbitnije, videli smo kako primena Monte Carlo simulacija, proračuni i geometrijske postavke u GEANT4 programskom paketu, mogu da budu korisni u evaluaciji distribucije rendgenskog zracenja kao i doznog doprinosa.

Naime, imali smo priliku da vizualizujemo i prikažemo 3D postavke naših merenja, sami ubacimo parametre i dobijemo određene rezultate, koje kasnije upoređujemo sa eksperimentalno dobijenim vrednostima.

Merenjem distribucije rendgenskog zračenja smo dobili uvid u primljenu odnosno apsorbovanu dozu a time i očekivane interakcije. Stekli smo uvid u moguće pravce rasejanja nastalih fotona kao i deklarativan broj događaja po određenim reakcijama koje nastaju prolaskom x-zračenja kroz materiju.

Možemo zaključiti da se dobija odstupanje od oko 60 puta veće u odnosu na eksperimentalne vrednosti. Ovakvo odstupanje se javlja zbog nepoznavanja

vremenske zavisnosti struje RTG aparata tokom eksponiranja (na način na koji je realizovan impulsni režim rada), kao i odgovora detektora na uslove merenja (vremenska integracija i brzina je u ovom slučaju izrazito kratko vreme ekspozicije).

Doprinos ovog rada sagledamo u kvantifikaciji i boljem objašnjenju uticaja rendgenskog zračenja na okolinu, kao i primenu i prednosti Monte Carlo simulacija u ovim eksperimentima, odnosno merenjima.

LITERATURA

1. <https://www.livescience.com/32344-what-are-x-rays.html>
2. <https://www.arpansa.gov.au/understanding-radiation/what-is-radiation/ionising-radiation/x-ray>
3. Rolf Behling; Handbook of X-ray Imaging, December 2017, eBook ISBN: 9781351228251
4. Radulović Branka; Priprema i obrada nastavne jedinice "x-zračenje" u srednjim školama, Novi Sad 2008.
5. Jerrold T. Bushberg, J. Anthony Seibert, Edwin M. Leidholdt, John M. Boone; The essential physics of medical imaging, Philadelphia, PA : Wolters Kluwer / Lippincott Williams & Wilkins, cop. 2012.
6. <http://www.x-ray-optics.de/index.php/en/physics/reflection>
7. <https://www.britannica.com/science/X-ray/Fundamental-characteristics>
8. <https://iceps.edu.rs/wp-content/uploads/2020/02/X-zraci-mast.-Danijela-Ljuji%C4%87.pdf>
9. <https://www.xos.com/XRD>
10. Physics for Radiation Protection: A Handbook. James E. Martin, Copyright 3 2006 WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim, ISBN: 3-527-40611-5
11. Russell K. Hobbie, Bradley J. Roth; Intermediate Physics for Medicine and Biology, DOI 10.1007/978-3-319-12682-1
12. Dr Krmar Miodrag (2013) Uvod u nuklearnu fiziku, Prirodno – matematički fakultet, Univerzitet u Novom Sadu.
13. William R. Leo (1994), Techniques for Nuclear and Particle Physics Experiments, A How-to Approach, Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York (1994)
14. Jacob Shapiro, Radiation protection: A guide for scientists, regulators and physicians, Harvard University Press; 4th edition (June 15, 2002)
15. Nick T. Thomopoulos, Essentials of Monte Carlo Simulation, Springer, New York, NY
16. Knežević Jovana, Koincidentne metode za analizu vremenskih karakteristika nuklearnih procesa, doktorska disertacija
17. I. Stanković, Monte-Karlo simulacije uticaja matrice uzorka na efikasnost detekcije HGPe detektora. Master rad, Novi Sad: Prirodno-matematički fakultet, Univerzitet u Novom Sadu, Novi Sad, Republika Srbija, 2014.
18. Marko Nikčević, Tomislav Anđelić, Radioaktivnost i jonizujuća zračenja, Detekcija, dozimetrija i zaštita od jonizujućih zračenja, Podgorica, Crna Gora, 2011.
19. IMI Inspector Alert Operation Manual, IMI-International Medcom, Inc.
20. The Physical Principles of Medical Imaging, 2nd Ed. Perry Sprawls, Ph.D.
21. <https://www.radiologyinfo.org/en/info/safety-xray>

BIOGRAFIJA



Dušan Vukelić rođen je 03.03.1994. godine u Somboru. Završio je Gimnaziju „Veljko Petrović“ 2013. godine. Potom na jesen iste godine upisuje osnovne studije fizike na Prirodno-matematičkom fakultetu u Novom Sadu. Diplomirao je 2020. godine i odmah upisuje master studije na smeru medicinska fizika. Zaposlen je kao urednik u kompaniji MDPI i bavi se procesuiranjem i publikacijom naučnih radova.

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: Dušan Vukelić

AU

Mentor: doc. dr Kristina Bikit

MN

Naslov rada: Merenje i Monta Carlo simulacije distribucije rendgenskog zračenja

NR

Jezik publikacije: srpski (latinica)

JP

Jezik izvoda: srpski/engleski

JI

Zemlja publikovanja: Republika Srbija

ZP

Uže geografsko područje: Vojvodina

UGP

Godina: 2022

GO

Izdavač:

Autorski reprint

IZ

Mesto i adresa:

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

MA

Fizički opis rada:

Broj poglavlja: 9

FO

Broj strana: 72

Broj tabela: 8

Broj slika: 54

Naučna oblast:

FIZIKA

NO

Naučna disciplina:

Medicinska fizika

ND

Predmetna odrednica/ ključne reči:

rendgensko zračenje, Monte Carlo simulacije, dozimetrija

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:

07.09..2022.

DO

Članovi komisije:

KO

Predsednik:

prof. dr Dušan Mrđa

član:

doc. dr Lazar Gavanski

član:

dr Jovana Knežević

UNIVERSITY OF NOVI SAD

FACULTY OF SCIENCE AND MATHEMATICS

KEY WORDS DOCUMENTATION

Accession number:

ANO

Identification number:

INO

Document type:

Monograph publication

DT

Type of record:

Textual printed material

TR

Content code:

Final paper

CC

Author:

Dušan Vukelić

AU

Mentor/comentor:

doc. dr Kristina Bikit

MN

Title:

Measurement and Monte Carlo simulation of X-ray radiation distribution

TI

Language of text:

Serbian (Latin)

LT

Language of abstract:

English

LA

Country of publication:

Republic of Serbia

CP

Locality of publication:

Vojvodina

LP

Publication year:

2022

PY

Publisher: Author's reprint

PU

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

PP
Physical description:

PD

Scientific field: Physics

SF

Scientific discipline: Medical physics

SD

Subject/ Key words: X ray radiation, Monte Carlo simulation, dosimetry

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: 07.09.2022.

DE

Thesis defend board:

DB

President: prof. dr Dušan Mrđa

Member: doc. dr Lazar Gavanski

Member: dr Jovana Knežević