



UNIVERZITET U NOVOM SADU
PRIRODNO-MATEMATIČKI
FAKULTET
DEPARTMAN ZA FIZIKU



Projektovanje debljine zaštitnih barijera za prostorije za terapiju ^{131}I

-Master rad-

Mentor:

Prof. dr Nataša Todorović

Kandidat:

Jasmina Jakonić

Novi Sad, 2015

Veliku zahvalnost dugujem prof. dr Nataši Todorović na ukazanoj pomoći i strpljenju tokom izrade master rada. Zahvaljujem se profesorima i asistentima na Katedri za nuklearnu fiziku koji su doprineli mom ličnom sazrevanju o polju nauke i razvoju ljubavi prema istoj.

PREDGOVOR

Napredak nuklearne medicine zabeležen je krajem prošlog veka, kao i tokom prve dve decenije XXI veka. Činjenice, kao što su porast broja radionuklida koji se koriste i velik broj centara za nuklearnu medicinu i istraživanja novih radioizotopa širom sveta, pokazuju tendenciju za dalji razvoj nuklearne medicine na globalnom nivou. Dok sa jedne strane razvoj nuklearne medicine doprinosi razvoju precizne dijagnostike i efikasne terapije, sa druge strane dovodi do povećanja količine radijacije koju prima stanovništvo. S toga je veoma bitno posvetiti mnogo pažnje pronalaženju najefikasnijeg rešenja u zaštiti od zračenja koja emituju radionuklidi.

Master rad obuhvata rezultate merenja brzina apsorbovanih doza u Centru za nuklearnu medicinu na Institutu za onkologiju Vojvodine u Sremskoj Kamenici u prostorijama za izolaciju pacijenata koji su primili radioaktivni izotop joda ^{131}I . U radu su takođe izračunate i debljine zaštitnih barijera u cilju predlaganja optimalnog rešenja zaštite od gama zračenja odgovarajuće energije.

SADRŽAJ

| | |
|---|----|
| 1. UVOD..... | 6 |
| 2. ZNAČAJ INTERAKCIJE I EFEKATA ZRAČENJA..... | 6 |
| 2.1. Interakcija beta zračenja..... | 7 |
| 2.2. Interakcija gama zračenja..... | 9 |
| 2.3. Efekti zračenja..... | 13 |
| 2.4. Podela efekata zračenja..... | 16 |
| 3. JOD-131..... | 17 |
| 3.1. Proizvodnja ^{131}I | 18 |
| 3.2. Terapija jodom-131..... | 19 |
| 3.2.1. Ponašanje pacijenta nakon primenjene tarapije..... | 20 |
| 3.3. Opšte i specijalne mere bezbednosti i laboratorijska praksa..... | 21 |
| 3.4. Izvod iz Pravilnika o primeni izvora zračenja u medicini..... | 22 |
| 4. RADIJACIONA DOZIMETRIJA..... | 23 |
| 4.1. Veličine i jedinice u radijacionoj dozimetriji..... | 23 |
| 4.1.1. Ekspozicija, X..... | 23 |
| 4.1.2. Apsorbovana doza, D..... | 24 |
| 4.1.3. Ekvivalent doze, H, i ekvivalentna doza, H_T | 25 |
| 4.1.4. Efektivna doza, E..... | 26 |
| 4.2. Dozimetri..... | 27 |
| 4.2.1. Gajger-Milerov brojač..... | 28 |
| 5. ZAŠTITA OD GAMA ZRAČENJA..... | 29 |
| 5.1. Veličine za opisivanje polja zračenja: fluks, fluks energije, intenzitet zračenja...29 | 29 |
| 5.2. Atenuacija gama-zračenja..... | 30 |
| 5.2.1. Zakon atenuacije..... | 30 |
| 5.2.2. Linearni i maseni atenuacioni koeficijent..... | 32 |
| 5.2.3. Zakon apsorpcije i brzina doze u apsorberu..... | 34 |
| 5.2.4. Tačkasti izvor gama-zračenja..... | 35 |
| 5.2.5. Atenuacioni zakon u slučaju širokog snopa zračenja..... | 36 |

| | |
|--|----|
| 5.3. Karakteristične veličine važne za zaštitu od zračenja..... | 37 |
| 5.3.1. HVL, <i>half value layer</i> | 37 |
| 5.3.2. Γ konstanta (Γ faktor)..... | 38 |
| 5.3.3. Faktor zauzimanja, T..... | 39 |
| 5.4. Kontrola doze zračenja..... | 40 |
| 5.4.1. Dozvoljene doze zračenja..... | 40 |
| 5.4.2. Kontrolisana i nekontrolisana područja..... | 41 |
| 5.4.3. Izvod iz Pravilnika o granicama izlaganja ionizujućim zračenjima i merenjima radi procene nivoa izlaganja ionizujućim zračenjima..... | 42 |
| 5.5. Planiranje zaštite od ionizujućeg zračenja..... | 43 |
| 5.5.1. Osnovni principi zaštite..... | 43 |
| 5.5.2. Određivanje debljine zaštite od gama-zračenja..... | 44 |
| 5.5.2.1. Izračunavanje debljine zaštite bez faktora nagomilavanja..... | 44 |
| 5.5.2.2. Izačunavanje debljine zaštite sa faktorom nagomilavanja..... | 45 |
| 6. MERENJE DOZA ZRAČENJA NA INSTITUTU I PRORAČUN DEBLJINE ZAŠTITE | |
| 6.1. Rezultati merenja doze zračenja-dozimetrijski izveštaj..... | 49 |
| 6.2. Izračunavanje debljine zaštite..... | 50 |
| 6.2.1. Terapijska doza 3,7 GBq ^{131}I | 50 |
| 6.2.2. Terapijska doza 1,85 GBq ^{131}I | 51 |
| 7. ZAKLJUČAK..... | 53 |
| LITERATURA I REFERENCE..... | 54 |
| BIOGRAFIJA..... | 55 |

1. UVOD

U Centru za nuklearnu medicinu na Institutu za onkologiju Vojvodine u Sremskoj Kamenici primenjuje se terapija radioaktivnim jodom-131. Pacijenti koji prime ovu vrstu terapije borave u prostorijama za izolaciju određeno vreme, koje zavisi od primljene terapijske doze. Ove prostorije su deo kontrolisanog područja na nuklearnoj medicini. U njima se planira zaštita od zračenja i sprovode redovne dozimetrijske kontrole.

2. ZNAČAJ INTERAKCIJE I EFEKATA ZRAČENJA

Nuklearna medicina je grana medicine koja koristi radionuklide, odnosno radioaktivna jezgra, u dijagnostici, lečenju i istraživanju bolesti. Broj radionuklida koji se danas koristi je velik, a ono što je zajedničko za sve jeste emitovanje određene vrste jonizujućeg zračenja. Radionuklidi se kombinuju ili sa drugim elementima, gradeći razna hemijska jedinjenja, ili sa farmaceutskim jedinjenjima formirajući radiofarmaceutike. Ova jedinjenja po unošenju u organizam imaju isto hemijsko ponašanje i podležu istim biološkim procesima kao i stabilna jedinjenja, tako da se njihovim unošenjem u telo može spolja pratiti njihovo ponašanje i procesi u kojima učestvuju posebnim detektorskim sistemima. Ovde se radi o primeni radionuklida u dijagnostici. Terapija podrazumeva destrukciju određenog obolelog tkiva zračenjem koje emituju radionuklidi.

Izloženost ljudi jonizujućem zračenju, bilo kao vrsta procedure u medicini ili kao neželjna okolnost, zahteva dobro poznavanje efekata koje ovo zračenje ostavlja pri prolasku kroz organizam. Pri prolasku kroz organizam zračenje uzrokuje promene interagujući sa atomima žive materije kojima predaje svoju energiju. Te promene mogu ostaviti posledice na molekulima, makromolekulima kao što je DNK, celijama i tkivima. Može se poremetiti funkcija molekula, mogu se umrtviti zdrave celije i tkivo, a može nastupiti i smrt jedinke ako su velike doze u pitanju. Imajući na umu posledice zračenja na organizam, bitno je voditi računa kako se zračenje koristi. Sami efekti zračenja mogu biti raznovrsni. Mogu se javiti odmah ili nakon određenog latentnog perioda. Interdisciplinarna oblast koja izučava efekte zračenja na živi svet naziva se radiobiologija i predstavlja kombinaciju radijacione fizike i biologije.

Sa druge strane bitno je poznavati i kako određena vrsta zračenja interaguje sa materijom. Poznavajući interakciju, poznaje se kako dato zračenje gubi energiju, kako slab je intezitet zračenja, koliko gubi energije po jedinici puta i koliki je domet date vrste zračenja, odnosno posle kolikog pređenog puta će zračenje izgubiti svoju energiju u potpunosti, pa tako i moći da ionizuje sredinu. Ovakve informacije su bitne kod zaštite od zračenja, jer se mora sprečiti štetno dejstvo zračenja na okolinu.

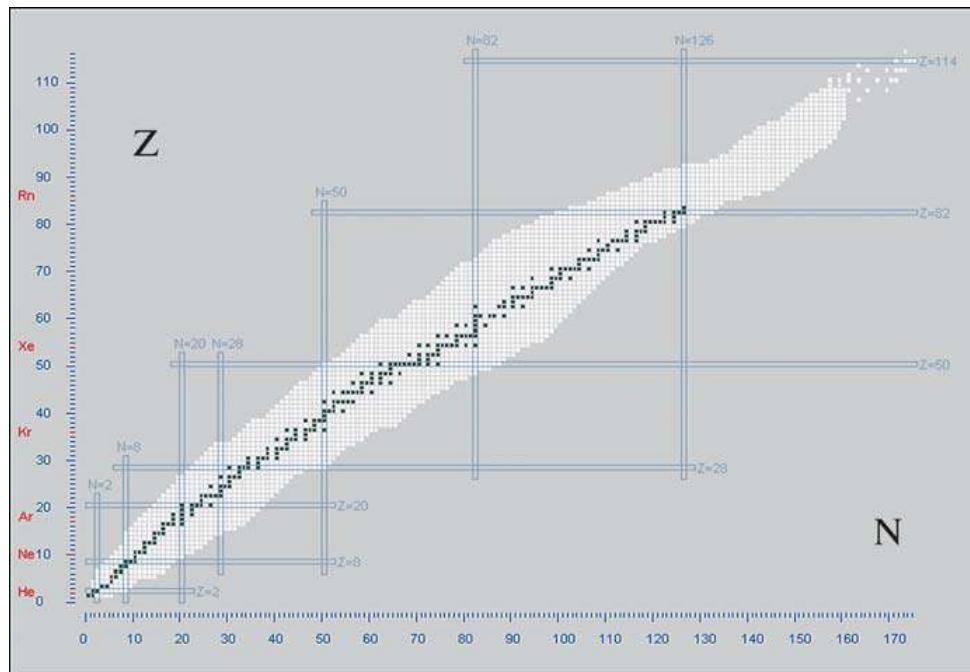
Dakle, efekti zračenja su bitni da bi se znalo šta se tačno dešava u čovekovom organizmu, a sama interakcija za nalaženje rešenja zaštite od zračenja.

Prilikom raspada ¹³¹I javlja se β^- i γ zračenje, koje se kreće kroz sredinu u kojoj se nađe i ostavlja za sobom određene posledice, kao i emisija antineutrina koji ne poseduje nanelektrisanje ni magnetni moment, pa slabo interaguje sa sredinom i ne uzrokuje ionizaciju

sredine. S toga su u narednom poglavlju opisani mehanizmi interakcije β^- i γ zračenja, a nakon toga i posledice na organizam usled primene zračenja (efekti zračenja).

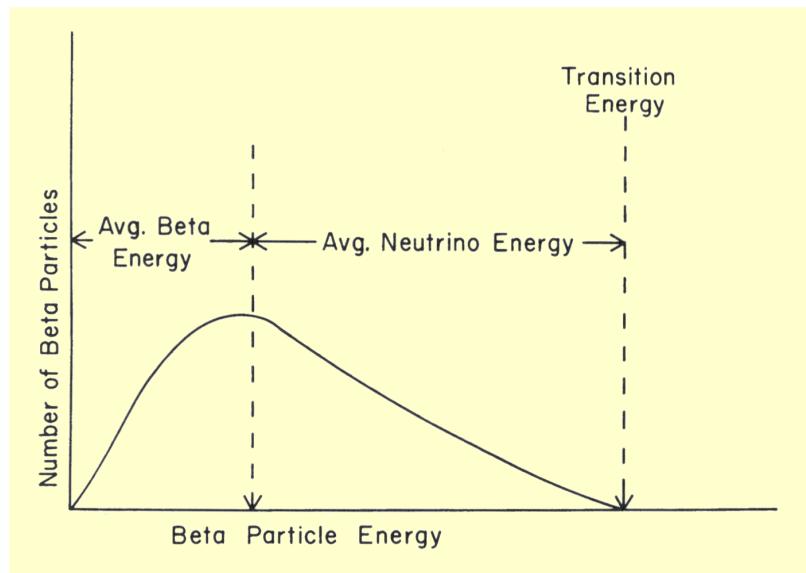
2.1. Interakcija beta zračenja

Transformacija neutrona u proton unutar jezgra, propraćena emisijom elektrona iz jezgra koji se naziva β^- čestica i čestice antineutrina, naziva se β^- raspod. Ovakva transformacija karakteristična je za izotope kod kojih je odnos broja neutrona i protona veći od ovog odnosa kod stabilnih izotopa [4]. U drugom slučaju, kada je taj odnos manji, odgovarajući raspod je β^+ koji podrazumeva transformaciju protona u neutron i emisiju beta plus čestice, odnosno pozitrona. Jod-131 ima 78 neutrona i 53 protona ($78:53=1,47$) za razliku od jedinog stabilnog izotopa ^{127}I koji ima 74 neutrona ($74:53=1,40$). Zbog toga se jod-131 raspada β^- raspodom. Kada se jedan neutron transformiše u proton poveća će se atomski broj, Z , za jedan, pa se u slučaju joda-131 dobija jezgro susednog elementa iz periodnog sistema, ksenon ($Z=54$). S obzirom da nije došlo do gubitka nukleona iz jezgra, već samo do transformacije, maseni broj ostaje isti ($A=Z+N=77+54=131$). Jezgra koja imaju isti broj nukleona, to jest isti maseni broj, nazivaju se izobari, tako da u beta raspodu predak i potomak raspada predstavljaju izobare. Ako se posmatra proton-neutronska dijagram (Slika 1), koji opisuje stabilnost odnosno nestabilnost nekog jezgra u zavisnosti od broja protona i neutrona u njegovom sastavu, nestabilna jezgra koja se raspadaju β^- raspodom nalaze se u oblasti sa donje strane linije stabilnosti koja prati stabilna jezgra.



Slika 1: Proton-neutronska dijagram [4]

Spektar kinetičke energije emitovanih β^- čestica je kontinuiran, energija od nulte do neke maksimalne vrednosti koja zavisi od stanja jezgara predaka i potomka u atom raspodu i jednaka je razlici energije jezgra predaka i zbira energije potomka i energije mirovanja elektrona [4]. Ovakav kontinuirani spektar se javlja jer je maksimalna energija, odnosno energija raspada, podeljena među nastalim elektronima i antineutrinima u svim mogućim iznosima. Na Slici 2 je dat izgled spektra beta zračenja gde se vidi da vrlo mali broj beta čestica poseduje maksimalnu energiju. Za težu jezgra srednja energija emitovanih beta čestica iznosi oko trećinu vrednosti maksimalne energije. Razlika energije raspada i srednje energije elektrona jeste srednja energija antineutrina.



Slika 2: Spektar beta zračenja - broj beta čestica sa odgovarajućom energijom; Dostupno na:
www.sprawls.org/ppmi2/RADIOTRANS/

Brzi elektroni, elektroni najveće energije, gube kinetičku energiju zakočnim zračenjem i ionizacijom, dok nešto sporiji elektroni češće samo ionizuju tkivo. Naime, elektron pri prolazku kroz neku sredinu može da se raseje na jezgru i elektronskom omotaču atoma te sredine. Rasejanje može biti elastično, kada se totalna energija sistema ne menja i neelastično, kad dolazi do promene energije. Ako postoji slučaj neelastičnog rasejanja na jezgru, beta čestica će se zakočiti u električnom polju jezgra i emitovaće fotone, odnosno elektromagnetno zračenje, pod nazivom zakočno zračenje. Ovakva interakcija je prisutna u tkivima sa teškim elementima i kod elektrona sa velikom energijom (većom od 10 MeV). Nastankom zakočnog zračenja se ne stvaraju joni pa elektroni na početku svog puta slabo ionizuju tkivo, a proces ionizacije će preovladati tek kada energija elektrona bude manja od 1 MeV. Ipak, samo zakočno zračenje, odnosno nastali fotoni mogu dalje sami ionizovati materiju. Sporiji elektroni se češće neelastično rasejavaju na elektronskom omotaču atoma sredine, pri čemu gube energiju na ekscitaciju i ionizaciju atoma. Tada beta čestice interaguju sa česticama jednake mase, elektronima, predaju im deo svoje energije stvarajući

jonske parove, pozitivan atom i otpušten elektron. U ovim pomenutim procesima beta čestica postepeno gubi energiju, a kada ona padne do nivoa kada jonizacija više nije moguća, biće zahvaćena od strane atoma sredine gde će živeti kao orbitalni elektron [4].

U slučaju joda-131, maksimalna kinetička energija emitovanih elektrona pri beta raspadu je 807 keV. Takvi elektroni će jonizovati sredinu, odnosno tkivo u kom se zadese. Broj stvorenih jonskih parova zavisiće od energije elektrona i sredine (tkiva).

Elektoni na svom putu trpe višestruke sudare pa im je putanja izlomljena linija. Zbog toga je domet elektrona manji od putanje koju ova čestica pređe. Efektivni domet elektrona u tkivu se određuje kao debljina sloja tkiva u kojem se elektron zaustavi, tj pred početnu kinetičku energiju. Domet β^- čestice u vazduhu može biti od nekoliko centimetara do desetak metara, pri čemu na 1 cm dužine puta stvori od 10 do 100 jonskih parova. β^- čestice prodiru u tkivo organizma do 15 mm, što zavisi od njihove energije i vrste tkiva. β^- čestice nastale raspadom joda-131 mogu preći do 2 mm u tkivu. Obzirom da je gustina tkiva veća od gustine vazduha, može se očekivati daleko veći broj stvorenih jonskih parova po jedinici dužine puta.

Atenuacioni zakon odnosno slabljenje intenziteta beta zračenja pri prolasku kroz neki materijal, izведен na osnovu atenuacione krive beta čestica koja pokazuje eksponencijalni karakter, dat je u sledećem obliku:

$$I = I_0 e^{-\mu \cdot x}, \quad (1)$$

gde su I_0 i I intenziteti zračenja pre i nakon prolaska kroz materijal debljine x , a μ atenuacioni koeficijent koji zavisi od gustine materijala i jednak je proizvodu gustine sredine i masenog atenuacionog koeficijenta [4]. Maseni atenuacioni koeficijent, μ_m , zavisi od maksimalne energije beta raspada:

$$\mu_m = 17.0 \cdot E_{\max}^{-1.43}. \quad (2)$$

Prethodne dve relacije koriste se za izračunavanje debljine apsorbera koji će zaustaviti beta zračenje u cilju zaštite. Za zaštitu su od beta zračenja su najpogodniji laki materijali kao što su staklo, plastične mase ili aluminijum u kojima se ne javlja zakočno zračenje i beta čestica će se zaustaviti u sloju od nekoliko mm.

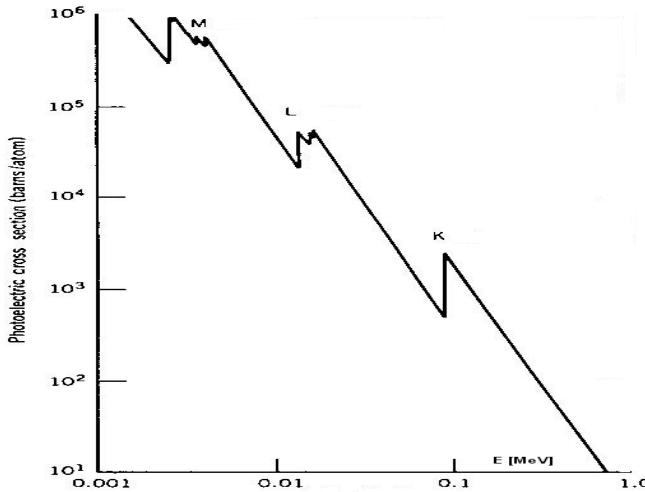
2.2. Interakcija gama zračenja

Kada se jod-131 raspade, nastaje jezgro ksenona u pobuđenom stanju. Takvo jezgro teži da zauzme stanje sa najnižom mogućom energijom, odnosno osnovno stanje, što postiže emisijom gama-kvanta. Najčešće je slučaj da potomci nastali α , β^- ili β^+ raspadom budu eksitovani, pa odmah nakon raspada sledi emisija jednog ili više gama-fotona u zavisnosti od broja prelaza do osnovnog stanja. Pri gama-raspadu jezgro samo prelazi u svoje osnovno stanje, pa nema promena ni atomskog, Z , ni masenog broja, A , a nastali gama-foton nosi energiju koja odgovara razlici energija početnog i krajnjeg stanja jezgra. Koje će od mogućih početnih stanja jezgro imati zavisi od toga koliku su energiju odnele beta čestice pređešnjeg beta raspada. Gama-fotoni različitih energija su, prema tome, rezultat različitih početnih

stanja pobuđenog jezgra. S obzirom da svako stanje, odnosno energijski nivo ima svoje odgovarajuće podnivoe, možemo očekivati širok spektralni vrednosti energija emitovanih gama-fotona, a sam spektar je diskretan. Ipak, određeni prelazi su više verovatni, pa je zastupljenost gama-fotona koji odgovaraju takvim prelazima najveća. Kod ^{131}I , u 82 % slučaja emituju se gama-fotoni energije 364 keV.

Radioizotopi, koji se koriste u nuklearnoj medicini i šire, emituju gama-zračenje nakon alfa, elektronskog ili pozitronskog raspada. Kao vrsta elektromagnetskog zračenja, ono interaguje sa materijom kroz koju prolazi putem karakterističnih procesa i gubi energiju. Elektromagnetno zračenje čini snop fotona, koji nisu nanelektrisane čestice, pa da bi uopšte došlo do interakcije sa elektronima i jezgrom sedine moraju se naći u njihovoј neposrednoj blizini. Fotoni se uvek kreću brzinom svetlosti pa ne mogu biti usporeni u procesu interakcije. Pilikom njihove interakcije oni mogu ili potpuno nestati iz snopa, ili se rasejati bez gubitka energije ili izgubiti deo svoje energije i skrenuti sa prvobitnog pravca. Efekti koji su najviše odgovorni za smanjenje intenziteta i energije zračenja pri njegovom prolasku kroz neku sredinu su fotoelektrični efekat, Komptonovo rasejanje i stvaranje elektron-pozitronskog para [4]. Sva tri pomenuta procesa odvijaju se u omotaču atoma ili na slobodnim elektronima. Drugi efekti se mogu javiti pri interakciji elektromagnetskog zračenja sa jezgrom, ali su oni retki i zanemarljivo mali, s obzirom da je poluprečnik jezgra oko 10^4 puta manji od poluprečnika atoma, pa je daleko veće verovatnoća interakcije sa omotačem nego jezgrom atoma. Takođe da bi došlo do interakcije sa jezgrom, fotoni moraju imati velike energije, reda veličine nekoliko MeV-a. Takođe je moguća i interakcija fotona sa slobodnim elektronom ili atomima i molekulima u kojima nema gubitka energije fotona, već fotoni samo bivaju skrenuti sa prvobitnog pravca (Tompsonovo i Rejljevo rasejanje), ali je verovatnoća za pojavu ovih vrsta rasejanje daleko manja od Komptonovog, pa se zanemaruju.

Kod fotoelektričnog efekta se sva energija fotona elektromagnetskog zračenja troši na izbacivanje elektrona iz omotača atoma i na njegovu kinetičku energiju, pa pri tome foton nestaje iz snopa. Izbačeni elektron, fotoelektron, poseduje kinetičku energiju koja je jednaka razlici energije fotona i vezivne energije elektrona i on može dalje ionizovati sredinu. Na mestu gde je bio sada izbačeni elektron može preći neki elektron sa višeg nivoa pri čemu se emituje elektromagnetno zračenje. U slučaju popunjavanja nivoa bližih jezgru (npr K, L, M ljudske) sledi pojava karakterističnog x-zračenja, tako da pojava rendgenskog značenja sledi nakon pojave fotoefekta. Verovatnoća da dođe do fotoelektričnog efekta opisana je veličinom efikasan presek za fotoelektrični efekat, σ_f , koja zavisi od energije fotona. Sa porastom energije fotona efikasan presek se smanjuje, ali na vrednosti energije koja je jednaka vezivnoj energiji elektrona na određenom nivou, njegova vrednost poraste, dalje se opet smanjuje sa porastom energije do sledećeg skoka koji odgovara vezivnoj energiji dubljeg elektrona (Slika 3) [4]. Dakle, što je energija fotona bliža energiji veze nekog elektrona, verovatnoća za fotoelektrični efekat na tom elektronu je veća. Ako foton nosi manju energiju od vezivne energije elektrona na nekom nivou, on ga ne može izbaciti, ali će verovatnoća za fotoelektrični efekat da poraste u slučaju elektrona na višim nivoima koji su slabije vezani za jegro, ako je naravno energija fotona jednaka ili nešto veća od njihove energije veze.



Slika 3: Efikasni presek za fotoelektrični efekat u funkciji energije [4]

Takođe, efikasni presek za fotoefekat zavisi i od atomskog broja elementa, Z , od kog je materijal, tj sredine kroz koju foton putuje sačinjena. On se povećava proporcionalno sa Z^5 . Samo povećanje efikasnog preseka je jasno s obzirom da i energija veze elektrona raste sa povećanjem rednog (atomskog) broja elementa. U slučaju kada je energija fotona nešto veća od energiji veze elektrona iz K ljeske, efikasan presek je dat sledećom zavisnošću:

$$\sigma_{fe} \sim \frac{Z^5}{E^{7/2}}, \quad (3)$$

dok za energije fotona, koje su mnogo veće od vezivne energije elektrona iz K ljeske, efikasan presek znatno opada, što pokazuje proporcionalnost:

$$\sigma_{fe} \sim \frac{Z^5}{E}. \quad (4)$$

S obzrom da gama fotoni mogu nositi različite energije i da su energije veze elektrona u K ljesci već u zavisnosti od atomskog broja datog elementa, od par keV do preko 100 keV za elemente na kraju periodnog sistema, jasno je da je vrednost efikasnog preseka za fotoelektrični eferkat upravo određena kombinacijom ove dve energije. Tako, na primer, ako su u pitanju gama fotoni srednjih energija od nekoliko stotina keV, može se zaključiti da će oni jedino interagovati kroz fotoefekat sa teškim atomima koji su na kraju periodnog sistema. Ako je u pitanju jod-131, kod kog preko 80 % gama-zračenja čine fotoni energije 364 keV, koji ako se raspadne u tkivu koje je sačinjeno od lakih elemenata kao što su azot, ugljenik, vodonik i kisonik, jasno je da je verovatnoća za fotoelektrični efekat veoma mala [4].

Kod Komptonovog rasejanja, foton se rasejava na slobodnom elektronu, odnosno orbitalnom elektronu koji je slabo vezan, pri čemu mu predaje deo svoje energije, i nastavlja svoje kretanje pod uglom rasejanja u odnosu na prvobitni pravac. Ovakvo rasejanje se dešava kada je energija fotona znatno viša od energije veze orbitalnog elektrona. Rasejni foton izgubivši deo svoje energije povećava talasnu dužinu zračenja i može dalje stupati u

interakciju sa sredinom. Promena talasne dužine fotona ne zavisi ni od energije fotona ni rednog broja materijala, već samo od ugla rasejanja, što je Kompton eksperimentalno utvrdio. To povećanje talasne dužine je reda veličine talasne dužine gama-zračenja visokih energija pa se može registrovati. Efikasni presek za Komptonovo rasejanje, σ_{com} , na jednom elektronu je obrnuto proporcionalan energiji fotona, a direktno proporcionalan prvom stepenu rednog broja atoma materijala:

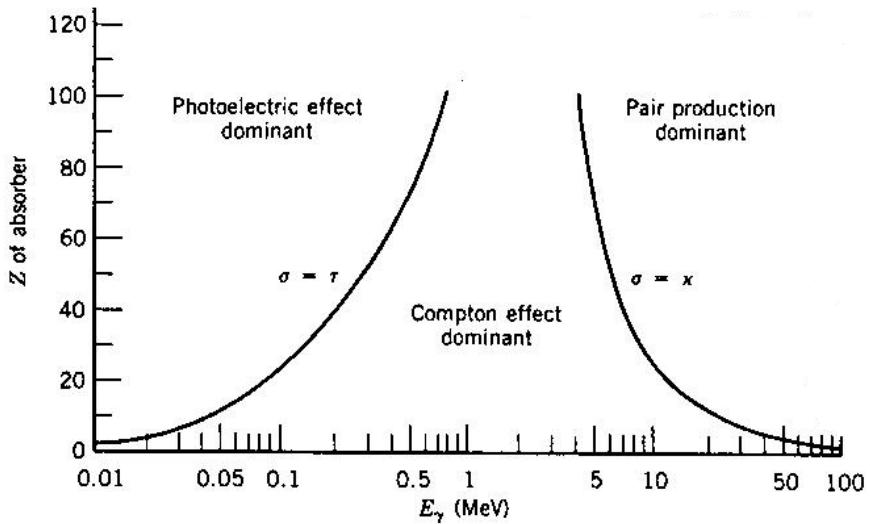
$$\sigma_{Com} \sim \frac{Z}{E}. \quad (5)$$

Dakle, i verovatnoća za Komptonovo rasejanje se smanjuje sa porastom energije fotona, ali u znatno manjoj meri nego što je to slučaj kod fotoelektričnog efekta. Tako da će pri većim energijama fotona biti dominantnije Komptovnovo rasejanje, nego fotoefekat [4]. Takođe, efikasan presek za Komptonovo rasejanje znatno manje zavisi od rednog broja atoma sredine, obzirom da je ovde data zavisnost od rednog (atomskog) broja na prvi stepen.

Kod efekta stvaranja elektron-pozitronskog para celokupna energija fotona se troši na kreiranje čestica elektron i pozitron i na njihovu kinetičku energiju pa foton nestaje iz snopa, a stvorene čestice mogu jonizovati materiju. Ovaj par može nastati ukoliko je energija fotona veća od energije mirovanja stvorenih čestica ($E > 2 \times 511 \text{ keV} = 1022 \text{ keV}$), a sama pojava se odigrava u blizini jezgra, kako bi jezgro primilo određeni iznos impulsa fotona i neznatnu energiju, a ceo proces bio u skladu sa zakonima održanja impulsa i energije. Stvoren par čestica brzo anhilira, po gubitku svojih energija utrošenih na ionizaciju sredine, pri čemu nastaju dva gama-fotona jednakih energija (511 keV) koji će biti emitovani pod uglom od 180° . Izraz za efikasan presek stvaranja elektron-pozitonskog para je složen i treba napomenuti da verovatnoća za stvaranje para raste sa porastom energije fotona do određene vrednosti, naime do približno 1000 puta veće vrednosti od energije mirovanja elektrona kada sa daljim porastom energije fotona efikasan presek ima konstantnu vrednost [4]. Dakle, ovde je obrnut slučaj u odnosu na fotoelektrični i Komptonov efekat, kada verovatnoća opada sa porastom energije. Efikasan presek za stvaranje elektronsko-pozitronskog para je dat sa:

$$\sigma_{par} \sim Z^2 \ln \frac{E}{m_e c^2}. \quad (6)$$

Iz izloženog se može zaključiti da efikasni preseci za ova tri procesa, odnosno dominantnost nekog od ovih procesa, zavisi od energije fotona i od atomskog broja atoma sredine. Slika 4 to i ilustruje. Već je rečeno, što se na slici i vidi, da je fotoefekat najizraženiji u slučaju niskih energija fotona, ili nešto viših energija fotona ako su prisutni elementi visokog atomskog broja u materijalu. Na energijama od par MeV i više, dominatan proces je stvaranje parova. Na srednjim energijama fotona najizraženije je Komptonovo rasejanje, ali takođe i na veoma niskim i visokim ako su prisutni elementi malog atomskog broja. Tkivo čoveka je uglavnom izgrađeno od lako elemenata, tako da je Komptonovo rasejanje najviše prisutno pri veoma širokom intervalu energija fotona.



Slika 4: Oblasti sa odgovarajućom energijom i atomskim brojem u kojima dominira jedan od tri glavna procesa kojima foton gubi energiju [4]

Slabljenje snopa gama-zračenja zavisi od gustine i debljine apsorbera i efikasnog preseka koji je u funkciji energije fotona. S obzirom da su pomenuta tri procesa odgovorna za slabljenje intenziteta, svaki sa svojim karakterističnim efikasnim presekom, može se naći ukupni presek kao zbir preseka za tri pojedinačna procesa:

$$\sigma = \sigma_{\text{fe}} + \sigma_{\text{Com}} + \sigma_{\text{par}}. \quad (7)$$

U zakonu o slabljenju intenziteta gama-zračenja, javlja se atenuacioni koeficijent kao proizvod broja atoma sredine po jedinici zapremine i ukupnog efikasnog preseka. Izgled atenuacionog zakona će biti predstavljen i detaljnije razmotren u delu o zaštiti od gama-zračenja.

2.3. Efekti zračenja

Ubrzo nakon otkrića radioaktivnog zračenja posumnjalo se u njegovo štetno dejstvo na živi svet. Potom je potvrđeno da veće doze zračenja mogu uzrokovati i smrt organizma. Kako je i pored toga našlo široku primenu nekoliko decenija kasnije, naučnici su izučavali efekte koje radioaktivno i uopšte ionizujuće zračenje stvara u organizmu. Tako se i javila naučna oblast radiobiologija koja upravo izučava delovanje ionizujućeg zračenja na biološka tkiva i žive organizme.

Postoje različiti faktori od kojih zavisi stepen izraženosti i prisutnost bioloških efekata zračenja. Pre svega biološki efekti zračenja zavise od primenjene vrste zračenja kao i od veličine doze zračenja. Ista veličina doze za različite vrste zračenja uzrokuje različita oštećenja (o tome detaljnije u 4.1.3). Takođe efekti zračenja zavise i od vremena za koje je primljena određena doza zračenja. Činjenica je da doza koja je primljena u frakcijama u toku dužeg vremenskog perioda, u odnosu na istu koja je primljena odjedenom, dovodi do daleko

manjeg broja bioloških oštećenja. Ukoliko između frakcija doze bude dovoljno vremena, organizam ima vremena da se samostalno izbori sa biološkim gubitkom koji je pretrpeo pri svakom pojedinačnom izlaganju zračenju. Bitno je da što manji deo tela bude izložen zračenju, jer se time smanjuju i efekti zračenja na ceo organizam. Kako će, pojedinačno, odgovoriti ćelija na zračenje zavisi od njene starosti, stadijuma deobe i prisutnosti kiseonika u tkivu kojeg čine [11].

Kada se posmatra delovanje zračenja na organizam, treba imati na umu da se sve interakcije dešavaju na nivou atoma, molekula i makromolekula koji čine subćelijske i ćelijske gradivne elemente. Makromolekuli sa odgovarajućom funkcijom presudnom za opstanak ćelije i njenu deobu su sačinjeni od mnoštva atoma povezanih najčešće kovalentnim i vodoničnim vezama. Prekidanje ovih veza dovodi do izmene samog molekula, pa tako i do izmene u funkcionisanju ćelije [4]. Preko ćelije nastupaju promene na nivou tkiva i čitavog organizma.

Osnovne interakcije zračenja sa materijom, bilo ona organskog ili neorganskog porekla su jonizacija i ekscitacija atoma materije. Drugi procesi su takođe prisutni, ali ne doprinose značajno gubitku energije zračenja, da li zbog prirode samog procesa ili zbog male zastupljenosti, no svakako se mogu zanemariti. Čak i ako sam proces ne podrazumeva jonizovanje materije, može se u njemu stvoriti neka čestica koja će dalje biti sposobna da vrši jonizaciju i ekscitaciju. Ako procesom jonizacije dobijemo slobodan elektron koji poseduje dovoljnu energiju, on dalje može vršiti sekundarne jonizacije. Sve interakcije zračenja su funkcija verovatnoće, što bi značilo da se može predvideti kakv će biti efekat, ali se ne mogu predvideti individualni događaji kao što je uticaj zračenja na deo ćelije ili sekvencu DNK. Interakcije su neselektivne, ili slučajne po prirodi. Procesi jonizacije i ekscitacije su fizički procesi koji mogu doprineti raznim hemijskim promenama materije odnosno promeni strukture materije. Zbog izmenjene strukture molekuli ne mogu ili ne mogu u potpunosti da obavljaju svoju funkciju u procesima ćelije. Tako su stvorene biološke promene koje mogu rezultirati poremećajem na nivou organizma.

Primarni fizički procesi jonizacija i ekscitacija podrazumevaju predaju energije zračenja sredini kroz koju se ono prostire, odnosno tkivu. Molekuli te sredine na račun primljene energije mogu izbaciti elektron ili on može biti pobuđen na neki viši nivo. Potom će pobuđeni molekul težiti da se reši viška energije kroz proces deeksitacije pri čemu emituje zračenje odgovarajuće talasne dužine. Takođe, energija pobude može da se prenese i negde unutar molekula kada će se on oslobođiti viška energije kidanjem jedne kovalentne veze. Ne mora se prekinuti veza na mestu interakcije molekula i fotona zračenja, već negde drugo u molekulu gde je veza slabija. Dakle, ako u interakciji nije primljena dovoljna energija koja bi jonizovala molekul, on može biti pobuđen, a energija pobude se oslobođa prekidanjem neke hemijske veze koja ima jednaku ili manju energiju od one koju je molekul primio. Tada se molekul podeli na dva dela, koji će učestvovati u građenju drugih drugačijih molekula, pa tako nastaju hemijske promene, odnosno promene u strukturi materije [4].

U sastavu organskih struktura najveći procenat imaju laki elementi kao što su kiseonik, ugljenik, vodonik, azot, kalcijum, fosfor i drugi. Za njih su karakteristične

kovalentne veze čija jačina može biti različita, od nekoliko do 10 eV. Takođe su prisutne i znatno slabije vodonične veze, oko 0,5 eV, kod jedinjenja koja su jako polarizovana. Vodonične veze su prisutne u molekulu vode, a takođe obezbeđuju strukturu nukleinskih kiselina, DNK i RNK. One povezuju komplementarne azotne baze naspramnih lanaca DNK, i naspramno postavljenih delova jednog lanca RNK. Hemiske promene su mogu odigrati putem dve vrste interakcija, direktnе ili indirektnе interakcije. Interakcije koje se direktnо odigravaju na biološkim makromolekulima na primer DNK ili proteinima, nazivaju se direktne interakcije. U tom slučaju zračenje ionizuje molekul ili atome unutar makromolekula, pobuđuje ih i prekidaju se kovalentne veze usled čega se izmeni hemijska ili biološka funkcija tog molekula. Interakcije koje se odigravaju na molekulima vode koji čine od 70 do 85% ćelijskog sadržaja, nazivaju se indirektnе interakcije. Naime, primarni mehanizam indirektnе interakcije je radioliza, odnosno razlaganje vode pod dejstvom zračenja, pri čemu produkti radiolize mogu dovesti do promena sastava organskih molekula.

U direktnim interakcijama zračenja i nekog organskog molekula, prekidanjem konvalentne veze molekul će se podeliti na dva dela, od kojih svaki deo uzima jedan elektron iz zajedničkog elektronskog para. U tom slučaju ne dobijaju se joni kao u procesu jonizacije, već električno neutralni fragmenti koji imaju po jedan nespareni elektron. Takvi stvoreni delovi nazivaju se slobodni radikali, koji imaju visok afinitet za stupanje u hemijske reakcije sa drugim molekulima, upravo zbog svog nesparenog elektrona. Od jednog molekula dobijaju se dva slobodna radikala koji se mogu kombinovati sa drugim slobodnim radikalima gradeći nove molekule koji ne obavljaju funkcije bitne za normalan rad ćelije, što na kraju dovodi do smrti, ili nesposobnosti deobe ćelije [11].

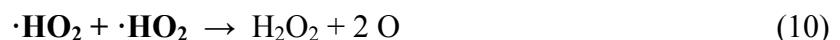
U interakciji vode sa zračenjem, voda se ionizuje i nastaje jonski par H_2O^+ i e^- . H_2O^+ jon može stupiti u reakciju sa neutralnim molekulom vode, ili sa elektronom kada se obrazuje pobuđeni molekul vode H_2O^* koji disosuje na hidroksil slobodni radikal, $\text{OH}\cdot$, i na hidrogen slobodni radikal, $\text{H}\cdot$:



Slobodni radikali stupaju u različite reakcije sa organskim molekulima. Oni mogu molekulu oduzeti atom vodonika pri čemu sam molekul postaje reaktivan, stupa u rezličite reakcije, trpi promenu svoje strukture i više ne može da obavlja svoju funkciju. $\text{H}\cdot$ slobodni radikali teže da se kombinuju sa kiseonikom, stvarajući hidroperoksi radikale, $\cdot\text{HO}_2$:



Hidroperoksi radiklali mogu direktnо napraviti biološko oštećenje, a reakcijom dva $\cdot\text{HO}_2$ radikala dobija se:



Vodonik-peroksid, H_2O_2 , i atomski kiseonik su izuzetno reaktivni i povećavaju štetno dejstvo zračenja, a sam vodonik-peroksid je odgovoran za oko dve trećine bioloških efekata nastalih nakon izlaganja zračenju. Slobodni radikali koji nastaju u procesu radiolize vode vezuju se za elektrone koji su nastali prilikom prekidanja vodoničnih veza između baza unutar DNK i

mogu izazvati promene koje dovode do oštećenja genetskog koda zapisanog u lancu DNK. Posledica ovog može biti smrt ćelije, jer su u lancu DNK zapisane sve informacije o sintezi belančevina koje su neophodne za normalno funkcionisanje ćelije, ili genetske mutacije, usled oštećenja genetskog koda zapisanog u lancu DNK [4].

2.4. Podela efekata zračenja

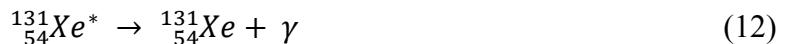
Efekti zračenja se mogu podeliti na determinističke i stohastičke efekte zračenja. Deterministički efekti imaju prag zračenja, odnosno određenu dozu zračenja ispod koje se oni neće javiti, a biološko oštećenje raste sa porastom doze zračenja. Javljuju se na ozračenom organizmu i to može biti odmah po izlaganju zračenju ili nakon određenog latentnog perioda. Pri dozama od 1 Gy i manje, javljuju se deterministički efekti kao što su privremena ili trajna sterilizacija i iritacija kože. Prilikom primanja velikih doza zračenja javljaju se kao simptomi radijacione bolesti: pad imuniteta (usled gubitka velikog broja leukocita), unutrašnje krvarenje (kao posledica gubitka trombocita). Posledice primljenih velikih doza, iznad 40 Gy, su oštećenje krvnih sudova mozga, oštećenja neurona i drugi sigurni efekti kod kojih je krajnji ishod smrt jedinke. Stohastički efekti se u glavnom javljaju u oblasti nižih doza i podležu zakonima verovatnoće [11]. Za njih ne postoji prag doze, odnosno mogu se javiti i pri vrlo malim dozama zračenja, pri čemu se ne zna kada i u kom obliku će se javiti. Ne postoje doze pri kojima je verovatnoća za stohastičke efekte nula, samo je poznato da verovatnoća raste sa porastom veličine doze zračenja, i prema nekim modelima ova zavisnost je linearна. Stohastički efekti mogu biti pojava karcinoma i leukemija. Rizik od radijacije pri dijagnostici ogleda se u mogućim stohastičkim efektima.

U zavisnosti od toga da li su efekti zračenja prisutni samo kod ozračene jedinke ili se mogu preneti i kod njenog potomka, razlikujemo somatske i genetske efekte zračenja. Genetski efekti jesu posledice genetske mutacije, odnosno promena na genima usled oštećenja DNK u ćelijama koje služe za reprodukciju i prenose se i na potomstvo. Genetski efekti nemaju donji prag doze zračenja kao i stohastički efekti zračenja. S druge strane somatske mutacije gena nastaju u drugim ćelijama, koje nisu polne, pa nema prenošenja na potomstvo, već se samo menjaju osobine koje dati gen određuje u novim ćelijama koje nastaju deobom ćelije sa somatskom mutacijom.

3. JOD-131

Jod-131 je jedan od vrlo važnih izotopa joda, takođe poznat pod nazivom radiojod. U nuklearnoj medicini se koristi češće u terapijskim, a ređe u dijagnostičkim procedurama. Najčešće se koristi u lečenju raznih oboljenja štitne žlezde.

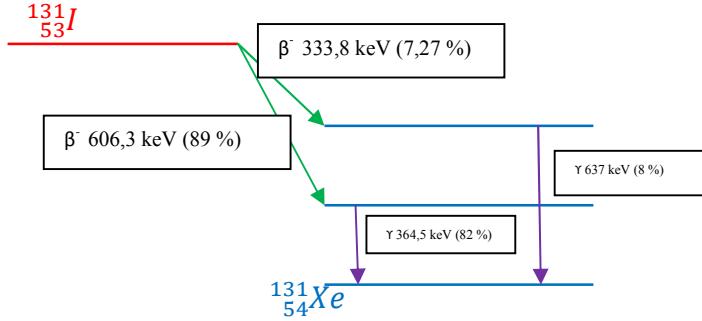
Jod-131 ima period poluraspada od 8,0197 dana. Ovaj kratkoživeći izotop koristi se u nuklearnoj medicini, s obzirom da se u kratkom vremenskom intervalu raspada i nestaje iz organizma. Radiojod se, kao što je već pomenuto, raspada β^- raspadom, nakon čega sledi emisija gama zračenja pobuđenog jezgra ksenona:



Primarna emisija raspada joda-131 je emisija negativno nanelektrisanih beta čestica, odnosno elektrona, sa energijom od 606,3 keV u 89 % slučajeva, dok ostatak elektrona može biti emitovan sa energijama od 248 do 807 keV (Slika 5). Ovakve beta čestice imaju domet u tkivu od 0,6 mm do 2 mm [5]. Takođe se prilikom beta raspada emituje i antineutrino, koji može odneti različite vrednosti energije raspada. Nakon beta-raspada sledi emisija gama zraka pobuđenog jezgra ksenona, a nastali gama-fotoni najčešće nose energiju oko 364,5 keV, što zajedno sa energijom elektrona čini oko 971 keV raspada joda-131. Mali procenat gama-fotona ima energiju 637 keV i 284.3 keV. Gama-fotoni kao nenelektrisane čestice imaju daleko veći domet pa napuštaju tkivo u kom su nastali i organizam.

Pri raspadu joda-131 u tkivu, nastale beta čestice izazivaju mutaciju i smrt ćelija u kojima se nađu, kao i u drugim ćelijama koje su u njihovoј blizini od nekoliko milimetara. Činjenica je da su velike doze joda-131 ponekad manje opasne nego niske doze, jer one imaju tendenciju da umrte tkivo štitne žlezde. U suprotnom, kod primenjene niske doze radiojoda, tkivo bi preživelo, ali sa rizikom da postane kancerogeno. Zbog toga se češće koriste velike i maksimalno dozvoljene doze kako bi se uništilo tkivo od interesa. Na tome se zasniva primena u terapiji.

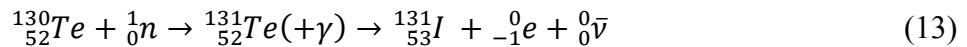
S druge strane, upotreba radiojoda u dijagnostici se zasniva na detekciji nastalog gama-zračenja. Najčešće je slučaj da se prilikom njegove upotrebe u terapiji koja podrazumeva velike doze zračenja, vrši i praćenje radioizotopa gama-kamerama. Upotreba joda-131 u dijagnostici je rizična s obzirom da beta čestice u malim dozama, mogu izazvati mutaciju ćelija, retko smrt ćelije, i tako povisiti rizik nastanka karcinoma. Zbog toga se za postavljanje dijagnoze štitne žlezde koriste izotopi joda koji su čisti gama-emiteri, kao što je to jod-123. Nažalost postoje i dalje slučajevi čiste dijagnostičke upotrebe joda-131, u malim dozama, prvenstveno zbog njegove jeftinje proizvodnje u odnosu na druge radioizotope koji su manje rizični, ali podrazumevaju više uloženih sredstava.



Slika 5: Šematski prikaz raspada joda-131

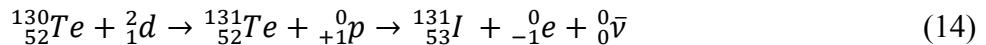
3.1. Proizvodnja ^{131}I

Izotop ^{131}I se najčešće proizvodi u nuklearnim reaktorima bombardovanjem mete neutronima u vidu rastvora telirijum-oksida (TeO_2) obogaćenim sa izotopom ^{130}Te (34% u prirodnom sadržaju Te). Kada ^{130}Te zahvati neutron postaje ^{131}Te sa periodom poluraspađa 25 minuta, koji se raspada β^- raspadom pri čemu se dobija ^{131}I :



Iz telirijum-oksida se potom jod-131 eluira u alkalni rastvor. Često se kao meta koristi i elementarni telirijum u vidu praha, pri čemu se jod-131 izdvaja suvom destilacijom i rastvara u blagom alkalnom rastvoru.

Takođe se može proizvoditi i u ciklotronima, u interakciji sa nanelektrisanim česticama. Zapravo je prvi put ovaj izotop nastao u ciklotronu davne 1930. godine. U ciklotronu ^{130}Te se sudara sa deuterijumom pri čemu nastaje ^{131}Te i izdvaja se proton, a ^{131}Te raspadom daje ^{131}I :



Ovde je takođe meta elementarni Te, ali koristi se i telirijum-dioksid, TeO_2 pri čemu je bitno da je meta obogaćena izotopom ^{130}Te što je više moguće, kako bi se smanjila verovatnoća za nastanak drugih izotopa joda.

| Jod-131 | | |
|-------------------|--|--|
| Fizički podaci | Zračenje: | <ul style="list-style-type: none"> ➤ gama: 364 keV (82%); 637 keV(7%); 284 keV (6%); 80 keV(3%); 723 keV(2%) ➤ beta: primarno 606 keV (89%); drugo 248-807 keV |
| | Gama konstanta: | 0,22 mR/h po mCi na 1 m ($7,647 \cdot 10^{-5}$ mSv/h po MBq na 1 m) |
| | Vreme poluraspada: | <ul style="list-style-type: none"> ➤ Fizičko: 8,02 dana ➤ Biološko: 120-138 dana (u nevezanom obliku) ➤ Efektivno: 7,6 dana (u nevezanom obliku) |
| | Specifična aktivnost: | $1,24 \cdot 10^5$ Ci/g (4 600 TBq/g) |
| Radiološki podaci | Radiotoksičnost: | $4,76 \cdot 10^{-7}$ Sv/Bq (gutanjem) $2,92 \cdot 10^{-7}$ Sv/Bq (udisanjem) |
| | Kritični organ: | Tiroidna žlezda |
| | Način unošenja: | Gutanje, udisanje, punkcija, rana, kontaminacija kože (apsorpcija) |
| Zaštita | HVL* | <ul style="list-style-type: none"> ➤ Olovo: 3 mm |
| | TVL** | <ul style="list-style-type: none"> ➤ Olovo: 11 mm |
| Monitoring | Kada se koristi potrebno je uvek nositi lične dozimetre; pre prve upotrebe treba sprovesti osnovni pregled štitnjače skeniranjem; sprovoditi biološka testiranja štitne žlezde od 6 do 72 časa nakon upotrebe 1 mCi ili više (prisloni se detektor sa NaI u čvrstom stanju na vrat iznad Adamove jibućice) | |
| Detekcija | GM brojač za proveru efikasnosti zaštite i kontamincije Tečni scintilacioni brojač za proveru kontaminacije briseva | |

Tabela 1: Bezbednosni list radionuklida ^{131}I ; Dostupno na:

<http://hpschapters.org/northcarolina/NSDS/131IPDF.pdf>

3.2. Terapija jodom-131

Oralna upotreba joda-131 predstavlja proceduru za tretman benignih i malignih stanja štitne žlezde još od davnih 40-ih godina prošlog veka. Institucije u kojima se vrši terapija jodom-131 moraju imati stručno obučeno osoblje, opremu za zaštitu od ionizujućeg zračenja, dostupne procedure za održavanje i odlaganje radioaktivnog materijala i uredaje za monitoring doza zračenja.

Terapija radiojodom podrazumeva upotrebu joda-131 u obliku sodijum-jodida (NaI), koji se može naći u vidu kapsule ili tečnog rastvora, ili se može sjeditniti sa farmaceutikom kada se formira meta-jodobenzilguanidin, MIBG. Nakon što se male doze radiojoda progutaju, one se apsorbuju iz gastrointestinalnog trakta u krvotok, a iz krvotoka se koncentrišu u štitnoj žlezdi. Terapija radiojodom podrazumeva uništavanje ćelija ove žlezde koje apsorbuju radiojod, putem čestica emitovanih pri njegovom raspadu.

Štitna žlezda apsorbuje skoro sav jod koji čovek unese u organizam, bio on radioaktivан ili ne. Zbog toga kod terapije radiojodom nema opasnosti od zračenja drugih organa, osim štitne žlezde. Većina radioaktivnog joda koji nije apsorbovan ovim putem, nakon tretmana napušta telo u narednih nekoliko dana putem urina. Manje količine se mogu izlučiti u pljuvačci, znoju, suzama i izmetu [5]. Pod ovim se podrazumeva eliminacija izvora zračenja u biološkom smislu, što upućuje na biološki poluperiod koji opisuje vreme odbacivanja datog radionuklida iz organizma. U slučaju joda-131 on je od 120 do 138 dana (Tabela 1).

Kako bi radiojodna terapija bila što efikasnija, pacijent mora imati visok nivo tireotropnog hormona (TSH) u krvi, koji, između ostalog, ima ulogu da pospešuje transport joda u ćelije štitne žlezde. On stimuliše ćelije štitne žlezde, zdrave ili obolele, da apsorbuju jod, odnosno radiojod. U slučaju niskog procenta sadržaja TSH u krvi, kao alternativa, postoji forma ovog hormona koja se može ubrizgavati pre početka terapije radiojodom.

Benigna stanja koja se leče radiojodom uključuju Gravesovu bolest, toksičnu ili netoksičnu nodularnu gušavost, i autonomno funkcionalne toksične ili netoksične čvorove. Usled Gravesove bolesti i čvorova unutar tiroidne žlezde javlja se stanje hipertireoidizma kada se uočava povećano lučenje tiroidnih hormona, T3 i T4 koji kontrolišu proces metabolizma. Upotreba radiojoda u ovim slučajevima podrazumeva delimičnu destrukciju štitne žlezde. Kada su u pitanju maligna stanja, terapija radiojodom se primenjuje samo kod diferenciranih tipova karcinoma štitne žlezde, dok kod nediferenciranih, anaplastičnih, ili slabo diferenciranih, medularnih karcinoma ova vrsta terapije nije primenljiva, jer takvi tipovi karcinoma ne apsorbuju radiojod. Terapija radiojodom se koristi za tretiranje ostataka tiroidnog karcinoma i metastaznih oboljenja nakon delimične ili potpune tiroidektomije, odnosno uklanjanja štitne žlezde.

3.2.1. Ponašanje pacijenta nakon primenjene tarapije

Doza radiojoda koja se primenjuje zavisi od vrste oboljenja, stepena napretka bolesti, zdravstvenog stanja i uzrasta pacijenta. U zavisnosti od količine primenjene doze, pacijenti mogu biti hospitalizovani, i to je u glavnom slučaj kada prime veće doze kao kod izvesnih malignih stanja, kada se od pacijenta zahteva da bude u izolaciji. Izolacija pacijenta se mora strogo poštovati, sve dok aktivnost izvora ne opadne na nivo koji je propisan Pravilnikom o primeni izvora zračenja u medicini. U slučaju manjih doza, pacijent može odmah nakon tretmana biti pušten kući. U oba slučaja osoblje je dužno da informiše pacijenta o ponašanju nakon primenjene terapije.

Pacijenti koji su primili radiojod bi trebali da izbegavaju duže i bliske kontakte sa drugim ljudima u narednih nekoliko dana, naročito kada su u pitanju trudnice i mala deca. Takođe bi trebali da koriste zaseban toalet, da spavaju u odvojenim prostorijama u naredna tri ili četiri dana, da se svakodnevno tuširaju i često Peru ruke.

3.3. Opšte i specijalne mere bezbednosti i laboratorijska praksa pri radu sa jodom-131

Zaposleni na nuklearnoj medicini, čiji posao podrazumeva kontakt sa radioaktivnim materijalom moraju postupati u skladu sa ALARA principom. ALARA je akronim nastao od rečenice "As Low As Reasonably Achievable" i predstavlja regulatorni zahtev za sve programe i organizacije koje se bave radijacionom bezbednošću [7]. S obzirom da svaka doza zračenja donosi određeni rizik, a da je stepen rizika srazmeran veličini primljene doze, ne sme se zanemariti ovo pravilo. Kada pristupe odgovarajućem radionuklidu, zaposleni najpre treba da pregledaju njegove karakteristike označene na poledini ambalaže. Treba detaljno pregledati protokol u kojem je dat opis postupka koji treba obaviti i sve dodatne mere predostrožnosti. Podrazumeva se što kraće vreme provedeno u radu sa radioaktivnim materijalom, upotreba zaštite i što je veća moguća udaljenost od izvora radijacije. Konstantno praćenje doze zračenja koju prima osoblje i uopšte kontrola doze zračenja u radnim prostorijama predstavljaju bitne stvake u radu sa ovim rizičnim supstancama. Kako bi se minimizirala doza zračenja i radioaktivni otpad, treba koristiti najmanje količine radioizotopa. Posle svake upotrebe slede procedure dekontaminacije radnih površina, pribora, prostorija i propisano odlaganje radioaktivnog otpada. Takođe je bitno da se vodi tačan inventar radioaktivnog materijala koji je primljen, poslat i odložen [7].

Hemijski laboranti, radiološki tehničari i svi drugi koji rukuju sa radioaktivnim materijalom moraju koristiti zaštitne rukavice, naočare i mantile. Laboratorijski sto treba da je prekriven upijajućom podlogom koja se menja u slučaju svake njene kontaminacije koja može nastati na primer prosipanjem radioaktivnog rastvora. Svaka posuda sa radioaktivnim materijalom mora da ima na sebi simbol radioaktivnosti, oznaku radioizotopa, aktivnost i kontrolni broj iz inventara. U laboratoriji za pripremu aparata ne sme se jesti i piti, niti unositi hrana i piće, kao ni kozmetički preparati. Ne smeju se dirati kontaktna sočiva, ne sme se pipetirati ustima. Ukoliko je u pitanju rastvor sa radioaktivnim materijalom koji koža može da apsorbuje, treba strogo voditi računa da rastvor ne dođe u dodir sa kožom. Laboratorije moraju imati dobar ventilacioni sistem zbog mogućnosti isparavanja radioaktivnog materijala. Kada se prenosi radioaktivni materijal do druge prostorije, mora se nositi u odgovarajućem zaštitnom kontejneru.

Specijalno, u slučaju upotrebe joda-131, treba izbegavati pravljenje rastvora niske pH vrednosti. Naime, kisela sredina, odnosno kiseli rastvori veoma značajno podižu isparavanje radiojoda. Zbog toga ukoliko je neophodno korišćenje kiselih rastvora, potrebno ih je spremati u posebno dizajniranim kapelama koje će usisati svo isparenje koje je nastalo. Sva ambalaža zaostala nakon upotrebe radioaktivnog materijala, može se tretirati kao medicinski otpad, nakon isteka vremena od sedam perioda poluraspada, što bi u slučaju joda-131 iznosilo oko 2 meseca

3.4. Izvod iz Pravilnika o primeni izvora zračenja u medicini ("Službeni glasnik RS", br. 1/2012)

Nuklearna medicina

Član 43.

Terapijska primena radiofarmaceutskih preparata sprovodi se ambulantno i u bolničkim uslovima.

Ako je aktivnost primjenjenog radiofarmaceutskog preparata veća od 400 MBq ^{131}I , terapija se mora sprovesti u bolničkim uslovima, i to u posebnim prostorijama koje su projektovane za kontrolisanu radijacionu zonu. Pacijent može biti otpušten iz bolnice kada aktivnost apliciranog ^{131}I opadne ispod 400 MBq.

Uputstva o ponašanju pacijenta kome je apliciran radioaktivni ^{131}I pri otpuštanju iz bolnice moraju, pored ostalog, da se drže preporuke o vremenskim intervalima zadržavanja u blizini drugih lica navedenim u Tabeli 2 koja je data u Prilogu 1 ovog pravilnika i čini njegov sastavni deo.

Član 45.

Prilikom otpuštanja pacijenta iz bolnice treba proveriti kontaminaciju odeće i ličnih stvari i po potrebi izvršiti dekontaminaciju ili ih zadržati.

Po odlasku bolesnika koji je primio radiofarmaceutik obavezno je obaviti merenja u bolesničkoj sobi i po potrebi izvršiti dekontaminaciju.

| Zabrana zadržavanja | Aplicirana aktivnost ^{131}I (MBq) | | |
|---|--|-----|-----|
| | 30 | 200 | 400 |
| | Broj dana primene zabrane | | |
| Na rastojanju manjem od 1 m od dece mlađe od 3 godine | 1 | 15 | 21 |
| Na rastojanju manjem od 1 m od dece starosti 3-5 godina | - | 11 | 16 |
| Na rastojanju manjem od 1 m od dece starije od 5 godina | - | 5 | 11 |
| Izbegavati kontakt sa odraslim osobama | - | - | - |

Tabela 2: Uputstvo o ponašanju pacijenta po otpuštanju iz bolnice (preuzeto iz Službenog glasnika, br. 1/2012)

4. RADIJACIONA DOZIMETRIJA

Radijaciona dozimetrija se bavi pitanjima merenja doza zračenja u vazduhu, supstanci i organizmu, a pored toga proučava i povezuje fizičke, hemijske i biološke promene koje zračenje ostavlja pri prolasku kroz sredinu, kao i radiobiologija. Takođe istražuje zavisnost bioloških efekata od veličine doze zračenja i uticaj zračenja na okolinu. Sve biološke promene koje nastaju dejstvom zračenja su u funkciji primljenih doza zračenja i vremena tokom kog je organizam izložen zračenju. Iz tih razloga radijacionoj dozimetriji se pridaje veliki značaj, što opravdava i činjenica da je do sada uvedeno desetak radijacionih fizičkih veličina. Pomenute veličine služe za opisivanje i razumevanje efektata zračenja, a koriste se i u planiranju zaštite od zračenja. Neke od ovih veličina predstavljene su narednom tekstu.

4.1. Veličine i jedinice u radijacionoj dozimetriji

4.1.1. Ekspozicija, X

Ekspozicija, X (eksponiciona doza) se odnosi na gama i x zračenje koje prolazi kroz *vazduh*. Ova doza meri sposobnost određene količine gama ili x zračenja da ionizuje vazduh. Ekspozicija je jednaka:

$$X = \frac{dQ}{dm}, \quad (15)$$

gde je dQ količina nanelektrisanja svih jona istog znaka nastalih u vazduhu, kada su svi elektroni oslobođeni fotonima u elementu zapremine vazduha, čija je masa dm, potpuno zaustavljeni u vazduhu [1]. Jedinica za eksponicionu dozu je s toga C/kg (kulon po kilogramu), a oslobođeno nanelektrisanje u kulonima i masa u kilogramima se odnose *samo* na vazduh. Takođe se koristi i stara jedinica rendgen, R, s tim da je on definisan za ukupno nealektrisanje oslobođeno fotonima, kao i sekundarnim elektronima, tako da ove dve jedinice ne mogu biti jednakе, već postoji sledeća veza:

$$1R = 2,58 \cdot 10^{-4} \frac{C}{kg}. \quad (16)$$

Dakle, eksponiciona doza od 1 R oslobodi količinu nanelektrisanja $2,58 \cdot 10^{-4}$ kulona, koju nose joni istog znaka, po jednom kilogramu vazduha [12].

Merni uređaji (jonizacione komore) koji registruju ekspozicinu dozu mere ekspoziciju u jedinici vremena, odnosno brzinu ekspozicije, \dot{X} :

$$\dot{X} = \frac{dX}{dt} = \frac{dQ}{dm \cdot dt} \quad (17)$$

Jedinica za brzinu ekspozicije je R/s (rendgen po sekundi), ili R/h (rendgen po času) sa vezom:

$$1 \frac{R}{s} = 1 \frac{R}{\frac{1}{3600} h} = 3600 \frac{R}{h}. \quad (18)$$

4.1.2. Apsorbovana doza, D

Primarna veličina u dozimetriji je apsorbovana doza, D, ili često samo doza. Definiše se za određenu vrstu jonizujućeg zračenja u *bilo kom* materijalu. Apsorbovana doza jednaka je energiji zračenja apsorbovanoj po jedinici mase sredine:

$$D = \frac{dE}{dm}. \quad (19)$$

Jedinica za apsorbovanu dozu je J/kg (džul po kilogramu), a naziva se grej, Gy. Stara jedinica je rad, pri čemu važi:

$$1\text{Gy} = 1 \frac{\text{J}}{\text{kg}} = 100\text{rad}. \quad (20)$$

Apsorbovana doza se određuje za svako mesto (tačku) tela koje je ozračeno, dakle ona je funkcija rastojanja. Koristi se i brzina apsorbovane doze, \dot{D} jednaka apsorbovanoj dozi u jedinici vremena:

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} = \frac{dE}{dm \cdot dt}. \quad (21)$$

Može se izračunati apsorbovanu dozu u vazduhu kada je ekspozicija recimo 1 R. Poznato je da fotoni oslobađaju elektrone koji vrše sekundarne ionizacije, sada u vazduhu, a prosečna energija potrebna da se stvari jonski par je $W=34$ eV po jonskom paru, odnosno $W=34$ J/C. S obzirom na (16) sledi:

$$1R = 2,58 \cdot 10^{-4} \frac{\text{C}}{\text{kg}} \cdot 34 \frac{\text{J}}{\text{C}} = 8,77 \cdot 10^{-3} \frac{\text{J}}{\text{kg}}. \quad (22)$$

Dakle, ekspozicija od 1 R daje apsorbovanu dozu u vazduhu od $8,77 \cdot 10^{-3}$ Gy. Ako je poznata ekspozicija, apsorbovana doza u vazduhu se računa prema formuli:

$$D_{air} = X \frac{W_{air}}{e}, \quad (23)$$

gde je $\frac{W_{air}}{e}$ energija ionizacije suvog vazduha po elementarnom nanelektrisanju ($e = 1,6 \times 10^{-19}$ C) [1].

Treba napomenuti da nije svejedno o kojoj vrsti jonizujućeg zračenja se radi, dakle da li je u pitanju alfa, beta, gama ili x zračenje. Iskustvo govori da ukoliko postoji izvor alfa zračenja u blizini tela, neće se pojaviti nikakve posledice, jer se kod ovog zračenja sva ionizacija dogodila u vazduhu između izvora i kože, pa tako ne dolazi do apsorpcije energije u telu nego van tela. Dalje, ukoliko postoji gama emiter u blizini tela, ovo zračenje će se slabo apsorbovati u vazduhu koji ima manju gustinu od tkiva, i uglavnom će se apsorbovati u tkivu i organima. Sasvim drugi slučaj sledi ukoliko se unese izvor zračenja u telo, bilo da je on progutan ili udahnut. Reč je o unutrašnjem zračenju. Energija koju emituje alfa izvor se u potpunosti apsorbuje u blizini samog izvora. U tom slučaju se velik iznos energije oslobađa u maloj zapremini i kao krajnji rezultat javlja se velika apsorbovana doza, pa je štetnost takvog zračenja velika. Ako se proguta izvor gama zračenja on će emitovati fotone koji će napustiti

telo, a samo mali deo energije ostaje u telu pa je doza manja. Takođe treba napomenuti još jednu činjenicu, a to je da nisu sva tkiva jednakо osetljiva na zračenje. Neka su više osetljiva, a neka manje. Na kraju pri proceni štetnog dejstva određene vrste zračenja treba uzeti i ovu osetljivost u obzir. Ovo su razlozi uvođenja još dve vrste doza, a to su ekvivalentna doza i efektivna doza.

4.1.3. Ekvivalent doze, H , i ekvivalentna doza, H_T

Apsorbovana doza koja je potrebna da se dostigne određeni nivo biološkog oštećenja (na primer ona koja može da usmrti 50 % ćelija) često nije ista za različite vrste zračenja. Na primer, teške nanelektrisane čestice dovode do većih biloških oštećenja nego x, gama zračenje i elektroni za isti iznos doze. Kako bi se napravila ova razlika, uvedena je veličina ekvivalent doze, H . Ekvivalent doze se definiše kao proizvod apsorbovane doze i bezdimenzionog faktora kvaliteta, Q , koji za različite vrste zračenja ima različite vrednosti (Tabela 3):

$$H = D \cdot Q. \quad (24)$$

| Vrsta zračenja | Faktor kvaliteta, Q |
|--|-----------------------|
| Fotoni svih energija | 1 |
| Elektroni i pozitroni | 1 |
| Neutroni, protoni i jednostruko nanelektrisane čestice | 10 |
| Alfa čestice i višestruko nanelektrisane čestice | 20 |

Tabela 3: Vrednosti faktora kvaliteta kod različitih vrsta zračenja (*ICRP Publication 60*)

Kao i apsorbovana doza, i ekvivalent doze se određuje za svaku tačku sredine, tkiva. Ako se apsorbovana doza izražava u grejima, ekvivalent doze se dobija u sivertima, Sv. S obzirom da je faktor kvaliteta bezdimenzionalna veličina, greji i siverti su dimenzionalno iste jedinice (J/kg), ali nisu jednake, već njihov odnos zavisi od faktora kvaliteta, odnosno od vrste zračenja [10]. Stara jedinica za ekvivalent doze je rem, a vez sa Sv:

$$1Sv = 1 \frac{J}{kg} = 100rem. \quad (25)$$

Kada se navode dozvoljene doze u cilju zaštite ljudi od zračenja, zapravo se navode vrednosti ekvivalenta doze, pri čemu se ekvivalenti doza različitih vrsta zračenja jednostvano sabiraju.

Uvedena je još jedna veličina, ekvivalentna doza za određeno tkivo ili organ. Ekvivalentna doza, $H_{T,R}$, u tkivu ili organu T usled izlaganja zračenju R se definiše kao proizvod srednje apsorbovane doze $D_{T,R}$ u tkivu T od zračenja R i bezdimenzionog težinskog faktora W_R , za svaku vrstu zračenja:

$$H_{T,R} = W_R \cdot D_{T,R}. \quad (26)$$

Jedinica za ekvivalentnu dozu je ista kao i za ekvivalent doze, Sv. Vrednost radijacionog težinskog faktora W_R zavisi od vrste zračenja, ali i od energije zračenja. To znači da on može imati različite vrednosti za različite energije iste vrste zračenja, što se vidi u Tabeli 4.

Ako se izvor zračenja sastoji od komponenata čije su vrednosti težinskih faktora različite, onda se ekvivalentna doza u organu ili tkivu T nalazi sumiranjem:

$$H_T = \sum_R W_R \cdot D_{T,R}. \quad (27)$$

Vidi se da ekvivalentna doza zamenjuje ekvivalent doze za organ ili tkivo [12]. Ove dve veličine se ne smeju poistovetiti. Dok je ekvivalent doze određen za svaku tačku organa u kom je apsorbovana doza D, ekvivalentna doza u organu je određena srednjom apsorbovanom dozom u organu.

| Vrsta zračenja | Radijacioni težinski faktor, W_R |
|--|------------------------------------|
| Gama i x-zračenje (svih energija) | 1 |
| Elektroni, pozirtoni i mioni (svih energija) | 1 |
| Neutroni, energije <10 keV | 5 |
| 10 keV do 100 keV | 10 |
| >100 keV do 2 MeV | 20 |
| >2 MeV do 20 MeV | 10 |
| >20 MeV | 5 |
| Protoni, sem uzmaklih protona, energije > 2 MeV | 5 |
| Alfa čestice, fisioni fragmenti, nerelativistička teška jezgra | 20 |

Tabela 4: Radijacioni težinski faktori za različite vrste zračenja (*ICRP Publication 60*)

4.1.4. Efektivna doza, E

Različiti tipovi tkiva, organa reaguju različito na zračenja. Zbog toga i verovatnoća za stohastičke efekte koji su posledica primljene ekvivalentne doze zavisiti od toga koje je tkivo ili organ ozračeno. ICRP i NCRP uvode još jedan težinski faktor, težinski faktor tkiva, W_T , i efektivnu dozu, E. Da bi se odredila efektivna doza, a tako i ukupni stohastički efekat, potrebno je poznavati ekvivalentne doze u pojedinim organima, H_T , kojima se pridružuju odgovarajući težinski faktori tkiva, W_T . Tako onda efektivna doza, E, predstavlja ukupan zbir proizvoda svih ekvivalentnih doza tkiva, H_T , i odgovarajućih težinskih faktora tkiva W_T :

$$E = \sum_T H_T \cdot W_T. \quad (28)$$

Jedinica za efektivnu dozu je takođe Sv (=J/kg). Težinski faktori tkiva su dati u Tabeli 5 za različite organe, a njihova vrednost se bira tako da ukupna ekvivalentna doza za celo telo bude jednakoj dozi. To znači da je zbir svih težinskih faktora za različita tkiva jednak jedinici.

| Tkivo ili organ | Težinski faktro tkiva, W_T |
|--|------------------------------|
| Gonade | 0,08 |
| Koštana srž | 0,12 |
| Debelo crevo | 0,12 |
| Pluća | 0,12 |
| Želudac | 0,12 |
| Bešika | 0,04 |
| Dojke | 0,12 |
| Jetra | 0,04 |
| Jednjak | 0,04 |
| Štitna žlezda | 0,04 |
| Koža | 0,01 |
| Kosti | 0,01 |
| Pljuvačne žlezde | 0,01 |
| Mozak | 0,01 |
| Ostatak (bubrezi, tanko crevo, pankreas, slezina, mišićno tkivo i drugo) | 0,12 |

Tabela 5: Težinski faktori za različita tkiva (*ICRP Publication 103, 2007.*)

| Veličina | SI jedinica | Stara jedinica | Konverzija |
|----------------------|---------------------|----------------|---|
| Aktivnost, A | $Bq = \frac{1}{s}$ | Ci | $1 Bq = \frac{1}{3,7 \cdot 10^{10}} Ci$ |
| Ekspozicija, X | $\frac{C}{kg}$ | R | $1 R = 2,58 \cdot 10^{-4} \frac{C}{kg}$ |
| Apsorbovana doza, D | $Gy = \frac{J}{kg}$ | rad | $1 Gy = 100 rad$ |
| Ekvivalentna doza, H | $Sv = \frac{J}{kg}$ | rem | $1 Sv = 100 rem$ |

Tabela 6: Pregled radijacionih veličina, jedinica i konverzija između starih i SI jedinica

4.2. Dozimetri

Sprovodenje dozimetrijskih merenja je obavezna procedura u radu sa supstancama koje emituju jonizujuće zračenje. Za detekciju i merenje doza zračenja koriste se dozimetri koji su najčešće podešeni da mere brzinu doze (Sv/h), ili brzinu ekspozicije (R/h).

Joni nastali usled interakcije zračenja sa materijom, se najlakše prikupljaju u gasu. Zato je najveći broj gasnih detektora u upotrebi. Kod električnih detektora se stvoreni joni i elektroni prikupljaju u električnom polju, formiranim između katode i anode, a stvorena struja predstavlja električni signal koji se može dalje obrađivati. Gasni detektori rade na principu ionizacione komore koju čini kućište ispunjeno gasom u kom su smeštene elektrode na koje se dovodi napon koji formira električno polje. Osnovna razlika između različitih tipova gasnih detektora je napon napajanja.

Pored standardnih procedura dozimetrijskih merenja koje sprovode nadležne institucije, takođe je bitno i da osobe koje rade sa radioaktivnim supstancama nose lične dozimetre, kako bi imali podatak o primljenoj dozi u toku svog rada. Ovi lični dozimetri se

najčešće prave tako da budu lagani za nošenje, da mogu da se zakače za radni mantil ili da se drže u džepu [7].

4.2.1. Gajger-Milerov brojač

Za dozimerijsku kontrolu najčešće se koristi Gajger-Milerov brojač (GM brojač). GM brojač pokazuje veliku efikasnost u detekciji gama i x-zračenja u odnosu na druge tipove detektora. Pomoću GM brojača može se lako ustanoviti prisutnost i nivo zračenja, a s obzirom da se prave u malim dimenzijama, jednostavno se mogu koristiti nošenjem kroz prostoriju kako bi se ustanovilo dokle dopire radijacija.

GM brojač je gasni električni detektor koji radi u oblasti najviše dozvoljenog napona napajanja usled kog dolazi do lavinskog pražnjenja. Izlazni signal ovog detektora ne zavisi od napona napajanja, a ni od vrste zračenja ni energije pa se oni koriste samo kao brojači. Gas unutar detektora je najčešće argon. Nakon izbjivanja prvog elektrona česticom zračenja, u kratkom vremenu stvorice se lavina nanelektrisanja. Elektron će biti ubrzan jakim električnim poljem tako da će ionizovati i eksitovati atome argona. Svaki pobudjeni atom argona emituje fotone koji mogu izbijati elektrone sa katode, tako se broj elektrona naglo povećava, a svaki ionizovani atom agrona putuje do katode, a ako se dovoljno ubrzaju mogu i sami ionizovati druge atome argona. Ovakav lavinski proces se ne može zaustaviti sam od sebe, pa da bi detektor mogao da registruje sledeću česticu, potrebno je zaustaviti proces lavinskog pražnjenja. To se može postići obaranjem napona u momentu kada lavina započne ili dodavanjem nekog višeatomskog gasa. Često se unoše alkoholne pare koji imaju ulogu u apsorpciji fotona nastalih deeksitacijom argona, nakon čega dožive disocijaciju. Takođe smanjuju broj pozitivnih jona argona koji putuju do katode, jer im u sudaru sa njima predaju svoj elektron i neutrališu ga. Sada joni molekula alkohola putuju ka katodi, ali pošto su tromiji, ne uspevaju da steknu dovoljnu energiju da izbijaju nove elektrone [4]. Lavina se ovako gasi. Brzina brojanja čestica je određena vremenom gašenja lavine.

5. ZAŠTITA OD GAMA ZRAČENJA

Gama-zračenje predstavlja vrstu elektromagnetskog zračenja koje se nalazi na kraju spektra elektromagnetskog zračenja, tako da je zapravo reč o elektromagnetnom zračenju najkraće talasne dužine odnosno elektromagnetnom zračenju koje nosi najveće energije. Kao što je već pomenuto, nastaje unutar samog jezgra atoma, odnosno pri takozvanom gama raspodu jezgra. Ovo zračenje prolazi kroz sredinu sa znatno većim dometom u odnosu na druga zračenja nastala raspodom jezgra (alfa i beta zračenje), pri čemu je jonizuje, odnosno menja strukturu susptance stvarajući od neutralnih atoma pozitivne i negativne jone. Fotoni gama-zračenje gube energiju samo u procesima interakcije, tako da su gubici energije postepeni i na kraju fotoni nestaju, sve u skladu sa zakonima održanja energije i impulsa. Procesi interakcije su opisani ranije, a sam mehanizam interakcije je isti u vazduhu, olovu ili živom tkivu. Dakle, i u tkivu čoveka i svakog drugog živog organizma oni menjaju strukturu i dovode do već opisanih efekata zračenja. Zbog toga je bitno da u svakom prostoru u kom se koristi ovo ili druge vrste ionizujućeg zračenja (γ -zraci, β , α -zraci), sprovode odgovarajuće mere zaštite kao što je postavljanje zaštitnih barijera da bi se smanjila i uklonila neželjna izloženost zračenju.

5.1. Veličine za opisivanje polja zračenja: fluks, fluks energije, intenzitet zračenja

U radijacionoj fizici fluks elektromagnetskog zračenja, Φ , jednak je količniku broja fotona, N , i površine, S na koju padaju fotoni i koja je normalna na pravac kretanja fotona:

$$\Phi = \frac{N}{S}. \quad (29)$$

Jedinica za fluks je m^{-2} . U najjednostavnijem slučaju, kada svi fotoni imaju iste energije, E , veličina fluks energije, Ψ , jednak je:

$$\Psi = \frac{E \cdot N}{S} = E \cdot \Phi. \quad (30)$$

Energetski fluks predstavlja ukupnu energiju fotona ($E \cdot N$) koja padne na površinu (S) [1]. Jedinica za energetski fluks je J/m^2 .

Potrebno je još definisati i intenzitet zračenja. Opet se posmatra najjednostavniji slučaj, monoenergijskih fotona, energije E . Intenzitet zračenja predstavlja ukupnu energiju svih fotona, $N \cdot E$, koji u određenom vremenskom intervalu, Δt , prođu kroz normalno postavljenu površinu veličine S :

$$I = \frac{N \cdot E}{\Delta t \cdot S}. \quad (31)$$

S obzitom na (30), vidi se da je intenzitet zračenja jednak energetskom fluksu u jedinici vremena:

$$I = \frac{\Psi}{\Delta t}. \quad (32)$$

Jedinica za intenzitet zračenja je $\frac{J}{\text{m}^2 \cdot \text{s}}$, ili $\frac{\text{W}}{\text{m}^2}$.

5.2. Atenuacija gama-zračenja

Potrebno je smanjiti ili u potpunosti otkloniti intenzitet zračenja. Zbog toga treba poznavati sve činjenice koje dovode do slabljenja, odnosno atenuacije gama-zračenja. Od čega zavisi slabljenje snopa zračenja? Sama atenuacija je prisutna usled interakciju gama-zračenja i materije, a stepen atenuacije zavisi od energije inicijalnog gama-zračenja, atomskog broja elemenata zaštitnog materijala, gustine i debljine materijala [2]. Sve ove veličine se javljaju direktno ili indirektno u atenuacionom zakonu.

5.2.1. Zakon atenuacije

Posmatra se uzan snop fotona iste energije koji prolazi kroz neki materijal. Broj fotona će se smanjivati sa porastom debljine materijala, jer će u snopu ostajati samo oni fotoni koji nisu doživeli interakciju sa atomima tog materijala. Ako se zamsli tanak sloj ovog materijala debljine dx , može se naći koliki je deo fotona dN nestao iz snopa. dN je srazmerno broju upadnih fotona, N (ondnosno broju fotona koji je naišao na sloj dx), broju atoma u jedinici zapremine materijala, n , kao i debljini sloja:

$$dN = \sigma \cdot n \cdot N \cdot dx. \quad (33)$$

Koeficijent srazmernosti, σ , se naziva efikasan presek i prestavlja meru verovatnoće da foton bude uklonjen iz snopa. Proizvod $\sigma \cdot n$ je linearни atenuacioni koeficijent, μ . Razdvajanjem promenljivih dobija se:

$$\frac{dN}{N} = \mu \cdot dx, \quad (34)$$

odnosno, nakon integracije sledi atenuacioni zakon:

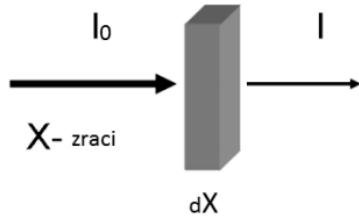
$$N = N_0 e^{-\mu x}, \quad (35)$$

gde je N_0 početan broj fotona, a N broj fotona nakon prolaska kroz sloj materijala debljine x .

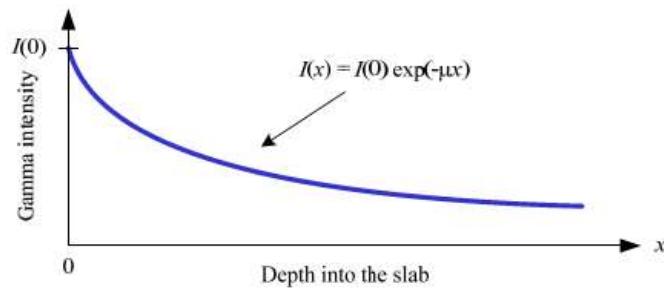
Ova relacija se može pomnožiti sa energijom fotona u J (monoenergijski snop), i posmatrati onda ukupna energija koja se prenosi u jedinici vremena, kroz jediničnu površinu materijala, koja je normalna na pravac prostiranja fotona. Tada se dobija atenuacioni zakon u sledećem obliku:

$$I = I_0 e^{-\mu x}, \quad (36)$$

gde su I i I_0 intenziteti u $\text{J m}^{-2} \text{s}^{-1}$. I je intenzitet zračenja koje je prošlo kroz sloj materijala debljine x bez interakcije, I_0 je intenzitet upadnog zračenja (Slika 6), a μ je linearni atenuacioni koeficijent ($1/\text{cm}$, $1/\text{mm}$, u zavisnosti u čemu je izražena debljina sloja x) [2]. Oblik atenuacione krive eksponencijalnog karaktera dat je na Slici 7.

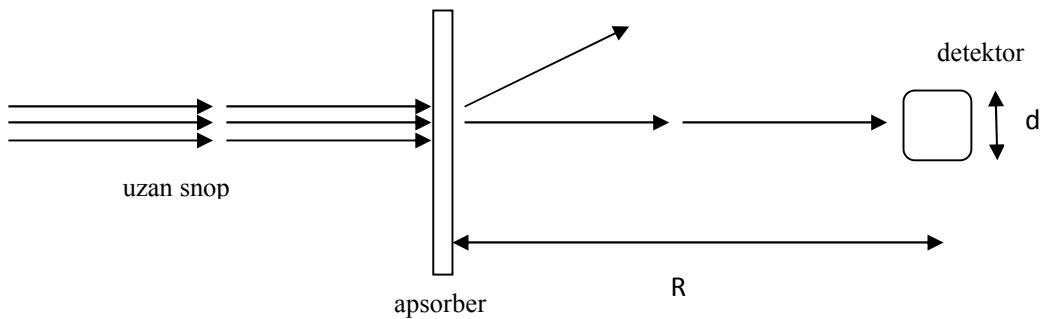


Slika 6: Slabljenje snopa zračenja pri prolasku kroz apsorber



Slika 7: Atenuaciona kriva- intenzitet gama zračenja u funkciji debljine apsorbera

Važno je napomenuti da izmereni intenzitet I može biti i veći nego onaj opisan gore navedenim zakonom, ako je snop fotona širok. U slučaju širokog snopa fotona, detektor će registrirati i one fotone koji su rasejani, odnosno stupili u interakciju Komptonovim efektom, ili se može raditi o anhilacionom zračenju. Tada se mora korigovati taj iznos, uvođenjem faktora nagomilavanja, B . Ovaj oblik atenuacionog zakona se stoga primenjuje, kao što je na početku i pomenuto, za slučaj uzanog paralelnog snopa fotona koji pada normalno na relativno tanak apsorber, a sam detektorski sistem koji meri intenzitet propuštenog zračenja (energiju ili dozu zračenja) se nalazi na dovoljno velikom rastojanju od apsorbera, kako se ne bi registrovali rasejani fotoni (Slika 8) [1]. Ovako opisana postavka se popularno naziva „dobra geometrija“, a smisao se ogleda u tome da se u ovom slučaju detektuju samo fotoni koji su prošli kroz apsorber bez interakcije.



Slika 8: Merenje propuštenog zračenja kroz apsorber- shema eksperimentalne postavke

5.2.2. Linearni i maseni atenuacioni koeficijent

Linearni atenuacioni koeficijent, μ , koji se javlja u atenuacionom zakonu predstavlja karakteristiku materijala od kog se pravi zaštita i njime su opisana atenuaciona svojstva tog materijala. On se dobija kao proizvod broja atoma po jedinici zapremine (n) datog materijala i ukupnog efikasnog preseka, σ :

$$\mu = n \cdot \sigma . \quad (37)$$

S obzirom da je ukupan efikasan presek dat sa (7), linearni atenuacioni koeficijent može se zapisati kao:

$$\mu = n\sigma_{fe} + nZ\sigma_{Com} + n\sigma_{par} . \quad (38)$$

Na osnovu ove formule, imajući na umu zavisnost svakog efikasnog preseka, vidi se da linarni atenuacioni koeficijent zavisi od gustine materijala, rednog broja elementa koji ga čine i energije fotona [3]. U praksi se koristi još jedna veličina, a to je maseni atenuacioni koeficijent, μ_m (cm^2/g), koji ne zavisi od gustine materijala, a dobija se kada se linerani atenuacioni koeficijent podeli sa gustom materijala:

$$\mu_m = \frac{\mu}{\rho} . \quad (39)$$

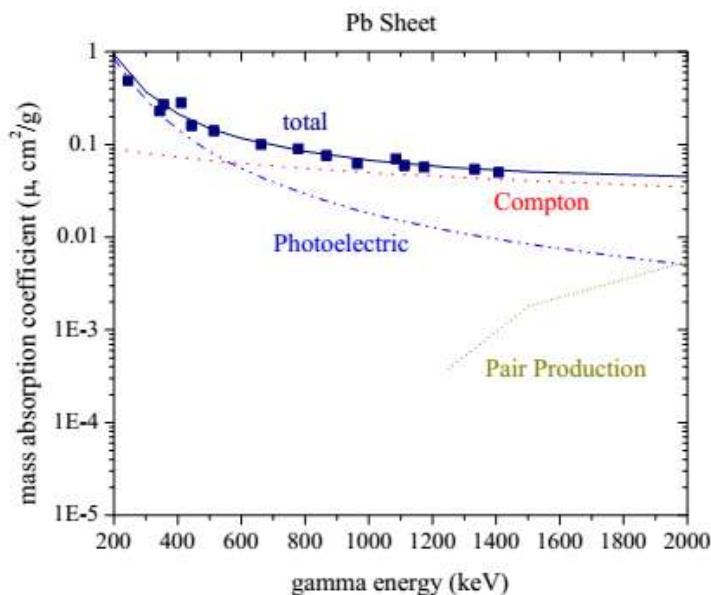
Vrednosti za atenuacione koeficijente se dobijaju eksperimentalno za određenu vrstu materijala pri određenim vrednostima energija fotona. Pri izračunavanju debljine zaštite uzima se eksperimentalno utvrđena vrednost atenuacionog koeficijenta, već u zavisnosti od toga koje se energije gama-fotona koriste i vrste materijala od kog se pravi zaštita. Za eksperimentalno određivanje linearne atenuacione koeficijente za dati materijal pri određenoj vrednosti energije potreban je uzan snop monoenergetskog gama-zračenja, koji se propušta kroz apsorber debljine x . Iza apsorbera se postavlja detektor malih dimenzija (d), uz uslov da je $d \ll R$, gde je R udaljenost detektora od apsorbera (Slika 8) [1]. Na ovaj način se obezbedi da do detektora ne stižu rasejani fotoni. Meri se relativni intenzitet (ili relativna doza) I/I_0 , u funkciji debljine apsorbera, i onda se na osnovu atenuacionog zakona računa linearni atenuacioni koeficijent:

$$\mu = \frac{1}{x} \ln \frac{I_0}{I} . \quad (40)$$

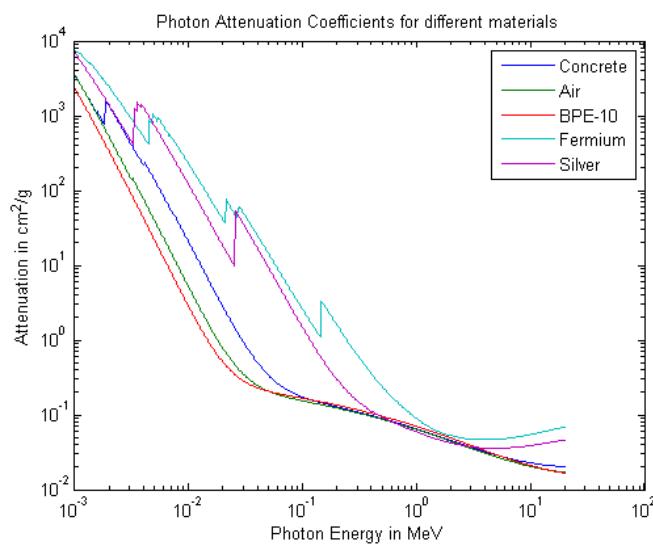
Na Slici 9 je prikazano kako se maseni atenuacioni koeficijenti za fotoefekat, Komptonovo rasejanje i stvaranje para menjaju sa energijom, kao i ukupni maseni atenuacioni koeficijent, jednak zbiru pojedinačnih, u slučaju zaštite od olova. Bilo koji materijal da je u pitanju, krive na graficima pomenute zavisnosti su u određenoj meri slične i opisuju fizičke procese koji su opisani ranije. Na nižim energijama dominira fotoefekat, na srednjim Komptonovo rasejanje, a kako maseni atenuacioni koeficijent za oba procesa opada sa porastom energije, opadaće i ukupni maseni atenuacioni koeficijent. Na energijama većim od 1,022 MeV počinje da se javlja stvaranje parova, maseni atenuacioni koeficijent za ovaj proces raste naglo sa porastom energije od pomenutog iznosa, ali s obzirom da maseni

koeficijenti za fotoefekat i Komptonovo rasejanje padaju na male vrednosti pri ovom porastu energije, ukupni maseni atenuacioni koeficijent će imati vrlo mali porast.

Već je pomenuto da maseni atenuacioni koeficijent ne zavisi od gustine materijala, a kao posledica toga ni same vrednosti masenog atenuacionog koeficijenta za različite materijale nisu mnogo različite. Linearni atenuacioni koeficijent raste sa porastom gustine materijala, ali njihov odnos ostaje približno isti. Taj odnos je definisan kao maseni atenuacioni koeficijent. Ovo se može shvatiti i pozivajući se na činjenicu da svi elementi (izuzev vodonika), sadrže približno isti broj elektrona po jedinici mase. Slika 10 pokazuje masene atenuacione koeficijente za različite materijale u funkciji energije.



Slika 9: Maseni atenuacioni koeficijent olova u zavisnosti od energije gama zračenja [13]



Slika 10: Maseni atenuacioni koeficijenti za različite materijale u funkciji energije [13]

5.2.3. Zakon apsorpcije i brzina doze u apsorberu

Atenuacija je proces slabljenja intenziteta zračenja. Proces slabljenja je posledica apsorpcije, refleksije i rasejanja fotona. Treba posvetiti malo više pažnje apsorpciji zračenja pri njegovom prolasku kroz neki apsorber. Pri prolasku kroz apsorber, zračenje ostavlja određeni iznos energije u samom apsorberu. Ako se posmatra apsorbovana energija od strane materijala po jedinici mase materijala, dobija se apsorbovana doza u materijalu (D , jedinice J/kg). U ovom delu će biti predstavljena veza između doze, tačnije brzine doze zračenja ($\dot{D} = \frac{dD}{dt}$, jedinica $\frac{J}{kg \cdot s} = \frac{Gy}{s}$) i upadnog intenziteta zračenja, I_0 . Posmatra se uzan paralelni monoenergijski snop zračenja koji pada normalno na apsorber vrlo male debljine. Može se primeniti zakon apsorpcije:

$$I(x) = I_0 e^{-\mu_a x}, \quad (41)$$

gde je $I(x)$ intenzitet zračenja na odgovarajućoj dubini apsorbera, x , I_0 upadni intenzitet zračenja, a μ_a linearni apsorpcioni koeficijent koji zavisi od energije i opisuje apsorpciona svojstva materijala. Fizički smisao intenziteta zračenja jeste energija koja se prenese u jedinici vremena kroz jediničnu površinu materijala normalno postavljenog na snop zračenja ($\frac{J}{m^2 s}$). Ukoliko se apsorbovani intenzitet zračenja, $I_0 - I$, pomnoži sa površinom apsorbera, S , i podeli sa njegovom masom, m , može se dobiti brzina doze zračenja u apsorberu:

$$\dot{D} = \frac{(I_0 - I) \cdot S}{m}. \quad (42)$$

Masa apsorbera se može predstaviti kao proizvod gustine, ρ , površine, S , i debljine apsorbera, x . Koristi se sledeća aproksimacija u apsorpcionom zakonu: $e^{-\mu_a x} \approx 1 - \mu_a x$, jer je $\mu_a x \ll 1$. Tada se intenzitet zračenja koji je apsorbovan može zapisati kao:

$I_0 - I = I_0 \mu_a x$, a brzina doze u apsorberu male debljine x je tada:

$$\dot{D} = \frac{I_0 \mu_a x S}{\rho S x} = \frac{I_0 \mu_a}{\rho} = I_0 \mu_{ma}, \quad (43)$$

gde je μ_{ma} , maseni apsorpcioni koeficijent. On, kao i maseni atenuacioni koeficijent, ne zavisi od gustine materijala i za vrednosti energije fotona od 60 keV do oko 4 MeV, ima eksperimentalno dobijenu vrednost:

$$\frac{\mu_a}{\rho} \cong 0,027 \frac{cm^2}{g}. \quad (44)$$

Veza između masenog apsorpcionog koeficijenta, μ_{ma} , i masenog atenuacionog koeficijenta, μ_m je data sa:

$$\mu_{ma} = \mu_m \frac{\bar{E}}{E_f}, \quad (45)$$

gde je E_f energija fotona koji predaje prosečnu energiju elektronu, \bar{E} , putem fotoelektričnog efekta ili Kulonovog rasejanja [1].

Ukupna apsorbovana doza u toku vremenskog intervala Δt je na osnovu (43) data sa:

$$D = I\mu_{ma}\Delta t. \quad (46)$$

5.2.4. Tačkasti izvor gama-zračenja

Posmatra se tačkasti izvor zračenja koji se nalazi u vazduhu. U ovom delu teksta, cilj je izvesti izraz za brzinu ekspozicije, koji će biti potreban da bi se izračunala debljina zaštite na određenoj udaljenosti od izvora zračenja. Izvor zračenja će kasnije biti pacijent koji je primio dozu radiojoda, ali za sada se posmatra pojednostavljen slučaj. Neka je izvor zračenja monoenergijski sa srednjom energijom fotona E u MeV i aktivnosti A u Ci. Aktivnost, kao broj raspada u jedinici vremena, podrazumeva broj fotona emitovanih u jedinici vremena. Tako da proizvod energije i aktivnosti ($E \cdot A$) zapravo daje ukupnu energiju zračenja izvora emitovanu u jedinici vremena, a fizički smisao je snaga zračenja. Kod tačkastog izvora zračenje je izotropno u svim pravcima prostora, i može se zamisliti sferna površina oko tačkastog izvora na udaljenosti r , na kojoj se želi odrediti intenzitet zračenja. Dakle, intenzitet zračenja je funkcija rastojanja i jednak je odnosu snage zračenja i površine kroz koju prolazi, odnosno kroz površinu sfere $4r^2\pi$:

$$I = \frac{EA}{4\pi r^2}. \quad (47)$$

Sada se može naći brzina apsorbovane doze u vazduhu na rastojanju r od izvora na osnovu relacije (43):

$$\dot{D} = I \frac{\mu_a}{\rho} = \frac{EA}{4\pi r^2} \frac{\mu_a}{\rho}. \quad (48)$$

Ovde je $\frac{\mu_a}{\rho}$ maseni apsorpcioni koeficijent vazduha. Uzeće se da je njegova vrednost ona koja je data sa (44), odnosno $0,0027 \text{ m}^2/\text{kg}$. Dalje sledi:

$$\dot{D} = \frac{2,15 \times 10^{-4} EA}{r^2}. \quad (49)$$

Da bi se dobila brzina doze u jedinici Gy/s, potrebno je aktivnost izraziti u Bq, energiju u J, i udaljenost u m, pa sledi konverzija:

$$\dot{D} = \frac{2,15 \cdot 10^{-4} \cdot E \cdot 10^6 \cdot 1,6 \cdot 10^{-19} \cdot A \cdot 3,7 \cdot 10^{10}}{r^2} = \frac{1,27 \cdot 10^{-6} EA}{r^2} \left[\frac{\text{Gy}}{\text{s}} \right]. \quad (50)$$

Brzina ekspozicije, kod tačkastog izvora zračenja, koja se obično izražava u R/h, sada se može dobiti prelaskom sa Gy na R, i s na h [1]:

$$\dot{X} = \frac{dx}{dt} = \frac{1,27 \cdot 10^{-6} EA}{r^2} \frac{\text{Gy}}{\text{s}} \cdot \frac{3600 \text{s}}{\text{h}} \cdot \frac{1 \text{R}}{0,00877 \text{Gy}}, \quad (51)$$

odnosno:

$$\dot{X} = \frac{0,5EA}{r^2} \left[\frac{R}{h} \right]. \quad (52)$$

Atenuacioni zakon se može izraziti i u drugačijoj formi od one date sa (36). Naime, može se predstaviti i preko veličina koje nisu po definiciji intenzitet zračenja, tj energija prenesena u jedinici vremena kroz jedinicu površine, ali jesu povezane sa intenzitetom. Uočena je već veza intenziteta sa apsorbovanom dozom, pa je jasno da se atenuacioni zakon može zapisati i u formi:

$$D = D_0 e^{-\mu x}, \quad (53)$$

gde je D doza zračenja po izlasku iz apsorbera debljine x , a D_0 upadna doza zračenja. S obzirom da je ukupna apsorbovana doza srazmerna vremenu izlaganja zračenju, češće se koristi doza u jedinici vremena, odnosno brzina doze, \dot{D} . Takođe važi i:

$$\dot{D} = \dot{D}_0 e^{-\mu x}. \quad (54)$$

Ako se posmatra kolika je apsorbovana doza u vazduhu, u određenoj tački, izražena preko Gy, i uvede konverzija Gy u R, može se predstaviti zakon atenuacije u vazduhu preko ekspozicione doze:

$$X = X_0 e^{-\mu x}. \quad (55)$$

Ili preko brzine ekspozicije:

$$\dot{X} = \dot{X}_0 e^{-\mu x}. \quad (56)$$

Kada se tačkasti izvor zračenja nalazi u vazduhu, \dot{X}_0 će biti brzina ekspozicije na rastojanju r od izvora zračenja, a \dot{X} se može posmatrati kao brzina ekspozicije (nivo radijacije) koju je potrebno dobiti postavljanjem zaštite debljine x , na udaljenosti r od izvora zračenja, dok će μ biti linearni atenuacioni koeficijen za datu vrstu materijala zaštite i datu energiju zračenja.

5.2.5. Atenuacioni zakon u slučaju širokog snopa zračenja

U zakonu (36) opisano je slabljenje intenziteta zračenja uzanog snopa pri prolasku kroz tanak apsorber pri čemu se detektuju samo fotoni koji su prošli kroz materijal bez interakcije. Međutim, u slučaju širokog snopa registruju se i fotoni koji su rasejani, pa je posledica veći intenzitet zračenja od onog koji se traži, odnosno onaj koji čine fotonи bez interakcije. Zato se u slučaju širokog snopa zračenje koristi atenuacioni zakon u sledećoj formi:

$$I = BI_0 e^{-\mu x}, \quad (57)$$

gde je B faktor nagomilavanja ili u engleskoj literaturi poznat pod nazivom „buildup“, faktor ($B \geq 1$). Vrednost ovog faktora se može naći merenjem ili preko računa za datu energiju fotona, vrstu materijala, debljinu materijala, poznavajući geometrijski oblik izvora i apsorbera i udaljenost od površine apsorbera do mesta merenja doze (intenziteta). Tabelarne vrednosti ovog faktora mogu se naći u raznim literaturama koje su posvećene zaštiti od zračenja. Vrednosti buildup faktora su grupisane prema vrsti materijala, energiji fotona i

debljini apsorbera. Takođe se u literaturi mogu sresti i grafici zavisnosti $B=B(\mu x)$ za datu vrstu materijala i datu energiju fotona. Tabelarne vrednosti su korisne ako je pozanata debljina apsorbera i ako se traži brzina doze. Sa druge strane ukoliko je potrebno odrediti debljinu apsorbera, x , koja će smanjiti zračenje na željeni nivo, javlja se problem jer vrednost B zavisi od debljine apsorbera. Zbog toga treba najpre okvirno odrediti debljinu apsorbera. To se radi korišćenjem atenuacionog zakona za uzan snop, kada je $B=1$. Ako je poznata početna doza, tj brzina doze, D_0 (ili upadni intenzitet), i ako se zna do koje vrednosti je treba sniziti, \dot{D} , može se izračunati faktor $e^{-\mu x}$, odnosno proizvod μx . Ovaj proizvod naziva se broj relaksacionih dužina. Naime, jedna relaksiaciona dužina, $1x$, je ona debljina apsorbera koja smanji upadni intenzitet zračenja uzanog snopa na I_0/e , što znači da je $x = 1/\mu$ [1]. Ako se pronađe proizvod μx onda se može sa grafika $B=B(\mu x)$, za dati materjal i energiju fotona, približno očitati vrednost faktora B . Potom treba vršiti određene aproksimacije, što će biti detaljno objašnjeno na primeru, sve dok faktor B i faktor $e^{-\mu x}$ ne zadovolje jednačinu (57).

5.3. Karakteristične veličine važne za zaštitu od zračenja

Pre dela koji će biti posvećen izračunavaljnu debljine zaštite od gama-zračenja, treba posvetiti pažnju nekim veličinama koje će biti potrebne za ovaj račun. Vrednosti ovih veličine za račun će biti uzete iz tabela koje su izdale organizacije zadužene za zaštitu od zračenja. Uglavnom su njihove vrednosti date uz sam radionuklid pri njegovoj isporuci odgovarajućoj ustanovi.

5.3.1. HVL, *half value layer*

HVL predstavlja debljinu apsorbera koja prepolovi intenzitet (dozu) zračenja koja je propuštena kroz njega. Određuje se eksperimentalno za dati materijal i datu energiju zračenja [3]. U Tabeli 7 su date vrednosti HVL za olovo kod različitih radioizotopa.

| Radionuklid | T_{1/2} | E_γ (keV) | E_γ (%) | HVL (cm) Pb |
|--------------------|------------------------|----------------------------|--------------------------|------------------------|
| I-131 | 8 dana | 364 | 82 | 0,3 |
| Tc-99m | 6,02 h | 140 | 90 | 0,03 |
| Mo-99 | 66 h | 140 | 91 | 0,77 |
| Cs-137 | 30 godina | 662 | 89 | 0,65 |
| Co-60 | 5,3 godina | 1170, 1330 | 100 | 1,35 |
| Co-57 | 270,9 dana | 122 | 86 | 0,015 |

Tabela 7: Gama emiteri i njihove karakteristike (vreme poluraspada, energija gama-zračenja i njen odgovarajući procenat u spektru zračenja, HVL za olovo); Dostupno na:

http://web.stanford.edu/dept/EHS/prod/researchlab/radlaser/manual/rad_safety_manual.pdf

Lako se može naći veza između HVL i linearog atenuacionog koeficijenta iz atenuacionog zakona. Ako je debljina apsorbera jednaka $x = HVL$, onda će intenzitet zračenja na izlasku iz apsorbera biti $I = I_0/2$. Tada se može zapisati:

$$\frac{1}{2} = e^{-\mu HVL}, \quad (58)$$

pa se dobija sledeća veza ove dve veličine:

$$HVL = \frac{\ln 2}{\mu} = \frac{0,693}{\mu}. \quad (59)$$

| Energija (MeV) | Olovo $\rho=11,35 \text{ g/cm}^3$ | | Gvožđe $\rho=7,86 \text{ g/cm}^3$ | | Aluminijum $\rho=2,82 \text{ g/cm}^3$ | | Voda $\rho=1 \text{ g/cm}^3$ | | Vazduh $\rho=0,0013 \text{ g/cm}^3$ | | Beton $\rho=2,35 \text{ g/cm}^3$ | |
|---------------------------|---|-------------|---|-------------|---|-------------|--|-------------|---|----------------------|--|-------------|
| | μ (1/cm) | HVL (cm) | μ (1/cm) | HVL (cm) | μ (1/cm) | HVL (cm) | μ (1/cm) | HVL (cm) | μ (1/cm) | HVL (cm) | μ (1/cm) | HVL (cm) |
| 0,3 | 4,32 | 0,16 | 0,864 | 0,845 | 0,282 | 2,457 | 0,119 | 5,823 | $0,135 \times 10^{-3}$ | $5,133 \times 10^3$ | 0,251 | 2,76 |
| 0,5 | 1,75 | 0,396 | 0,652 | 1,062 | 0,236 | 2,936 | 0,092 | 7,532 | $0,111 \times 10^{-3}$ | $6,243 \times 10^3$ | 0,204 | 3,39 |
| 1 | 0,85 | 0,816 | 0,471 | 1,471 | 0,164 | 4,225 | 0,071 | 9,76 | $0,082 \times 10^{-3}$ | $8,451 \times 10^3$ | 0,149 | 4,65 |
| 1,5 | 0,59 | 1,174 | 0,378 | 1,833 | 0,137 | 5,058 | 0,057 | 12,157 | $0,067 \times 10^{-3}$ | $10,434 \times 10^3$ | 0,121 | 5,72 |
| 2 | 0,51 | 1,358 | 0,334 | 2,074 | 0,112 | 6,187 | 0,05 | 13,86 | $0,056 \times 10^{-3}$ | $12,375 \times 10^3$ | 0,104 | 6,66 |
| 2,5 | 0,48 | 1,443 | 0,302 | 2,294 | 0,102 | 6,794 | 0,044 | 15,75 | $0,050 \times 10^{-3}$ | $13,860 \times 10^3$ | | |
| 3 | 0,47 | 1,474 | 0,279 | 2,843 | 0,094 | 7,372 | 0,039 | 17,769 | $0,046 \times 10^{-3}$ | $15,065 \times 10^3$ | 0,085 | 8,15 |
| 3,5 | 0,46 | 1,506 | 0,268 | 2,585 | 0,087 | 7,965 | 0,036 | 19,25 | $0,042 \times 10^{-3}$ | $16,500 \times 10^3$ | | |

Tabela 8: Vrednosti HVL i μ kod različitih materijala pri različitim energijama zračenja;
Dostupno na: http://webfiles.ehs.ufl.edu/rssc_stdy_chp_3.pdf

5.3.2. Γ konstanta (Γ faktor)

Specifična gama konstanta, ili još poznata kao gama faktor, Γ , jednaka je brzini ekspozicije u R/h (redngen/čas) na jediničnoj udaljenosti (1 m) od tačkastog izvora aktivnosti 1 Ci [2]. Uglavnom se izražava u jedinici $R \cdot m^2/Ci \cdot h$. Ona se koristi za izračunavanje brzine ekspozicije, dX/dt , na određenoj udaljenosti od tačkastog izvora radionuklida prema formuli:

$$\frac{dX}{dt} = \frac{\Gamma \cdot A}{r^2}, \quad (60)$$

gde je A aktivnost u Ci, ako je i Γ dato u $R \cdot m^2/Ci \cdot h$, a r udaljenost od izvora u m. Poredeći (52) i (60) vidi se da se gama konstanta može računati na osnovu relacije:

$$\Gamma = 0,5 E, \quad (61)$$

gde je E energija gama-zračenja u MeV pomnožena sa procentom zastupljenosti određene energije u energetskom spektru datog radioizotopa. Sledi objašnjenje na primeru:

Primer 1: Naći brzinu ekspozicije na udaljenosti 1,7 m od tačkastog izvora radionuklida Cs-137 aktivnosti 100 mCi.

Podaci o energiji uzeti iz Tabele 7.

Rešenje:

$$E_\gamma = 662 \text{ keV} = 0,662 \text{ MeV}$$

$$E = 89\% \cdot 0,662 \text{ MeV} = 0,89 \cdot 0,662 = 0,589 \text{ MeV}$$

$$\Gamma = 0,5 \cdot E = 0,294 \text{ R m}^2 \text{ Ci}^{-1} \text{ h}^{-1}$$

sada se može izračunati brzina ekspozicije:

$$\frac{dX}{dt} = \frac{0,294 \frac{\text{R m}^2}{\text{Ci h}} \cdot 0,1 \text{ Ci}}{(1,7m)^2} = 0,0102 \frac{\text{R}}{\text{h}}. \quad (62)$$

Eksperimentalno izmerene vrednosti specifične Γ konstane, za date izvore zračenja, malo odstupaju od vrednosti dobijenih navedenim postupkom, ali se relacija (61) uzima kao dobra aproksimacija, ako nam već vrednosti Γ konstante nisu dostupne. Vrednosti nekih specifičnih gama konstanti su date u Tabeli 9. Treba uvek voditi računa o mernim jedinicama. Dešava se da se koriste manje jedinice od osnovnih, ili se recimo umesto jedinice Ci, koristi Bq, pa se mora uvesti i odgovarajuću konverziju, što već zavisi od toga sa kojim jedinicama se želi raditi.

| Radionuklid | Cs-137 | Co-57 | Co-60 | I-131 | Mo-99 | Ra-226 | Sr-85 | U-234 |
|--|--------|-------|-------|-------|-------|--------|-------|-------|
| $\Gamma \left(\frac{\text{R} \cdot \text{m}^2}{\text{Ci} \cdot \text{h}} \right)$ | 0,33 | 0,09 | 1,32 | 0,22 | 0,18 | 0,825 | 0,3 | 0,01 |

Tabela 9: Gama konstante za neke radionuklide

5.3.3. Faktor zauzimanja, T

Faktor zauzimanja, T, koji će se koristiti kasnije u izrazu za izračunavanje debljine zaštite, treba da ispravi stepen boravka u prostoru od interasa, dok je izvor zračenja aktivovan [8]. Naime, radnici i pacijenti mogu biti prisutni u prostorijama gde postoji zračenje sve vreme dok je izvor zračenja uključen ili samo određeni deo vremena njegovog rada. Množenjem faktora zauzimanja sa ukupnim vremenom rada izvora dobija se deo tog vremena za koje je prostor zauzet osobljem ili posetiocima. S toga on može uzeti vrednost 1 kada je prostor stalno zauzet, 1/4 kada je delimično zauzet ili 1/16 za povremen boravak ljudi u prostoriji. Kolika se vrednost uzima zavisi od prirode posla koji se obavlja u dатој prostoriji ili datom prostoru, gde postoji zračenje bez obzira da li je izvor zračenja u toj ili nekoj drugoj prostoriji. Faktor zauzimanja zavisi od same namene prostora [1]. U Tabeli 10 su date preporučene vrednosti za faktor zauzimanja za različite prostorije.

| Prostorija | Faktor zauzimanja, T |
|---|----------------------|
| Kancelarije, laboratorije, recepcija, čekaonice | 1 |
| Sobe za terapiju i pregled pacijenata | 1/2 |
| Koridori, sobe pacijenata, kupatila, sobe za odmor zaposlenih | 1/5 |
| Vrata koridora | 1/8 |
| Javni toalet, kafeterija, skladišta, zadržavanje pacijenata | 1/20 |
| Parkinzi, trotoari pored zgrade, stepenište, lift | 1/40 |

Tabela 10: Vrednosti faktora zauzimanja za različite prostorije preporučene od strane NCRP [1]

5.4. Kontrola doze zračenja

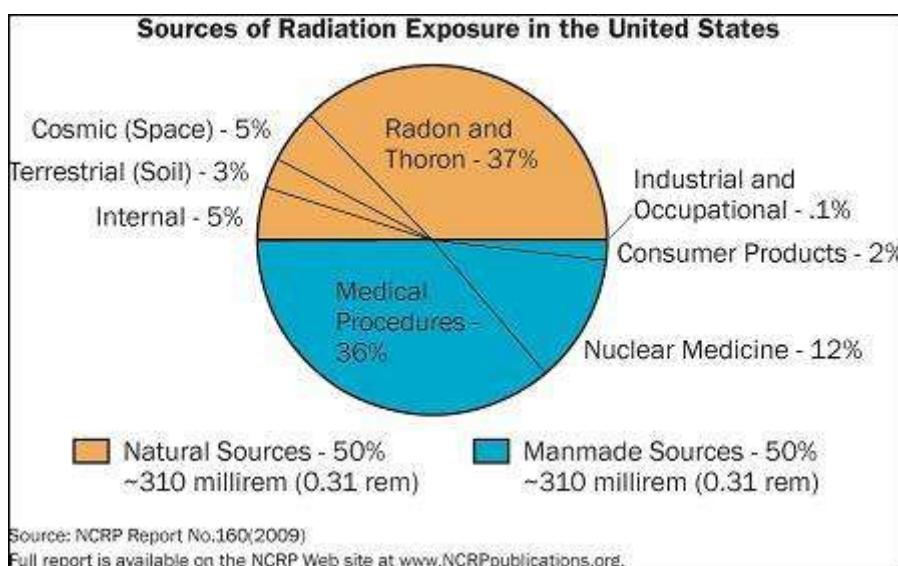
5.4.1. Dozvoljene doze zračenja

Zbog štetnog dejstva zračenja na čovekov organizam mora se strogo voditi računa o primljenoj dozi zračenja u toku vremena. Ukoliko treba osigurati prostor u kom se radioaktivno zračenje koristi, moraju se poštovati dozvoljene doze, odnosno obezbediti da ljudi koji u njemu borave ne primaju veće od dozvoljenih. Zbog toga se svako zračenje smanjuje do te vrednosti, ili, ako je moguće, što niže od iste. Bilo da je u pitanju γ , x ili neka druga vrsta jonizujućeg zračenja, primljene doze se moraju evidentirati i one ne smeju prelaziti maksimalne vrednosti koje su preporučene od strane međunarodnih organizacija za zaštitu od jonizujućeg zračenja kao što su ICRP (*International Commission on Radiological Protection*), NCRP (*National Council on Radiation Protection and Measurements*), UNSCEAR (*United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation*), ICRU (*International Commission on Radiological Units and Measurements*) i NRC (*Nuclear Regulatory Commission*).

Pored izloženosti zračenju veštačkim izvorima zračenja koji se koriste u medicini i industriji, postoji i prirodno pozadinsko zračenje koje na godišnjem nivou iznosi oko 3 mSv (Tabela 12) [8]. Smatra se da ljudi u zapadnim zemljama prime još oko 2-3 mSv od veštački proizvedenih radioizotopa, koji se koriste u medicinskim procedurama, nuklearnoj medicini, industriji i potrošačkim proizvodima. Ovo je 2-3 puta veće od maksimalno dozvoljene doze. Tako na primer u SAD-u stanovnici prime oko 6,2 mSv ukupno od prirodnih i veštačkih izvora zračenja na godišnjem nivou (Slika 11). Pacijenti, kojima je prepisana terapija zračenjem ili pregledi sa primenom zračenja, imaju svoje kartone u koje se nakon svake primene upisuje doza primljenog zračenja. Osoblje, koje radi sa izvorima zračenja ili boravi u prostorijama gde se ono koristi, ima lične dozimetre kojima se meri i kontroliše doza zračenja. U Tabeli 11, date su vrednosti dozvoljenih doza zračenja u različitim vremenskim intervalima, za ljude i osoblje u medicinskim ustanovama. Bez obzira na prirodu posla koju osoblje obavlja, uvek se mora voditi računa o maksimalnoj zaštiti i bezbednosti. Zato osoblje treba da nosi zaštitna odela, da koristi zaštitnu opremu, lične dozimetre i treba da postupa u skladu sa ALARA principom [9].

| Vremenski period | Javnost | osoblje |
|------------------|----------|---------|
| Nedeljno | 0,02 mSv | 0,1 mSv |
| Godišnje | 1 mSv | 50 mSv |

Tabela 11: Maksimalno dozvoljene doze zračenja za celo telo izloženo spolješnjem zračenju veštačkih izvora [1]



Slika 11: Izvori zračenja kojima su izloženi ljudi u SAD; Dostupno na: www.nrc.gov/reading-rm/doc/collections/fact-sheets/bio-effects-radiation.html

| Izvor zračenja | Ekvivalentna doza na godišnjem nivou (mSv) |
|---|--|
| Radon (²²² Rn) i toron (²³² Th) | 2,29 |
| Ostali radionuklidi uneseni u telo putem vode, hrane... | 0,31 |
| Kosmičko zračenje | 0,31 |
| Zemljino zračenje | 0,19 |

Tabela 12: Ekvivalentne doza zračenja koje primi čovek od prirodnih izvora na godišnjem nivou

5.4.2. Kontrolisana i nekontrolisana područja

Kontrolisano područje predstavlja oblast ograničenog pristupa u kojoj je izloženost osoblja zračenju pod nadzorom osobe zadužene za zaštitu od zračenja. Ona su okupirana zaposlenim licima/osobljem, čija se primljena doza kontroliše ličnim dozimetrima. Ova područja su u glavnom u neposrednoj blizini zona u kojima se koristi zračenje. Ona

zahtevaju kontrolu pristupa, okupacije i radnih uslova u cilju zaštite od zračenja. Zonama u kojima se koristi zračenje mogu se smatrati one u kojima se vrši tretman pacijenata do onih u kojima se čuva radioaktivni materijal.

Nekontrolisana područja su sva druga područja u bolnici ili klinici. I osoblje i javnost često posećuju mnoga područja u blizini kontrolisanih, kao što su prostorije za ispitivanja ili čekaonice, a koja se, prema izveštaju NCRP-a broj 151, smatraju nekontrolisanim područjima.

S obzirom da su kontrolisana područja zauzeta zaposlenim licima, a nekontrolisana pacijentima, posetiocima i zaposlenim koji ne rade sa radioaktivnim materijalom i ne borave u kontrolisanim područjima, preporučene su različite dozvoljene doze na godišnjem nivou. Dozvoljena doza u kontrolisanom području je dozvoljena doza za zaposlene koji rade sa izvorima zračenja, 50 mSv/godišnje i 0,1 mSv/nedeljno, a u nekontrolisanim ona doza koja je dozvoljena za stanovništvo, 1 mSv/godišnje i 0,02 mSv/nedeljno [1,9].

5.4.3. Izvod iz Pravilnika o granicama izlaganja ionizujućim zračenjima i merenjima radi procene nivoa izlaganja ionizujućim zračenjima ("Službeni glasnik RS", br. 86/2011)

Granice izlaganje za profesionalno izložena lica

Član 28.

Granica efektivne doze za profesionalno izložena lica iznosi 100 mSv za pet uzostopnih godina (prosečna vrednost 20 mSv godišnje), uz dodatno ograničenje da ni u jednoj godini efektivna doza ne pređe vrednost od 50 mSv.

Granica efektivne doze iz stava 1. ovog člana odnosi se na zbir doze spoljašnjeg izlaganja u definisanom vremenskom periodu i očekivane efektivne doze unutrašnjeg izlaganja od radionuklida unetih u organizam u istom vremenskom periodu.

Član 29.

Granice ekvivalentne doze za ograničavanje izlaganja pojedinih organa profesionalno izloženih lica su:

1. za očno sočivo 150 mSv/god;
2. za kožu 500 mSv/god (odnosi se na ekvivalent doze usrednjeni po površini bilo kog dela kože veličine 1 cm^2 koji je izložen ionizujućim zračenjima);
3. za delove ekstremiteta (šake, podlaktice, stopala i gležnjeve) 500 mSv/god.

Granice izlaganja za stanovništvo

Član 36.

Granica izlaganja za stanovništvo odnosi se na ionizujuća zračenja koja potiču od izvora u kontrolisanoj praksi.

Efektivna doza i ekvivalentna doza izlaganja stanovništva izvorima jonizujućih zračenja koji se koriste u kontrolisanoj praksi određuje se proračunom doze za najizloženijeg pojedinca iz relevantne grupe stanovništva.

Član 37.

Granica efektivne doze za pojedince iz stanovništva iznosi 1 mSv godišnje.

Granica efektivne doze iz stava 1. ovog člana odnosi se na zbir doze spoljašnjeg izlaganja u definisanom vremenskom periodu i očekivane efektivne doze unutrašnjeg izlaganja, za isti period.

Izuzetno, u slučaju vanrednog dogadjaja, može biti odobreno prekoračenje granice iz stava 1. ovog člana u pojedinačnoj godini, obezbeđujući pri tome da srednja godišnja vrednost u toku pet uzastopnih godina ne pređe 1 mSv.

Član 38.

Granice ekvivalentne doze za ograničavanje izlaganja pojedinih organa za pojedince iz stanovništva su:

1. za očno sočivo 15 mSv/god;
 2. za kožu 50 mSv/god (ekvivalent doze usrednjen po površini bilo kog dela kože veličine 1 cm^2 koji je izložen jonizujućim zračenjima)
- 5.5. Planiranje zaštite od jonizujućeg zračenja
- 5.5.1. Osnovni principi zaštite

Osnovni načini smanjivanja doza zračenja kod spoljašnjih izvora zračenja su povećavanje udaljenosti od izvora, samnjivanje vremena ekspozicije i upotreba zaštitnih barijera. Već je opisano da intenzitet začenja opada sa kvadratom udaljenosti od izvora zračenja. Zbog toga je svako moguće udaljavanje od izvora zračenja bitno. Takođe je uočeno da je ukupna apsorbovana doza srazmerna sa vremenom ozračivanja, pa je uvek poželjno skratiti vreme boravka u prostorijama blizu izvora zračenja i rukovati sa radioaktivnim materijalima što je kraće moguće, sa ispruženim rukama, uz upotrebu klešta. Iako vreme i udaljenost pružaju određene prednosti u zaštiti od spoljašnjeg zračenja, mnogo pouzdanija metoda koja može smanjiti dozu, tj brzinu doze, do željenog nivoa je postavljanje zaštitnih barijera [9]. Svaka vrsta jonizujućeg zračenja zahteva i drugaciji pristup planiranja zaštite i postavljanje zaštitnih barijera od različitih materijala, različite debljine. Kada se koristi radiojod, kao što je već pomenuto, potrebno je isplanirati zaštitu od gama-zračenja, jer se kompletно beta-zračenje apsorbuje u telu čoveka koji je primio jod-131. Kada se izvori zračenja ne koriste, drže se u zaštitnim kontejnerima. U Tabeli 13 date su preporučene debljine olovnih kontejnera za različite radioizotope. Materijali koji se koriste u zaštiti od gama zračenja su oni koji imaju veliku gustinu, odnosno koji se sastoje od teških elemenata. Takođe je bitan i ekonomski faktor, pa se na osnovu ova dva kriterijuma, pored olova, najčešće biraju gvožđe, beton i aluminijum. Njihovom adekvatnom upotrebotom smanjuje se

doza zračenja gama-emitera na prihvatljiv nivo. Prihvatljiv nivo je onaj u skladu sa dozvoljenim koji je opisan, za kontrolisana i nekontrolisana područja. Problem se svodi na određivanje debljine zaštite od pomenutih materijala, bilo da su zaštitne barijere osmišljene da budu pokretne ili su planirane u izgradnji zida prostorija. Kolika će biti debljina zaštitne barijere, zavisi od izvora zračenja (njegove aktivnosti i energije), od vrste i obima rada sa izvorom. U sledećem poglavlju opisan je metod određivanja deljine zaštite.

| Radioizotop | Aktivnost (GBq) | potrebna debljina olova (mm) |
|--------------------|------------------------|-------------------------------------|
| ^{99m}Tc | 37 | 2.7 |
| ^{131}I | 14.8 | 28 |
| ^{18}F | 18.5 | 60 |

Tabela 13: Preporučene debljine olovnih kontejnera koje redukuju brzinu ekspozicije na prihvatljiv nivo od $20 \mu\text{Sv/h}$ na 0.25 m rastojanja u slučaju radioizotopa ^{99m}Tc , ^{131}I i ^{18}F (IAEA)

5.5.2. Određivanje debljine zaštite od gama-zračenja

Da bi se pravilno isplanirala zaštita, potrebno je znati sledeće:

- kolika je energija gama-zračenja;
- kolika je aktivnost izvora gama-zračenja;
- kolika je udljenost zaštite od izvora zračenja;
- kolika je doza na mestu postavljanja zaštite;
- do koje vrednosti treba smanjiti dozu zračenja;
- koliko vremena se koristi izvor zračenja;
- koliko se boravi u prostoru iza postavljenе zaštite;
- kakva je kompozicija materijala od kog pravimo zaštitu;
- da li uzimamo u obzir faktor nagomilavanja, B [6].

5.5.2.1. Izračunavanje debljine zaštite bez faktora nagomilavanja

Neka je dat tačkasti izvor gama zračenja jednake energije, E izražene u MeV i aktivnosti A u Ci. Za datu energiju zračenja, E , (karakterističnu za dati radioizotop) i vrstu materijala od kog se pravi zaštita, uzimaju se vrednost za HVL iz tabele . Ako je vrednosti HVL data u mm, očekuje se da i krajnji rezultat debljine zaštitnog materijala bude u mm. Takođe će trebati i vrednost gama konstante za dati radioizotop, Γ , koja se često navodi u $\text{Rm}^2\text{Ci}^{-1}\text{h}^{-1}$. Vrednosti ove gama konstante mogu da se nađu za tačkasti izvor zračenja, ali i za pacijenta kao izvor zračenja. U slučaju joda-131 koji se unosi oralnim putem, koristiće se vrednost gama konstante za pacijenta, ukoliko je ta vrednost dostupna, radi prieciznijeg rezultata. Pri izračunvanju koristi se zakon atenuacije dat sa (54).

\dot{D} je brzina doze koju je potrebno postići, odnosno ona na koju treba smanjiti početnu dozu, prolaznjem zračenja kroz postavljenu barijeru **debljine** x , koja se sada određuje. Brzina doze je ukupna apsorbovana doza u određenom vremenskom intervalu. Ako je željena vrednost maksimalno dozvoljena vrednost doze za određeni period (recimo za period od nedelju dana), onda će se brzina doze određivati kao:

$$\dot{D} = \frac{D_{max}}{\Delta t \cdot T}, \quad (63)$$

gde je D_{max} dozvoljena apsorbovana doza za odgovarajući period u Gy (kod gama zračenja, faktor kvaliteta je 1, pa se mogu izjednačiti Gy sa Sv), Δt je vreme za koje je izvor aktivran. Na primer, ako je izvor zračenja aktivran 3 sata dnevno, 5 dana u nedelji, za dozvoljenu dozu na nedeljnog nivou je $\Delta t = 3h \cdot 5 \text{ dana} = 15 \text{ h}$. T je faktor zauzimanja koji ima ulogu da predstavi koji deo od ukupnog vremena rada izvora je dati prostor okupiran ljudima.

\dot{D}_0 je brzina doze na mestu gde se postavlja zaštita. Može se izmeriti odgovarajućim instrumentom (Sv/h). Takođe se može i izračunati na osnovu formule (60) koja se odnosi na brzinu ekspozicije. Ako je brzina ekspozicije data u R/h, brzina doze apsorbovane u vazduhu, na mestu postavljanja zaštite koje se nalazi na rastojanju r u metrima od izvora zračenja, može se dobiti ako se iskoristi da je $1R = 8,77 \cdot 10^{-3} \text{ Sv}$, tada je \dot{D}_0 :

$$\dot{D}_0 = \frac{\Gamma \cdot A}{r^2} \cdot 8,77 \cdot 10^{-3} \left(\frac{\text{Sv}}{\text{h}} \right). \quad (64)$$

U skladu sa jedinicom Sv/h, gama konstanta se mora sada izraziti u $\frac{\text{Sv} \cdot \text{m}^2}{\text{Bq} \cdot \text{h}}$, a aktivnost u Bq (Tabela 6).

Umesto linearne atenuacione koeficijenta, μ , koristi se HVL, gde je poznata veza ove dve veličine:

$$\mu = \frac{\ln 2}{HVL}. \quad (65)$$

Sada se atenuacioni zakon piše u sledećem obliku:

$$\frac{D_{max}}{\Delta t \cdot T} = \frac{\Gamma \cdot A}{r^2} \cdot 8,77 \cdot 10^{-3} e^{-\frac{\ln 2}{HVL} x}. \quad (66)$$

Iz ovde jednačine može se lako naći x :

$$x = \frac{HVL \cdot \ln \frac{D_{max} \cdot r^2}{\Gamma \cdot A \cdot \Delta t \cdot T}}{\ln \frac{1}{2}}. \quad (67)$$

5.5.2.2. Izačunavanje debljine zaštite sa faktorom nagomilavanja

U poglavlju 5.2.6. već je opisano kada i zbog čega se koristi faktor nagomilavanja, B (buildup faktor). Ovde će na primeru biti objašnjeno kako se može izračunati debljina zaštite upotrebom buildup faktora. Izvor gama zračenja je poznate energije E_γ i aktinivnosti A , a poznat je i maseni atenuacioni koeficijent za datu energiju i dati materijal, μ .

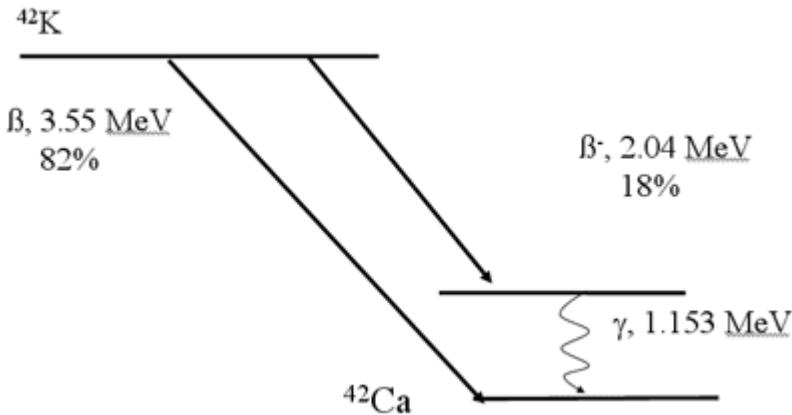
Primer 2: Izračunati debljinu sloja olova koja će redukovati brzinu ekspozicije na rastojanju 1 m od tačkastog izvora ^{42}K aktivnosti 10 Ci, na brzinu ekspozicije od 2,5 mR/h.

Rešenje:

Pošto je u zadatku data brzina ekspozicije koju treba postići, koristi se zakon:

$$\dot{X} = B\dot{X}_0 e^{-\mu x}. \quad (68)$$

Dakle, $\dot{X} = 2,5 \frac{\text{mR}}{\text{h}}$ je vrednost brzine ekspozicije koju treba postići, a zadatak je naći debljinu olova x , pri kojoj će se dobiti ta vrednost. \dot{X}_0 se traži na rastojanju 1 m od izvora, prema formuli (60). Aktivnost izvora je poznata, 10 Ci, a takođe i $r = 1\text{m}$. Potrebno je naći vrednost gama konstante za radioizotop ^{42}K .



Slika 12: Shema raspada za radioizotop ^{42}K

Može se iskoristiti da je $\Gamma = 0,5 \text{ E}$, ako se energija izrazi u MeV. Sa Slike 12 može seочitati vrednost energije gama zračenja i zastupljenost odgovarajućeg prelaza u %. Tražena energija je:

$$E = 0,18 \cdot 1,52 \text{ MeV} = 0,274 \text{ MeV}, \quad (69)$$

pa je gama konstanta tada:

$$\Gamma = 0,137 \frac{\text{R} \cdot \text{m}^2}{\text{Ci} \cdot \text{h}}. \quad (70)$$

Sada je brzina ekspozicije na 1 m od izvora zračenja:

$$\dot{X}_0 = \frac{0,137 \frac{\text{R} \cdot \text{m}^2}{\text{Ci} \cdot \text{h}} \cdot 10 \text{ Ci}}{(1\text{m})^2} = 1,37 \frac{\text{R}}{\text{h}} = 1370 \frac{\text{mR}}{\text{h}}. \quad (71)$$

Pošto faktor nagomilavanja B , zavisi od vrednosti x , mora se okvirno odrediti debljina zaštite, korišćenjem atenuacionog zakona kada je $B=1$. Tada je broj relaksacionih dužina:

$$e^{-\mu x} = \frac{\dot{X}}{\dot{X}_0} = \frac{2,5 \frac{\text{mR}}{\text{h}}}{1370 \frac{\text{mR}}{\text{h}}} = 1,82 \cdot 10^{-3}, \quad (72)$$

pa je:

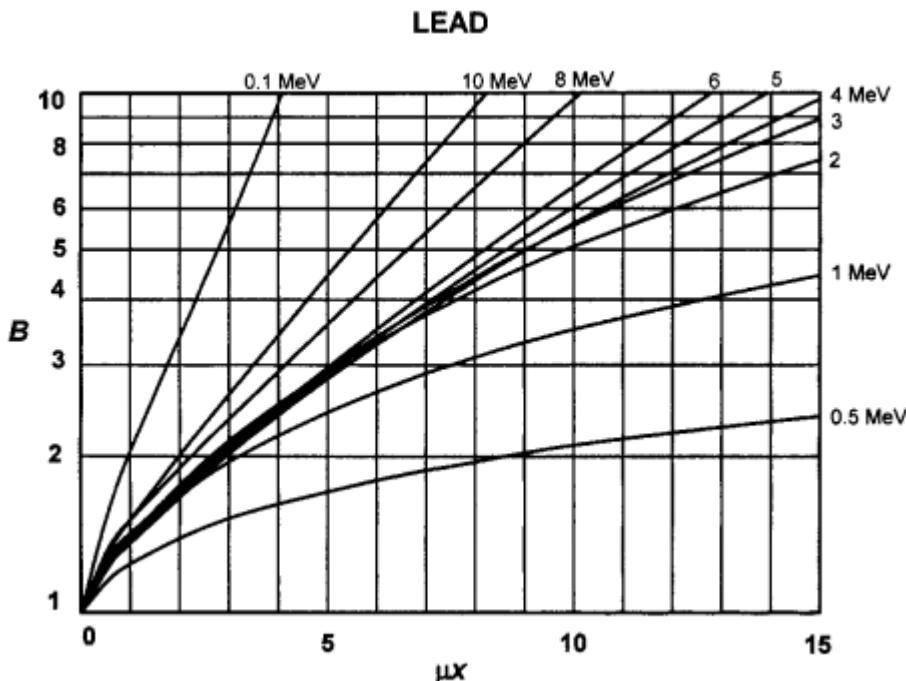
$$\mu x = 6,31. \quad (73)$$

Posmatra se grafik $B=B(\mu x)$ za olovo na Slici 13. Za energiju od 1,52 MeV, buildup faktor je oko 3. Međutim sada se mora dodati određen broj relaksacionih dužina na ovih dobijenih 6,31, da bi se zadržao odnos brzina ekspozicija (72) na istu vrednost kada se koristi faktor B. Ako se koristi faktor nagomilavanja znači da se registruje veća doza nego kod uskog snopa. Tako da ako je potrebno zadržati isti odnos dat sa (72), mora se povećati debljina apsorbera, tj broj relaksacionih dužina [1]. Dakle, ako se leva strana jednačine $e^{-\mu x} = \frac{\dot{X}}{\dot{X}_0}$ pomnoži i podeli sa B, sledi:

$$\frac{B}{B} e^{-\mu x} = \frac{\dot{X}}{\dot{X}_0}, \quad (74)$$

gde je $\frac{1}{B} = e^{-\gamma}$, odnosno, dalje je:

$$B e^{-\mu x} e^{-\gamma} = B e^{-(\mu x + \gamma)} = \frac{\dot{X}}{\dot{X}_0}. \quad (75)$$



Slika 13: Grafik zavisnosti faktora nagomilavanja od broja relaksacionih dužina u olovu za tačkaste izvore zračenja monoenergijskih fotona energija od 0,1 MeV do 10 MeV [1] str. 476

Ako se sa grafikaочita da je B približno 3, onda je $\gamma = \ln 3 = 1,1$. Ako se ovo doda na početnu vrednost, broj relaksacionih dužina je sada:

$$\mu x = 6,31 + 1,1 = 7,41. \quad (76)$$

Bira se B i μx dok ne bude zadovoljena jednačina:

$$Be^{-\mu x} = 1,82 \cdot 10^{-3}. \quad (77)$$

Za sada je odnos $\frac{X}{X_0} = 1,81 \cdot 10^{-3}$. Ako se opet pogleda isit grafik, vidi se da sada više odgovara faktor nagomilavanja oko 3,5. Zbog toga se dodaje još $\gamma = \ln 3,5 = 1,25$, pa je broj relaksacionih dužina sada:

$$\mu x = 6,31 + 1,25 = 7,56 \approx 7,6. \quad (78)$$

Pri ovoj vrednosti je $B=3,6$. Onda je:

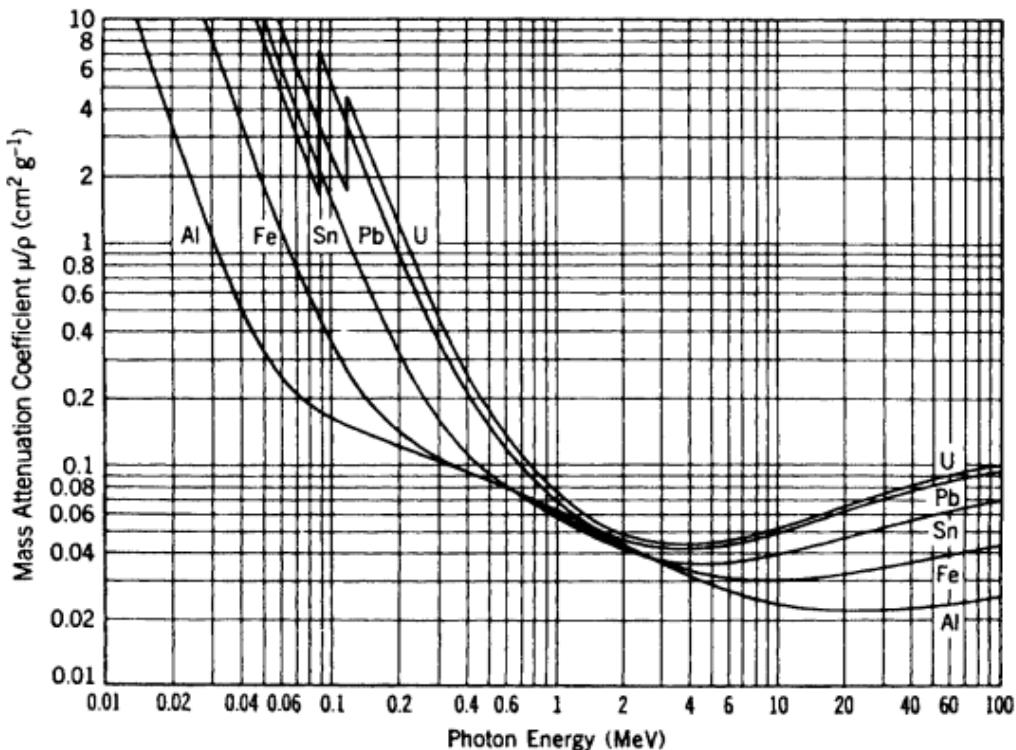
$$Be^{-\mu x} = 3,6 \cdot e^{-7,6} \approx 1,82 \cdot 10^{-3}, \quad (79)$$

što se slaže sa stepenom preciznosti koji je izabran u (72). Zbog toga se uzima da je broj relaksacionih dužina koji smanjuje brzinu doze na 2,5 mR/h ovih 7,6. Sa Slike 14 traži se vrednost masenog atenuacionog koeficijenta. Vidi da je za olovo i energiju od oko 1,5 MeV maseni atenuacioni koeficijent $\mu_m = 0,051 \text{ cm}^2/\text{g}$. Gustina olova je $11,4 \text{ g/cm}^3$, pa je linearни atenuacioni koeficijent:

$$\mu = \mu_m \cdot \rho = 0,581 \frac{1}{\text{cm}}. \quad (80)$$

Dobija se da je tražena debljina zaštite od olova:

$$x = \frac{7,6}{0,581 \frac{1}{\text{cm}}} \approx 13 \text{ cm}. \quad (81)$$



Slika 14: Maseni atenuacioni koeficijent za različite elemente; [1] str.189

6. MERENJE DOZA ZRAČENJA NA INSTITUTU I PRORAČUN DEBLJINE ZAŠTITE

6.1. Rezultati merenja doze zračenja-dozimetrijski izveštaj

Merenja su vršena u prostorijama na Institutu u Kamenici, u kojima pacijenti borave nakon primljene terapijske doze ^{131}I . U Tabeli 14 i 15 su date izmerene vrednosti radijacionih doza GM brojačem za dve različite terapijske doze ($A_1=3,7 \text{ GBq } ^{131}\text{I}$ i $A_2=1,85 \text{ GBq } ^{131}\text{I}$), a na Slici 15 izgled prostorija u kojima borave pacijenti.

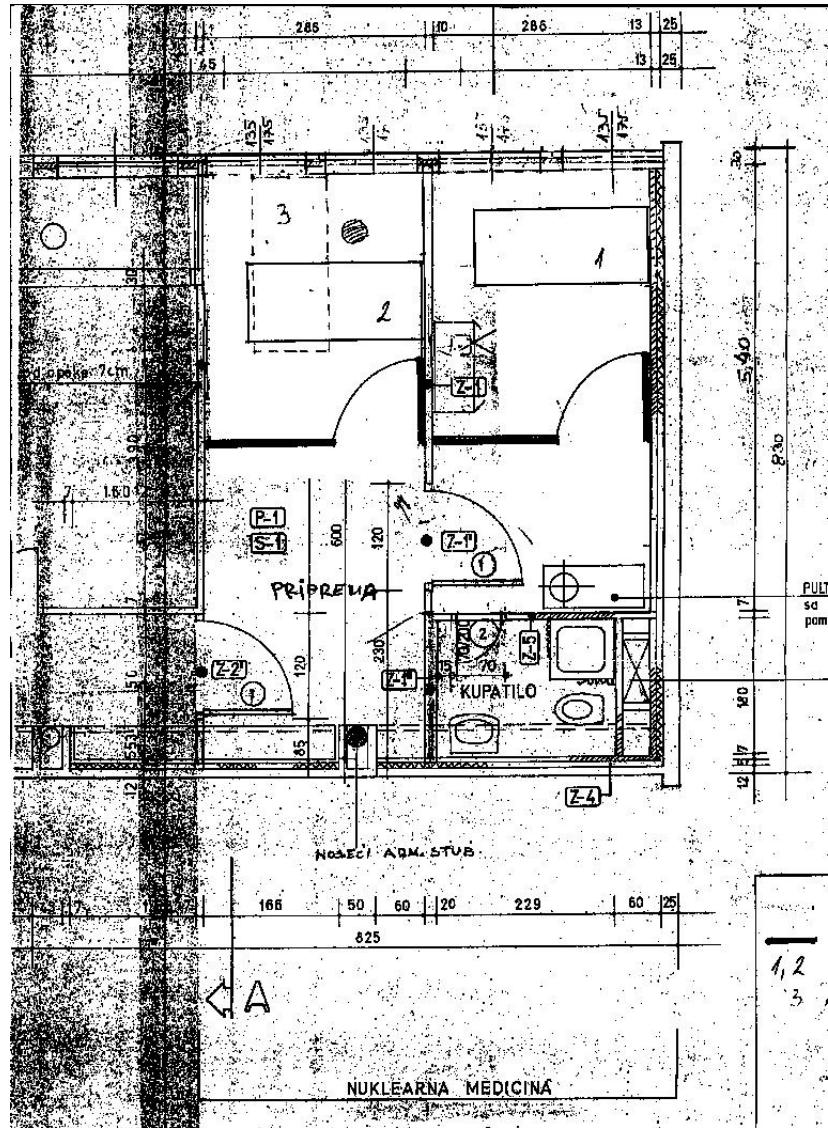
| Mesto merenja | Izmerena brzina doze ($\mu\text{Sv/h}$) |
|--|---|
| Ispred olovne zaštite | 58 |
| Na vratima susedne prostorije za vreme pijenja kapsule | 11 |
| Na vratima bolesničke sobe | 7,8 |
| 3,8 m od pacijenta, otvorena vrata bolesničke sobe | 14,3 |

Tabela 14: Izmerene doze zračenja na pojedinim mestima kod terapijske doze $3,7 \text{ GBq } ^{131}\text{I}$

| Mesto merenja | Izmerena brzina doze ($\mu\text{Sv/h}$) |
|--|---|
| Ispred olovne zaštite | 44 |
| Na vratima susedne prostorije za vreme pijenja kapsule | 8,2 |
| Na vratima bolesničke sobe | 6,5 |
| 3,3 m od pacijenta, otvorena vrata bolesničke sobe | 8,4 |

Tabela 15: Izmerene doze zračenja na pojedinim mestima kod terapijske doze $1,85 \text{ GBq } ^{131}\text{I}$

Sama procedura pijenja kapsule ^{131}I ne podrazumeva direktnu umešanost osoblja. U prostoriji u kojoj pacijent piće kapsulu postoji mali lift koji doprema kontejner u kom se nalazi terapijska doza. Na vratima prostorije postoji olovni prozor iza kog stoji zaposlen koji nadgleda pacijenta i daje mu uputstva kako da postupa. Pacijenti su često uplašeni prilikom primanja terapije, tako da im je potrebno objasniti čitavu proceduru i pre ulaska u prostorije namenjene za izolaciju. Pri vadjenju kapsule iz kontejnera pacijenti bi trebali biti koliko je god moguće mirni i staloženi, kako ne bi došlo do ispuštanja kapsule i njenog gubljenja iz vida. U tom slučaju je neophodna intervencija osoblja, koje se tom prilikom izlaže zračenju. Nakon što pacijent proguta svoju kapsulu, odlazi u sobu za izolaciju i za sobom zatvara vrata ojačana olovom.



Slika 15: Izgled prostorija za izolaciju pacijenata na Institutu u Sremskoj Kamenici

6.2. Izračunavanje debljine zaštite

6.2.1. Terapijska doza 3,7 GBq ^{131}I

Dozvoljena brzina doze za period od nedelju dana je $D_{max} = 20\mu Sv$. Uzima se da je vreme aktivnosti izvora $\Delta t = 5 \cdot 8h = 40h$ (5 dana u nedelji, svakodnevno 8 h). Faktor zauzimanja je $T=1$. Zaštita se postavlja na udaljenosti $r=1$ m od izvora zračenja.

Ostali podaci: $A = 3,7 \text{ GBq} = 3,7 \times 10^3 \text{ MBq}$

$$\Gamma(^{131}\text{I}) = 0,0575 \frac{\mu\text{Sv} \cdot \text{m}^2}{\text{MBq} \cdot \text{h}} \text{ (za tačkasti izvor zračenja)}$$

$$\Gamma(^{131}\text{I}) = 0,023 \frac{\mu\text{Sv} \cdot \text{m}^2}{\text{MBq} \cdot \text{h}} \text{ (pacijent kao izvor zračenja)}$$

HVL (^{131}I) = 3 mm (za olovo)

$$\text{HVL } (^{131}\text{I}) = 2,93 \text{ cm (za beton)}$$

Debljina zaštite računa se na osnovu relacije (67).

a) Za tačkasti izvor zračenja, u slučaju zaštite olovom, dobija se:

$$x = \frac{3mm \cdot \ln\left(\frac{20\mu\text{Sv} \cdot 1m^2}{0,057 \frac{\mu\text{Sv} \cdot m^2}{MBq \cdot h} \cdot 3,7 \cdot 10^3 MBq \cdot 40h \cdot 1}\right)}{\ln\frac{1}{2}} = 26,2mm \quad (82)$$

b) Za pacijenta kao izvor zračenja, u slučaju zaštite olovom, dobija se:

$$x = \frac{3mm \cdot \ln\left(\frac{20\mu\text{Sv} \cdot 1m^2}{0,023 \frac{\mu\text{Sv} \cdot m^2}{MBq \cdot h} \cdot 3,7 \cdot 10^3 MBq \cdot 40h \cdot 1}\right)}{\ln\frac{1}{2}} = 22,2mm \quad (83)$$

c) Za tačkasti izvor zračenja, u slučaju zaštite betonom, dobija se:

$$x = \frac{2,93cm \cdot \ln\left(\frac{20\mu\text{Sv} \cdot 1m^2}{0,057 \frac{\mu\text{Sv} \cdot m^2}{MBq \cdot h} \cdot 3,7 \cdot 10^3 MBq \cdot 40h \cdot 1}\right)}{\ln\frac{1}{2}} = 25,59cm \quad (84)$$

d) Za pacijenta kao izvor zračenja, u slučaju zaštite betonom, dobija se:

$$x = \frac{2,93cm \cdot \ln\left(\frac{20\mu\text{Sv} \cdot 1m^2}{0,023 \frac{\mu\text{Sv} \cdot m^2}{MBq \cdot h} \cdot 3,7 \cdot 10^3 MBq \cdot 40h \cdot 1}\right)}{\ln\frac{1}{2}} = 21,71cm \quad (85)$$

6.2.2. Terapijska doza 1,85 GBq ^{131}I

Postupak i vrednosti su iste kao i u prethodnom slučaju samo je terapijska doza aktivnosti:

$$A = 1,85 \text{ GBq} = 1,85 \times 10^3 \text{ MBq}$$

a) Za tačkasti izvor zračenja, u slučaju zaštite olovom, dobija se:

$$x = \frac{3mm \cdot \ln\left(\frac{20\mu\text{Sv} \cdot 1m^2}{0,057 \frac{\mu\text{Sv} \cdot m^2}{MBq \cdot h} \cdot 1,8 \cdot 510^3 MBq \cdot 40h \cdot 1}\right)}{\ln\frac{1}{2}} = 23,2mm \quad (86)$$

b) Za pacijenta kao izvor zračenja, u slučaju zaštite olovom, dobija se:

$$x = \frac{3mm \cdot \ln\left(\frac{20\mu\text{Sv} \cdot 1m^2}{0,023 \frac{\mu\text{Sv} \cdot m^2}{MBq \cdot h} \cdot 1,8 \cdot 510^3 MBq \cdot 40h \cdot 1}\right)}{\ln\frac{1}{2}} = 19,2mm \quad (87)$$

c) Za tačkasti izvor zračenja, u slučaju zaštite betonom, dobija se:

$$x = \frac{2,93 \text{ cm} \cdot \ln\left(\frac{20 \mu \text{Sv} \cdot 1 \text{ m}^2}{0,057 \frac{\mu \text{Sv} \cdot \text{m}^2}{\text{MBq} \cdot \text{h}}^{1,8} 510^3 \text{ MBq} \cdot 40 \text{ h} \cdot 1}\right)}{\ln\frac{1}{2}} = 22,66 \text{ cm} \quad (88)$$

d) Za pacijenta kao izvor zračenja, u slučaju zaštite betonom, dobija se:

$$x = \frac{2,93 \text{ cm} \cdot \ln\left(\frac{20 \mu \text{Sv} \cdot 1 \text{ m}^2}{0,023 \frac{\mu \text{Sv} \cdot \text{m}^2}{\text{MBq} \cdot \text{h}}^{1,8} 510^3 \text{ MBq} \cdot 40 \text{ h} \cdot 1}\right)}{\ln\frac{1}{2}} = 18,78 \text{ cm} \quad (89)$$

7. ZAKLJUČAK

Merenja brzina apsorbovanih doza u prostorijama za izolaciju pacijenata koji su primili terapiju jodom-131 su vršena radi procene bezbednosti zaposlenih koji provode određeno vreme u neposrednoj blizini i određivanja stepena efikasnosti zaštite. Ova zaposlena lica su izložena jonizujućem gama zračenju određeno vreme u toku svog radnog vremena, te njihova radna mesta predstavljaju radna mesta sa povećanim rizikom od radijacije. Izmerene vrednosti brzina apsorbovanih doza na vratima bolesničke sobe za dve primenjene terapijske doze su 7,8 i 6,5 $\mu\text{Sv}/\text{h}$. Rezultati merenja brzina doza u prostorijama pacijenata koji su primili terapiju pokazuju da zaštita kojom su ojačani zidovi i vrata sobe za izolaciju pacijenta, smanjuje brzine doza, grubo rečeno, oko 7 puta, u slučaju obe terapijske doze. Zaštita kojom su ojačani zidovi i vrata prostorija smanjuje nivo radijacije na zadovoljavajući, u skladu sa Zakonom o zaštiti od ionizujućeg zračenja.

Izračunate debljine zaštite od olova i betona smanjuju nivo radijacije na nivo zračenja koji je dozvoljen za stanovništvo. Sam pristup računu je konzervativan, jer je za maksimalnu dozvoljenu dozu uzeta vrednost za stanovništvo i podrazumevano je da je dati prostor stalno zauzet ljudima. Time se dodatno osigurava prostor, odnosno boravak zaposlenih u njemu i smanjuje rizik od radijacije za zaposlene. Radi utvrđivanja konzistentnosti dobijenih rezultata debljine zaštite, može se uporediti rezultat dobijen za olovnu zaštitu u slučaju tačkastog izvora zračenja ^{131}I predstavljen u (82) i preporučena debljina kontejnera za čuvanje istog radioizotopa data u Tabeli 13.

LITERATURA I REFERENCE

- [1] *J. E. Turner*: Atoms, Radiation, and Radiation Protection. *WILEY-VCH, Weinheim, 2007*
- [2] *National Council on Radiation Protection and Measurements*: Structural Shielding Design and Evaluation for Medical Use of X-Rays and Gamma-Rays up to 10 MeV. NCRP Report 49, *Bethesda MD, 1976*
- [3] *National Council on Radiation Protection and Measurements*: Structural Shielding Design for Medical X-Ray Imaging Facilities. NCRP Report 147, *Bethesda MD, 2005*
- [4] *M. Krmar*: Uvod u nuklearnu fiziku. *Univerzitet u Novom Sadu, PMF, Novi Sad, 2011*
- [5] Guidelines for Iodine Prophylaxis following Nuclear Accidents. *World Health Organization, Geneva, 1999*
- [6] Radiation shielding design assessment and verification requirements. *Department of Environment, Climate Change and Water NSW, Sydney, 2009*
- [7] Radiation Safety Manual. *Environmental Health and Safety, Stanford University, Stanford California, 2010*
- [8] The Design of Diagnostic Medical Facilities where Ionising Radiation is used. *RPII 09/01, Radiological Protection Institute of Ireland, Ireland, 2009*
- [9] *L.Munro*: Basics for Radiation Protection for Everyday Use How to achieve ALARA: Working Tips and Guidelines. *World Health Organization, Geneva, 2004*
- [10] *W.Huda, R.M. Slone*: Review of Radiologic Physics. *Williams and Wilkins, Baltimore, 1995*
- [11] *S. Dowd, E. Tilson*: Practical Radiation Protection and Applied Radiobiology, Second Edition. *W.B.Saunders Company, Philadelphia, 1999*
- [12] *E. Podgorsak*: Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. *IAEA, Vienna, 2003*
- [13] D. R. McAlister: Gamma Ray Attenuation Properties of Common Shielding Materials. University Lane Lisle, IL 60532, USA

BIOGRAFIJA

Jasmina Jakonić je rođena 07.09.1986. u Kikindi. Osnovnu školu i gimnaziju je završila u Kikindi. Diplomirala je na Prirodno-matematičkom fakultetu 2011. godine stekavši zvanje Diplomirani fizičar-Medicinska fizika.

UNIVERZITET U NOVOM SADU
PRIRODNO-MATEMATIČKI FAKULTET
DEPARTMAN ZA FIZIKU

KLJUČNA DOKUMENTACIJSKA INFORMACIJA

| | |
|--|--|
| Redni broj: RBR | |
| Identifikacioni broj: IBR | |
| Tip dokumentacije: TD | Monografksa dokumentacija |
| Tip zapisa: TZ | Tekstualni štampani materijal |
| Vrsta rada: VR | Master rad |
| Autor: AU | Jasmina Jakonić |
| Mentor: MN | dr Nataša Todorović |
| Naslov rada: NR | Projektovanje debljine zaštitnih barijera za prostorije za terapiju ^{131}I |
| Jezik publikacije: JP | Srpski/latinica |
| Jezik izvoda: JI | Srpski |
| Zemlja publikacije: ZP | Republika Srbija |
| Uže geografsko područje: UGP | Vojvodina |
| Godina: GO | 2015. |
| Izdavač: IZ | Autorski reprint |
| Mesto i adresa: MA | Prirodno-matematički fakultet, Trg Dositeja Dositeja Obradovića 4, Novi Sad |
| Fizički opis rada: FO | 7/55/15/15/0/0 |
| Naučna oblast: NO | Medicinska fizika |
| Naučna disciplina: ND | Fizika |
| Predmetna odrednica/ ključne reči: PO | Nuklearna medicina, dozimetrija i zaštita od zračenja |
| Važne napomene: VN | nema |

| | |
|--------------------------------------|--|
| Čuva se: ČU | Biblioteka departmana za fiziku, PMF-a u Novom Sadu |
| Izvod: IZ | Ovaj rad sadrži detaljan opis planiranja i izračunavanja debljine zaštite za gama zračenje koje emituju radionuklidi koji se koriste u nuklearnoj medicini. Kompletan proračun je urađen na primeru joda-131 na osnovu izmerenih brzina apsorbovanih doza na Institutu za onkologiju Vojvodine u Sremskoj Kamenici |
| Datum prihvatanja teme: DP | Avgust, 2015. |
| Datum odbrane: DO | 16.09.2015 |
| Članovi komisije: | 1. dr Jovana Nikolov, docent, predsednik; 2. dr Nataša Todorović, vandredni profesor, mentor 3. dr Olivera Klisurić, vanredni profesor, član |

UNIVERSITY OF NOVI SAD
FACULTY OF SCIENCE
Department of Physics

KEY WORDS DOCUMENTATION

| | |
|---------------------------------------|---|
| Accession number: ANO | |
| Identification number: INO | |
| Document type: DT | Monograph publication |
| Type of record: TR | Printed text |
| Contents code: CC | Final paper |
| Author: AU | Jasmina Jakonić |
| Mentor: MN | Dr Nataša Todorović |
| Title: TI | Designing thickness of protection barriers for areas used in ^{131}I therapy |
| Language of text: LT | Serbian / Latin |
| Language of abstract: LA | Serbian |
| Country of publication: CP | Serbia |
| Locality of publication: LP | Vojvodina |
| Publication year: PY | 2015 |
| Publisher: PU | Autor's reprint |
| Publication place: PP | 21000 N.Sad, Trg D. Obradovića 4 |
| Physical description: PD | 7/55/15/15/0/0 |
| Scientific field: SF | Medical Physics |
| Scientific discipline: SD | Physics |
| Subject/Key words SKW | Nuclear Medicine, Dosimetry and Radiation Protection |
| Note N | none |

| | |
|--|---|
| Holding data: SD | Library of Department of Physics Trg Dositeja Obradovića, N.Sad |
| Abstract: AB | This paper contains detailed description of planing and calculating thickness for the levels o radiation emitted by radionuclids that are used in nuclear medicine. The complete calculation is done by example of iodine - 131 based on mesured absorbed dose rates. |
| Accepted by the Scientific Board on: ASN | August, 2015. |
| Defended on: DO | September 16th, 2015 |
| Board members: | <ol style="list-style-type: none"> 1. Dr Jovana Nikolov, president; 2. Dr Nataša Todorović, mentor; 3. Dr Olivera Klisurić, member. |