



UNIVERZITET U NOVOM SADU
PRIRODNO-MATEMATIČKI
FAKULTET
DEPARTMAN ZA FIZIKU



Procena radijacionog rizika za profesionalno izloženo osoblje pri radu sa ^{99m}Tc i ^{131}I

Diplomski rad

Mentor

Prof. dr Nataša Todorović

Student

Dragana Marić 770/15

Novi Sad, 2016

Ovim putem se zahvaljujem mentoru prof. dr Nataši Todorović, na konstruktivnim sugestijama i odvojenom vremenu za izradu rada, ali i na prenesenom znanju, podršci i strpljenju u toku studija.

Zahvalnost dugujem i članovima komisije, prof. dr Maji Stojanović i doc. Jovani Nikolov, na kvalitetnom uticaju na moje usmeravanje, kao i dr Silviji Lučić, na korisnim podacima koji su obogatili ovaj rad.

Rad posvećujem onima koji su bili uz mene tokom čitavih studija. Najblžima.

Sadržaj

1.	Fizika nuklearne medicine	5
1.1	Uvod	5
1.2	Nuklearna medicina.....	6
1.3	Gama zračenje i interakcija sa materijom.....	7
•	Fotoelektrični efekat.....	8
•	Komptonovo rasejanje	9
1.4	Dozimetrijske veličine	10
•	Ekspoziciona doza	10
•	Apsorbovana doza	11
•	Ekvivalentna doza.....	12
•	Efektivni ekvivalent doze	13
•	Kerma (Kinetic Energy Released per unit Mass)	14
•	Ekvivalentna doza za organ ili tkivo	14
•	Očekivana ekvivalentna doza	16
•	Očekivana efektivna doza.....	16
1.5	Lična dozimetrija.....	17
1.6	Minimalizacija ozračavanja osoblja	20
1.7	Lični dozimetri	21
•	Termoluminiscentni dozimetri – TLD.....	22
•	Film dozimetri	27
2.	Radionuklidi i radiofarmaceutici.....	30
2.1	Radionuklidi	30
2.2	Radiofarmaceutici.....	32
2.3	Proizvodnja radioizotopa.....	36
•	Ciklotron.....	36
•	Nuklearna fisija.....	38
•	Generatori	40
2.4	Transport.....	41
3.	Tehnecijum–99m i jod-131	42
3.1	Tehnecijum–99m	42
•	Proizvodnja Tc-99m	43

• Generator 99Mo/99mTc	44
• Priprema	44
• Primena jedinjenja tehnecijuma u dijagnostici	45
• Kompleksi tehnecijuma-99m kao modeli za radiofarmaceutike	46
3.2 Jod-131	48
• Primena I-131	49
4. Detektorski sistem	50
4.1 Gama kamera	50
4.2 SPECT skeniranje	52
5. Eksperimentalni deo	53
5.1 Merenja jačine ambijentalnog ekvivalenta doze	53
• Priprema radiofarmaceutika	54
• Scintigrafija kostiju	57
• Scintigrafija štitnjače	60
• Terapija jodom	62
• Scintigrafija dojke	62
• Radiojodna fiksacija (dijagnostika I-131)	64
• Gamaspekrometrijsko određivanje sadržaja ^{99m}Tc i ^{131}I na brisevima	65
5.2 Rezultati lične dozimetrije	67
6. Zaključak	72
7. Literatura	74
8. Biografija	76

1. Fizika nuklearne medicine

1.1 Uvod

U današnje vreme neminovan je značaj jonizujućeg zračenja u medicini. U ionizujuće zračenje spadaju alfa, beta, gama, rendgensko zračenje i neutron. Primjenjuje se u terapiji i dijagnostici. Profesionalno izložena lica zračenju rade veoma odgovoran, ali i opasan posao, ako se ne pridržavaju principa zaštite od zračenja. U ovom radu će biti reč o izlaganju ionizujućem zračenju osoblja nuklearne medicine, koje se bavi pripremom radioaktivnih supstanci i apliciranjem istih, ali i boravi izvestan period u blizini ozračenih pacijenata.

U prvom poglavlju će biti opisane fizičke osnove gama zračenja, koje se najčešće koristi u nuklearnoj medicini, kao i interakcija sa materijom. Zatim, dozimetrijske veličine i jedinice koje su potrebne da bi se shvatio značaj i veličina merenih doza i lični dozimetri koji su neophodni radi procene izloženosti osoblja.

Nuklearna medicina se zasniva na upotrebi radionuklida, o čijem dejstvu, proizvodnji i transportu do bolnice će biti reči u drugom poglavlju, a u trećem o najčešće korišćenim radionuklidima, tehnecijumu-99m i jodu-131.

Način detektovanja gama zračenja koje potiče od radionuklida u organizmu pacijenta će biti predstavljen u četvrtom poglavlju.

Eksperimentalni deo rada je sadržan u petom poglavlju i sastoji se od dozimetrijske kontrole i merenja jačine ambijentalnog ekvivalenta doze pri različitim procedurama. Merenja su vršena na Institutu za onkologiju Vojvodine u Zavodu za nuklearnu medicinu u Sremskoj Kamenici. Rezultati merenja će biti poređeni sa rezultatima dozimetrijskih izveštaja za profesionalno izložena lica.

1.2 Nuklearna medicina

Nuklearna medicina podrazumeva relativno novu granu medicine u kojoj se primenjuju radionuklidi u dijagnostičke ili terapijske svrhe. Teško je odrediti kada je ona nastala. Najčešće se vezuje za period između 1934. kada su Žolio-Kiri otkrili veštačku radioaktivnost i 1946. kada je prvi put proizveden radionuklid sa primenom u medicini. Rukovanje radioaktivnim supstancama povećava izlaganje medicinskog osoblja i pacijenata jonizujućem zračenju. Količina izlaganja zavisi od vrste radionuklida, njegove aktivnosti, kao i vrste procesa koji se obavlja. Stanovništvo može biti izloženo sekundarnom zračenju koje potiče od ozračenih pacijenata, unutrašnjom kontaminacijom radioaktivnih telesnih tečnosti i putem životne sredine usled vanrednih događaja. Zaštita javnosti od zračenja se postiže upotrebom štitova za izvore zračenja, pravilnim projektovanjem medicinskih postrojenja, ograničenjem pristupa u određenim zonama istog i pravilnim procedurama koje obavlja medicinsko osoblje.

U cilju smanjenja nepotrebnog ozračavanja, veoma je bitno i planiranje izgradnje i dizajn samog postrojenja nuklearne medinine, gde medicinski fizičar ima važnu ulogu. Faktori koje treba uzeti u obzir su sigurnost izvora zračenja, optimizacija zaštite osoblja i stanovništva, smanjenje nekontrolisanog širenja kontaminacije i održavanje niskog nivoa pozadinskog zračenja. Jedna od bitnih stavki je i lokacija samog odeljenja za nuklearnu medicinu koje mora biti pristupačno pacijentima i dovoljno udaljeno od izvora jonizujućih zračenja. Dobro bi bilo da poseduje poseban izlaz, da bi ozračeni pacijenti što manje bili u prisustvu drugih pacijenata ili osoblja. Veoma je važno da se smanji nekontrolisano širenje kontaminacije, što se postiže odvajanjem područja rada (pripreme radiofarmaceutika) i dela za pacijente, kao i smanjenje transporta nezapečaćene robe unutar odeljenja. Prostorije treba da budu klasifikovane prema visini opasnosti od zračenja (nisko, srednje i visoko opasna područja) i prema tome se za svaku posebno projektuje ventilacioni sistem, materijali od kojih se izgrađuju zidovi, podovi i radno okruženje. Potrebno je odvojiti pacijente koji čekaju da dođu na red od onih koji su već završili sa unosom radionuklida. Njihove čekaonice treba da budu odvojene, kao i toaleti. Svi uslovi treba da budu zadovoljeni kako bi profesionalno izložena lica, pacijenti i javnost izbegli nepotrebne negativne posledice zračenja.

1.3 Gama zračenje i interakcija sa materijom

Kao što je već istaknuto, gama zračenje je jonizujuće prirode. Spada u elektromagnetsko zračenje i indirektno ionizuje materiju. Veoma je prodorno, visokih energija (od desetak keV pa do 5MeV) i kratkih talasnih dužina (10^{-8} - 10^{-10} cm). Gama zračenje nastaje kada jezgro iz pobuđenog stanja prelazi u neko niže ili osnovno stanje. Razlika energija tih stanja je jednaka energiji gama kvanta koji se emituje. Jezgro se može pobuditi putem radioaktivnog raspada, nuklearnih reakcija, interakcija sa nanelektrisanim i nenelektrisanim česticama (fotonima). Ako je pobuđeno jezgro produkt nuklearne reakcije, imaće veću energiju pobude nego jezgra stvorena radioaktivnim raspadom. Gama fotoni se kreću brzinom svetlosti i mogu potpuno da nestanu ako u interakciji predaju svu svoju energiju čestici. Ne može im se odrediti domet, smatra se beskonačnim, kao ni gubitak energije po jedinici puta.

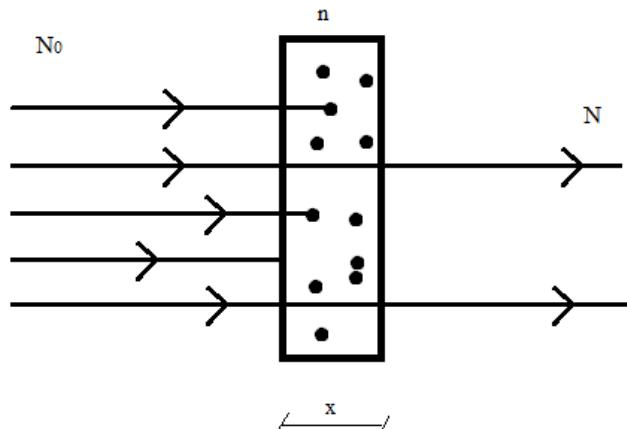
Posmatrajmo uzak snop zračenja koji prolazi kroz neku sredinu. Fotoni koji su interagovali sa atomima sredine će nestati i snop će biti oslabljen. Kao mera verovatnoće da dođe do interakcije definiše se efikasni presek. Proizvod efikasnog preseka σ i broja atoma po jedinici zapremine sredine kroz koju zračenje prolazi n naziva se linearни atenuacioni koeficijent μ .

$$\mu = \sigma \cdot n$$

Zakon koji opisuje atenuaciju zračenja naziva se atenuacioni i izražava se kao:

$$N = N_0 e^{-\mu x},$$

gde je N broj fotona nakon prolaska zračenja kroz material debljine x , a N_0 broj upadnih fotona.



Slika 1 Prikaz atenuacije gama zračenja

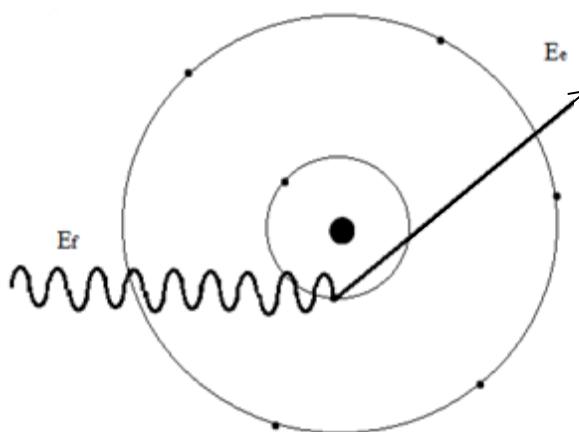
S obzirom na jaku prodornost gama zraka, zaustavljaju se materijalima visokog rednog broja Z (najčešće olovom). Atenuacioni koeficijenti zavisi od vrste materijala i energije zračenja.

Načini interakcije fotona sa materijom su fotoelektrični efekat, Tomsonovo, Rejljevo, Komptonovo rasejanje i stvaranje parova. Kod Tomsonovog i Rejljevog rasejanja ne dolazi do razmene energije, foton samo skreću sa svog pravca i za ove procese je mala verovatnoća da će se odigrati. U oblasti nuklearne medicine, koja koristi energije u opsegu 70-511keV, su od značaja fotoelefekat i Komptonovo rasejanje, dok je za proizvodnju parova potrebna energija veća od 1.022MeV.

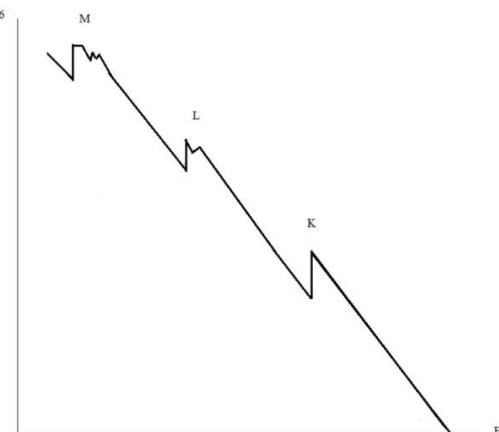
• Fotoelektrični efekat

Fotoelektrični efekat (fotoefekat) predstavlja proces u kome upadni foton interaguje sa elektronom iz unutrašnje ljske, preda mu svoju energiju i biva apsorbovan. Ako je energija fotona veća od vezivne energije elektrona, atom će biti jonizovan, elektron će se osloboditi i imaće kinetičku energiju koja je jednaka energiji fotona umanjenoj za energiju veze elektrona.

$$E_e = E_f - E_v$$



Slika 2 Princip fotoelektričnog efekta



Slika 2 Grafička zavisnost efikasnog preseka u funkciji od energije

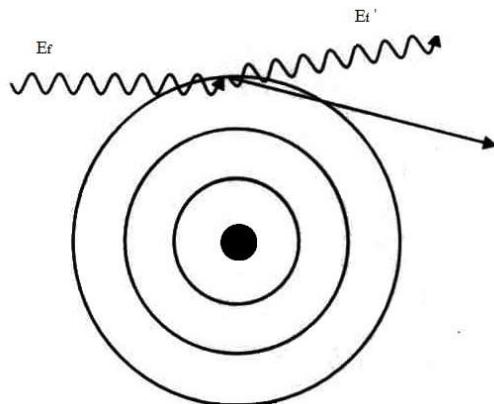
Upraznjeno mesto elektrona popunjava elektron sa višeg nivoa, pri čemu se emituje karakteristično x-zračenje. Efikasni presek za fotoefekat se smanjuje sa porastom energije. Na grafiku zavisnosti $\sigma(E)$ primetni su ostri skokovi na energijama koje su jednake energijama veza orbitalnih elektrona.

Fotoefekat se odigrava samo na vezanim elektronima i što je elektron čvršće vezan, veća je i verovatnoća da se proces odigra. Kada foton poseduje energiju koja je jednaka vezivnoj energiji elektrona, dolazi do fotoelektričnog efekta, pa samim tim i efikasni presek ima najveću vrednost na apsorpcionim ivicama (skokovima). Fotoefekat je dominantan proces kada niskoenergetski fotoni interaguju sa materijalom visokog rednog broja.

• Komptonovo rasejanje

Komptonovo rasejanje je neelastične prirode i dešava se na elektronima iz spoljašnje ljudske. Foton predaje deo svoje energije elektronu, a maksimalna energija se preda pri uglu rasejanja fotona od 180° . Kako se energija upadnog fotona povećava, rasejeni foton energije E_f' i elektron se rasejavaju ka napred. S obzirom da je foton predao elektronu deo svoje energije, talasna dužina fotona nakon rasejanja se povećala. Razlika talasnih dužina fotona pre i posle rasejanja zavisi isključivo od ugla rasejanja θ .

$$\Delta\lambda = \lambda - \lambda_0 = 2 \frac{h}{mc} \sin^2(\theta/2)$$



Slika 3 Princip Komptonovog rasejanja

1.4 Dozimetrijske veličine

Oblast koja se bavi mehanizmima predaje energije zračenja, načinima merenja i izračunavanja doze naziva se dozimetrija. Dozimetrija je bitna disciplina za sve oblasti medicine gde je zračenje našlo primenu, ali i u svim situacijama u kojima dolazi do interakcije ionizujućeg zračenja sa čovekom. Radijaciona dozimetrija upravlja metodama za kvantitativna određivanja deponovane energije ionizujućeg zračenja u materijalnoj sredini. Da bi se opisala kvantitativna mera efekata zračenja, uvode se dozimetrijske veličine sa svojim jedinicama. Verovatnoća da pojedinac doživi određeni štetni efekat kao rezultat izlaganja ionizujućem zračenju, radijacioni rizik, određuje se preko doze, fizičke veličine koja služi kao kvantitativna mera nivoa izlaganja ionizujućem zračenju.

• Ekspoziciona doza

Ionizujuće zračenje prilikom prolaska kroz materiju stvara jone i elektrone, koji mogu da vrše sekundarne jonizacije i tako povećavaju efekte zračenja. Fizička veličina koja opisuje koliko se nanelektrisanja stvori u jedinici mase je ekspoziciona doza - X (doza izlaganja). Opisuje efekte samo X i gama zračenja i njihovo ionizaciono dejstvo u vazduhu. Definiše se kao odnos nanelektrisanja koje zračenje proizvode u određenoj zapremini i mase vazduha te zapremine. Izražava se relacijom:

$$X = \frac{dQ}{dm},$$

gde je dQ – apsolutna vrednost ukupne količine nanelektrisanja svih jona istog znaka u vazduhu, kada su svi elektroni i pozitivni joni oslobođeni fotonima ionizujućeg zračenja u elementu zapremine vazduha mase dm potpuno zaustavljeni u vazduhu.

Jedinica ekspozicione doze je $\frac{C}{kg}$ i označava dozu izlaganja X ili gama zračenja pri kojoj ukupno nanelektrisanje stvorenih jona istog znaka u ozračenom vazduhu mase 1 kg (pri normalnim atmosferskim uslovima) iznosi 1 C pri istoj gustini energetskog fluksa u celoj količini ozračenog vazduha. Ekspoziciona doza se može izražavati i u rendgenima R , a veza između ovih jedinica je predstavljena sledećim izrazom:

$$1 \frac{C}{kg} = 3876R, tj.$$

$$1R = 2.58 \cdot 10^{-4} \frac{C}{kg}.$$

Jačina ekspozicione doze (brzina ekspozicije) predstavlja promenu ekspozicije u jedinici vremena i računa se kao

$$\dot{X} = \frac{dX}{dt} \left[\frac{C}{kg \cdot s} \right],$$

gde je dX - promena ekspozicione doze za vremenski interval ozračivanja dt .

Ako u formulu zamenimo izraz za ekspozicionu dozu, dobijamo izraz preko koga možemo lakše da računamo brzinu ekspozicije, preko jačine struje koja protekne kroz kolo ionizacione komore.

$$\dot{X} = \frac{dQ}{dm dt} = \frac{I}{dm}$$

• Apsorbovana doza

Apsorbovana doza D se definiše kao srednja apsorbovana energija $d\bar{\varepsilon}$ bilo koje vrste ionizujućeg zračenja predata bilo kom materijalu u elementarnoj zapremini mase dm .

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} [Gy]$$

Apsorbovana energija $d\bar{\varepsilon}$ predstavlja razliku ukupne energije svih direktnih i indirektnih ionizujućih čestica koje uđu u zapreminu mase dm i ukupne energije svih čestica koje izadu iz nje, tako da upravo ona količina energije koja ostane u posmatranoj zapremini čini apsorbovanu energiju.

Jačina apsorbovane doze se definiše kao brzina promene apsorbovane doze u jedinici vremena.

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \left[\frac{Gy}{s} \right]$$

Vreme ozračivanja dt je veoma bitan faktor, od koga u velikoj meri zavise biološki efekti zračenja. Poželjno je, u skladu sa ALARA principom, što više smanjivati vreme izloženosti zračenju, tj. obezbediti veću brzinu apsorbovane doze.

Veza između ekspozicije i apsorbovane doze se nalazi preko energetskog ekvivalenta jedinične ekspozicije. Za stvaranje 1C nanelektrisanja u vazduhu potrebno je uložiti 33.85J.

$$1C = 33.85J$$

$$1 \frac{C}{kg} = 33.85 \frac{J}{kg} = 33.85 Gy$$

• Ekvivalentna doza

Apsorbovana doza D nije sama po sebi dovoljna da bi se njom mogla definisati učestalost ili verovatnoća nastajanja štetnih efekata zračenja. Zbog toga se uvodi nova veličina koja opisuje biološko dejstvo različitih vrsta zračenja - ekvivalentna doza H i predstavlja proizvod apsorbovane doze D , faktora kvaliteta Q i svih drugih modifikujućih faktora N .

$$H = D \cdot Q \cdot N [Sv]$$

Faktoru N je pripisana jedinična vrednost $N=1$, a faktor Q zavisi od vrste zračenja. Što je veće Q , veći je i štetni efekat koji zračenje proizvodi. Tako je alfa zračenje opasnije po čoveka nego rendgensko ili gama.

Vrsta zračenja	Q
Gama, X-zračenje, elektroni	1
Termalni neutroni	5
Neutroni, protoni, jednostruko nanelektrisane čestice ($m_0 > 1ajm$)	10
Alfa čestice, teška jezgra	20

Tabela 1 Vrednosti faktora kvaliteta za različite vrste zračenja

Faktor kvaliteta je u direktnoj vezi sa specifičnom ionizacijom (broj parova stvorenih po jedinici puta). Alfa zračenje ima manji domet, i tokom svog puta preda svu svoju energiju sredini kroz koju prolazi. S druge strane, gama zračenje između dve ionizacije, pređe znatno veći put od linearnih dimenzija nekog organskog molekula, pa stvara znatno manji broj parova i zato se opisuje manjom verovatnoćom za izazivanje nekog biološkog oštećenja. Za opisivanje broja stvorenih parova po jedinici puta, uvodi se veličina linearni energetski transfer – LET. Definiše se kao srednja energija koju zračenje ostavi po jedinici dužine puta.

Linearni prenos energije jedne nanelektrisane čestice upravo je srazmeran kvadratu nanelektrisanja, a obrnuto srazmeran njenoj brzini.

• Efektivni ekvivalent doze

Efektivni ekvivalent doze je veličina koja se uvodi da bi se bliže okaraketerisao rizik od zračenja.

$$H_T = \sum_T W_T \cdot H_T,$$

gde je H_T srednja ekvivalentna doza u tkivu i zavisi od vrste tkiva, a W_T je težinski faktor, odnosno faktor rizika za određeno tkivo i predstavlja deo štetnosti stohastičkih učinaka koja se razvija u tkivu u odnosu na celi organizam. Kada je celo telo ozračeno, težinski faktori za sve organe i tkiva se sabiraju i daju jediničnu vrednost $W_T = 1$, tj. 100% Stohastički efekti su zakasneli efekti, koji se ne pojavljuju odmah nakon ozračivanja, a uzrok mogu biti i niske doze zračenja. Kod nestohastičkih (determinističkih) efekata, postoji prag doze ispod kojeg se efekti ne javljaju. Da bi se sprečili nestohastički efekti, a stohastički ograničili na što prihvatljiviji nivo, date su preporuke za težinske faktore.

Tkivo/organ	W_T	Tkivo/organ	W_T
Gonade	0.20	Dojka	0.05
Crvena koštana srž	0.12	Jetra	0.05
Debelo crevo	0.12	Jednjak	0.05
Pluća	0.12	Štitna žlezda	0.05
Želudac	0.12	Koža	0.01
Bešika	0.05	Površina kostiju	0.01

Tabela 2 Vrednosti težinskog faktora za različita tkiva i organe

• Kerma (Kinetic Energy Released per unit Mass)

U Međunarodnom sistemu jedinica SI, ekspozicija je zamenjena veličinom „kerma u vazduhu”. Kerma se definiše kao kinetička energija oslobođena po jedinici mase.

$$K = \frac{dE_k}{dm} [Gy]$$

dE_k predstavlja zbir svih početnih kinetičkih energija ionizujućih čestica oslobođenih sekundarno ionizujućim nanelektrisanim česticama. Kerma ima istu vrednost kao apsorbovana doza u vazduhu i koristi se da se opiše polje zračenja u prisustvu ili odsustvu pacijenta. U oblasti rendgendifagnostike kerma u mekom tkivu je približno jednaka kermi u vazduhu (razlika je manja od 10% i zavisi od energije fotona), tako da se u zaštiti od zračenja mogu izjednačiti.

Jačina kerme predstavlja promenu kerme u jedinici vremena.

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt}$$

• Ekvivalentna doza za organ ili tkivo

Preporukom ICRP 26/1977 uvedna je veličina ekvivalent doze nekog organa ili tkiva H u cilju objašnjenja bioloških efekata nastalih usled ozračivanja ionizujućim zračenjem. U posmatranom organu ili tkivu T, ekvivalentna doza $H_{T,R}$ nastala od zračenja R daje se relacijom

$$H_{T,R} = W_R \cdot D_{T,R}$$

gde je $D_{T,R}$ prosečna vrednost apsorbovane doze zračenja R u organu ili tkivu T, a W_R je radijacioni težinski faktor za vrstu zračenja R. Vrednosti radijacionih težinskih faktora zavise od vrste i kvaliteta spoljašnjeg zračenja ili od vrste i kvaliteta emitovanog zračenja od deponovanih radionuklida unutar organa ili tkiva.

Vrsta i energija zračenja	W_R
Fotoni	1
Elektroni, mioni	1
Neutroni	
$E < 10 \text{ keV}$	5
$E = 10 - 100 \text{ keV}$	10
$E > 100 \text{ keV} \text{ do } 2 \text{ MeV}$	20
$E > 2 - 20 \text{ MeV}$	10
$E > 20 \text{ MeV}$	5
Protoni $E > 2\text{MeV}$	5
Alfa čestice, fragmenti fisije, teška jezgra	20

Tabela 3 Vrednosti radijacionih težinskih faktora za određene vrste zračenja različitih energija

Vrednosti radijacionih težinskih faktora za određenu vrstu zračenja i energiju koje je predložila ICRP treba da predstavljaju relativne biološke efikasnosti (RBE) za dato zračenja u indukovanim stohastičkim efekata zračenja pri niskim dozama. RBE jedne vrste zračenja u poređenju sa drugom prikazuje se obrnutom srazmerom apsorbovanih doza koje proizvode isti stepen definisanog biološkog krajnjeg ishoda. Vrednosti radijacionih težinskih faktora W_R su veoma kompatibilne sa vrednostima faktora kvaliteta Q koje definišu gustinu jonizacije duž traga ionizujuće čestice, a koje su u vezi sa linearnim transferom energije.

• Očekivana ekvivalentna doza

Očekivana ekvivalentna doza $H_{(\tau)}$ se koristi za procenu ozračenosti tkiva ili organa usled prisustva nakupljene aktivnosti jednokratno unetog radionuklida za određeni vremenski interval τ . Radionuklidi se deponuju u toku vremena u tkivima u kojima dolazi do njihove dezintegracije. Zbog toga vreme ozračivanja zavisi ne samo od fizičkih karakteristika radionuklida, već i od njihovih biokinetičkih osobina. U slučaju kada se ne navodi vreme onda se podrazumeva period od 50 godina za odrasle i 70 godina kada su u pitanju deca.

Očekivana ekvivalentna doza se za jednokratno unošenje radionuklida u vremenu t_0 računa kao

$$H_{(\tau)} = \int_{t_0}^{t_0 + \tau} H_T dt.$$

• Očekivana efektivna doza

Očekivana efektivna doza $E_{(\tau)}$ predstavlja zbir proizvoda očekivane ekvivalentne doze $H_{(\tau)}$ za tkivo ili organ, koja potiče od jednokratnog unošenja radionuklida, i odgovarajućih težinskih faktora W_T . Integracijom se dobija očekivana efektivna doza za vremenski period τ .

$$E_{(\tau)} = \sum_T W_T \cdot H_{(\tau)}$$

1.5 Lična dozimetrija

Dozimetar predstavlja instrument kojim se direktno ili indirktno mere kerma, ekspoziciona, apsorbovana i ekvivalentna doza i on sa svojim čitačem čini dozimetrijski sistem. Pri izboru dozimetrijskog sistema moraju biti uzeti u obzir svi zahtevi i uslovi merenja. Poželjne osobine svakog dozimetra su preciznost, tačnost, linearost, zavisnost doza i energijski odgovor. Preciznost određuje reproduktivnost merenja pod sličnim uslovima i može se proceniti na osnovu rezultata iz mnoštva ponovljenih merenja. Visoka preciznost je povezana sa malom standardnom devijacijom. Rezultati ne mogu biti potpuno precizni i tačni, zato se svaki rezultat predstavlja sa greškom.

Lični monitoring obuhvata dozimetriju primenjenu na osoblje izloženo jonizujućem zračenju, kao i proveru efikasnosti kontrole zračenja na pojedinim mestima. Određuje se doza koju primi pojedinac, a dozni ekvivalent je koristan za otkrivanje promena u nivima zračenja na radnim mestima i informacije u slučaju akcidenata.

Ličnu dozimetriju čine tri celine: teorijska osnova, metode i oprema i regulativa. Teorijske osnove omogućavaju razumevanje, primenu i razvoj lične dozimetrije. Apsorbovana energija u materijalu koji je izložen zračenju izražava se jedinicama za energiju. Izuzetak predstavlja slučaj kad je živo biće izloženo zračenju i tada posledice izlaganja nisu srazmerne samo apsorbovanoj energiji, već zavise i od vrste zračenja i načina izlaganja. Metode i oprema daju podatke za procenu izloženosti zračenju. Na osnovu razlike u alatima, lična dozimetrija je podeljena na eksternu i internu.

Veličina koja se koristi za određivanje doznih ekvivalenata tkiva je dubinski lični dozni ekvivalent $H_p(d)$:

- $H_p(10)$ - tkivo na dubini 10 mm,
- $H_p(0.07)$ – tkivo na dubini 0.07mm (koža),
- $H_p(3)$ – tkivo na dubini 3mm (očno sočivo).

Preko ovih vrednosti se određuje efektivna doza. Često se $H_p(10)$ izjednačava sa efektivnom dozom od spoljašnjeg zračenja kada se ne koriste zaštitna sredstva za pokrivanje delova tela. U slučaju njihovih izjednačavanja, mora se uzeti u obzir pozicija dozimetra u toku izlaganja (iznad ili ispod zaštite), korišćenje dva dozimetra (iznad i ispod zaštite), ekvivalent olovu

korišćene zaštite i specijalna pozicija dozimetra (dozimetri za ekstremite). Lični dozimetri se izrađuju tako da su prilagođeni potrebama. Nose se u toku izlaganja zračenju, na definisanoj poziciji u odnosu na telo, tako da ne ometaju rad. Obrada dozimetara je rezultat primene kalibracije na pojedinačni dozimetar prethodno izložen zračenju. Zakonska regulativa postavlja uslove i služi za verifikaciju prakse. Sistem granica doza izgrađuje se na kategorizaciji izlaganja zračenju.

Razlikuju se tri kategorije izlaganja:

1. Profesionalno izlaganje (trudnice i ostali radnici profesionalno izloženi zračenju)
2. Izlaganje stanovništva
3. Medicinsko izlaganje (izlaganje pacijenata u dijagnostičke i terapijske svrhe).

Osnovna preporuka za trudnice profesionalno izložene ionizujućim zračenjima je da ekvivalent doze na površini abdomena od trenutka deklarisanja do kraja trudnoće ne pređe vrednost od 2mSv. Zabranjeno je profesionalno izlaganje lica mlađih od 18 godina, osim u slučaju školovanja za rad sa izvorima zračenja, pri čemu lica mlađa od 16 godina ne mogu biti obučavana. Za medicinsko izlaganje nije moguće definisati granice doza. Određuju se referentni nivoi za sve procedure koji treba da služe kao uputstva za dobru praksu. Izlaganje profesionalno izloženih radnika deli se dalje u dve kategorije: A i B. U kategoriju A spadaju lica koja profesionalno rade u kontrolisanoj zoni i mogu da prime više od 6mSv godišnje, ili ekvivalentne doze veće od 3/10 propisanih granica doza za pojedine organe i tkiva kod profesionalno izloženih lica. Kategorija B ubraja lica koja profesionalno ili povremeno rade u nadgledanoj zoni ili povremeno u kontrolisanoj. Za kategoriju A važe granice date u Tabeli 4, a za kategoriju B primenjuje se 1/3 od ovih vrednosti.

Granice godišnjih efektivnih doza	Profesionalno izložena lica	Stanovništvo
Celo telo	100mSv za 5god	$1\frac{mSv}{god}$
Očno sočivo	20mSv	15mSv
Koža	500mSv	50mSv
Ekstremiteti	500mSv	

Tabela 4 Granice godišnjih doza za profesionalno izložena lica i javnost

Granice efektivne doze predstavljaju sume relevantnih efektivnih doza koje potiču od spoljašnjeg ozračavanja u određenom periodu i očekivanih doza unutrašnjih izvora zračenja u istom periodu. Za odrasle se očekivana doza računa za 50 godina nakon unošenja radionuklida u organizam, a za decu za period dok ne napune 70 godina. Efektivna doza za celo telo za profesionalno izložena lica je 100mSv za 5 god, što znači prosečno 20mSv godišnje, ali u jednoj godini ne sme da pređe 50mSv. Za stanovništvo je ta vrednost mnogo manja, 1mSv. U određenim okolnostima je dopuštena i veća doza od propisane, ali je važno da srednja godišnja doza za 5 godina ne prelazi 1mSv. Granica efektivne doze za očno sočivo je do 2011. iznosila 150mSv za jednu godinu. ICRP je predložio smanjenje granice zbog toga što je procenjeno da je prag za nastanak katarakte 0.5Gy, umesto 5Gy kako se smatralo. Granica je smanjena na 100mSv za 5 godina, tj. na prosečno 20mSv godišnje, s tim da doza ne sme da prelazi 50mSv u jednoj godini. Efektivna doza za kožu i ekstremitete je dovoljno niska da ne izaziva stohastičke efekte.

1.6 Minimalizacija ozračavanja osoblja

Izloženost osoblja se opravdava pogodnostima koje će doneti dijagnostičko ispitivanje ili terapeutski tretman. Činjenica je da se štetni efekti relativno malih doza zračenja ne ispoljavaju odmah, ali to ne znači da se neće ispoljiti kasnije tokom vremena ili u kasnijim generacijama. Zato je bitno da se redovno sprovodi kontrola izloženosti zračenja, kao i da se uvek ima na umu ALARA princip (*As Low As Reasonably Achievable*). Profesionalno izložena lica bi trebala svoje izlaganje da svedu na minimum. Osoblje je u obavezi da tokom celokupnog rada sa radioaktivnim zračenjem nosi lične dozimetre, kako bi se pratio nivo zračenja kojem se izlažu.

Osnovni principi zaštite od zračenja su rastojanje, vreme i apsorber. S obzirom na to da intenzitet zračenja opada sa kvadratom rastojanja, rastojanje između radioaktivnog izvora i stručnog lica treba da bude što veće. Smanjenje intenziteta se može postići sprečavanjem direktnog kontakta sa telom korišćenjem pincete i hvataljki. Preporučljivo je koristiti posebno konstruisane bočice i špriceve koji umanjuju efekat ozračivanja. Vreme izlaganja treba da bude što kraće, pogotovo u fazi pripreme radiofarmaceutika, kada je aktivnost izvora najveća. Zbog toga je bitna stručnost i uvežbanost, da vremensko ograničenje ne ugrozi kvalitet rada. U slučajevima kada nije moguće uticati na rastojanje i vreme izloženosti, koriste se apsorberi, materijali koji apsorbuju zračenje. Obično se koriste olovne kecelje, koje su veoma teške, ali neophodne, jer sprečavaju interakciju zračenja sa organizmom.

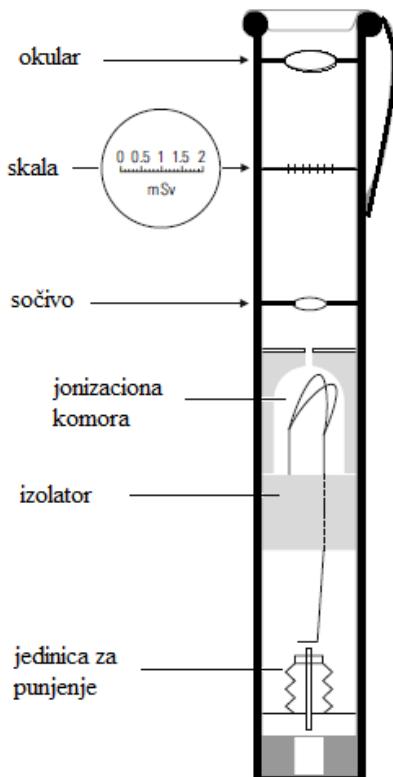
Pacijent koji unese u organizam radioaktivni izotop postoje izvor zračenja. Medicinsko osoblje se izlaže zračenju kada se nalazi pored pacijenata prilikom davanja doze, sprovodenja u čekaonicu ili toalet i u svakom trenutku mora preduzimati sve mere zaštite od zračenja. Kad god je to moguće, potrebno je održavati što veću moguću udaljenost od pacijenta, a ubrizgavanje doza bi trebalo da se odvija što većom brzinom.

1.7 Lični dozimetri

Lične dozimetre moraju da nose sva profesionalno izložena lica, kako bi u svakom trenutku mogao da se prati nivo zračenja kojem su izložena. Postoje dozimetri za telo i ekstremite (ruka, šaka, prsti). Dozimetri za telo se postavljaju u predelu vrata, grudi ili struka, a dozimetri za ekstremite se koriste u situacijama kada su ekstremiteti i koža izloženi velikim dozama zračenja, tj. kada postoji verovatnoća za prekoračenje granice izlaganja za određene ekstremite. Najbolje bi bilo da se koriste i dozimetri u blizini oka, zakačeni na traku koja se stavlja oko glave.

Najčešće se koriste pasivni, termoluminescentni (TLD) i film dozimetri. Samoočitavajući (aktivni) džepni i električni personalni dozimetri su dozimetri sa kojih se direktno očitavaju vrednosti u bilo kom trenutku, zbog toga su oni pogodniji za korišćenje u odnosu na pasivne i na njima se brže i lakše uočava opasnost od povećanih doza.

Samoočitavajući džepni dozimetri imaju oblik olovke i sastoje se od ionizacione komore sa kondenzatorom.



Slika 4 Prikaz džepnog dozimetra u obliku olovke

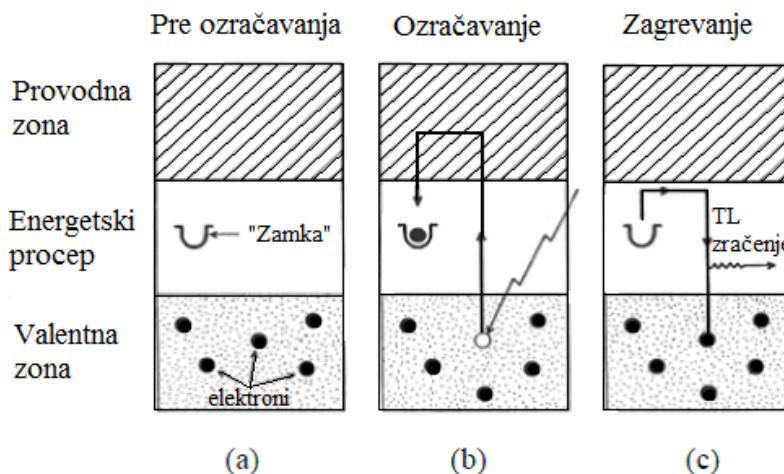
Kondenzator je pre upotrebe napunjen, a pri ozračivanju se prazni i ekspozicija je direktno proporcionalna pražnjenju. Da bi ionizacione komore imale potrebnu osetljivost, moraju biti konačnih dimenzija. Ovaj problem je delimično prevaziđen novim mikrokomorama. Ova vrsta dozimetara se retko koristi, jer dolazi do curenja nanelektrisanja i male je osetljivosti. Elektronski lični dozimetri se zasnivaju na Gajger-Milerovom brojaču ili silicijumskom detektoru. Dostupni su sa opsegom merenja za energiju fotona do 30 keV.

• **Termoluminiscentni dozimetri – TLD**

TLD su malih dimenzija što ih čini pogodnim za merenje doza u području očiju, zglobova ili prstiju. Pokazuje visoku osetljivost, čak pri veoma malim dimenzijama i mogu meriti niske (0.1 mGy) i visoke doze (10 Gy). Kristal je uglavnom smešten u držač, a zaposleni na nuklearnoj medicine u cilju ličnog monitoringa ga mogu nostiti kako na trupu, zglobu ili prstu. Zagrevanjem se brišu sve informacije sa dozimeta, čime je omogućeno njegovo ponovno korišćenje.

Prilikom pobuđivanja, atom može da zadrži deo apsorbovane energije zračenja u metastabilnim stanjima. Posle kratkog vremenskog intervala, atom se vraća u osnovno stanje, emitujući ostatak apsorbovane energije. Kod ovakvih materijala dolazi do pojave luminiscencije. Postoje dve vrste luminiscencije koje se razlikuju po vremenu koje je potrebno da se emitiše zračenje, fluorescencija ($\tau < 10^{-4}$) i fosforoscencija ($\tau > 10^{-4}$). Fosforoscencija može biti pobuđena optički (zračenjem) ili topotom – termoluminisencija (TL).

Većina kristala nemaju savršenu strukturu i sadrže nečistoće. U energetskim procepcima se javljaju metastabilna stanja (Slika 1a). Ispod provodne zone se nalaze stanja koja se ponašaju kao zamke za slobodne elektrone (*electron traps*), a iznad valentne su stanja sa rekombinacionim centrima za šupljine koje sadrže elektrone (*hole traps*).

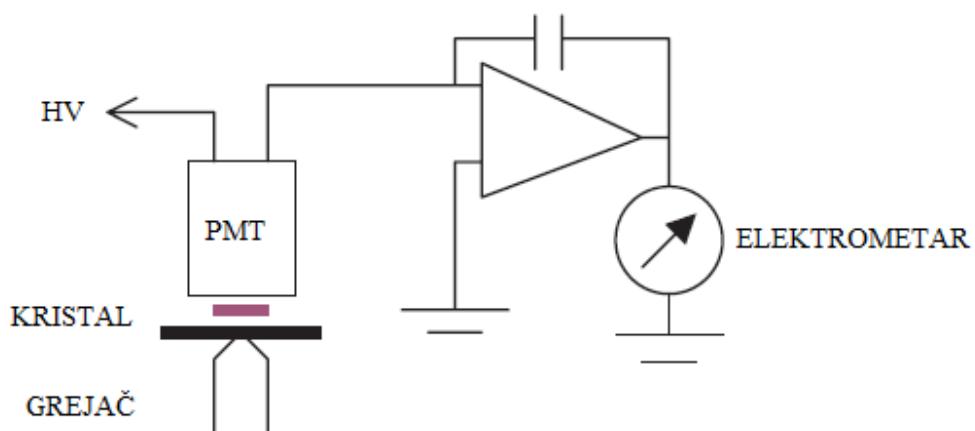


Slika 5 Prikaz valentne, provodne i zabranjene zone pre ozračavanja (a), tokom ozračavanja (b) i prilikom zagrevanja (c)

Prilikom ozračivanja kristala (Slika 1b), sekundarna nanelektrisanja pobuđuju elektrone iz valentne zone, ostavljajući pritom slobodnu šupljinu u valentnoj zoni. Nosioci slobodnih nanelektrisanja svoju rekombinacionu energiju pretvaraju u toplotu ili mogu da budu zarobljeni u metastabilnim stanjima. Zagrevanje kristala (Slika 1c) izaziva oscilacije u kristalnoj rešetki, pri čemu se oslobođa zarobljeni elektron i emituje TL zračenje. Intenzitet svetlosti srazmeran je apsorbovanoj energiji.

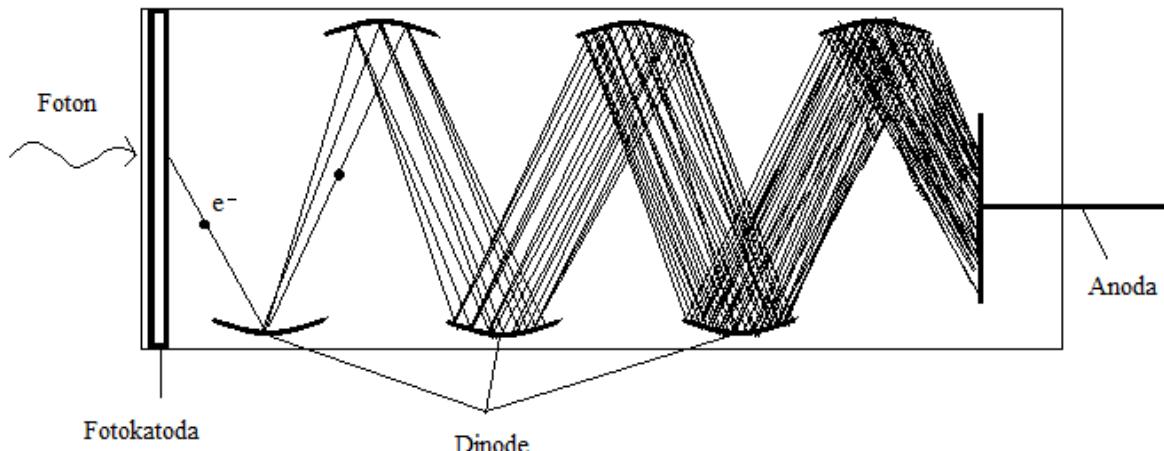
TLD čitač

Dozimetar sa svojim čitačem čini dozimetarski sistem. Prikupljeni signali na dozimetru se očitavaju na TDL čitačima koji se sastoje od udubljenja za postavljanje i grejanje kristala, PMT (fotomultiplikativne cevi), HV (*high voltage*) visoko-naponskog kola za održavanje stabilnosti i elektrometra za snimanje PMT signala kao struje.



Slika 6 Šema TLD čitača

Fotomultiplikatorske cevi su cilindrične elektronske cevi koje služe za detektovanje termoluminiscencije i pretvaraju svetlost u električni signal čiji je intenzitet proporcionalan energiji detektovanog fotona. PMT su vakumirane i sadrže fotokatodu, fokusnu rešetku, 10-20 dinoda i anodu. Jedan kraj cevi je obložen scintilatorom i predstavlja fotokatodu. Svetlost koju scintilator emituje pada na fotokatodu i sa nje se emituju fotoelektroni. Efikasnost u konverziji svetlosti u elektrone je 1-3 fotoelektrona na 10 fotona svetlosti.



Slika 7 Princip konvertovanja fotona u elektrone u fotomultiplikatorskoj cevi

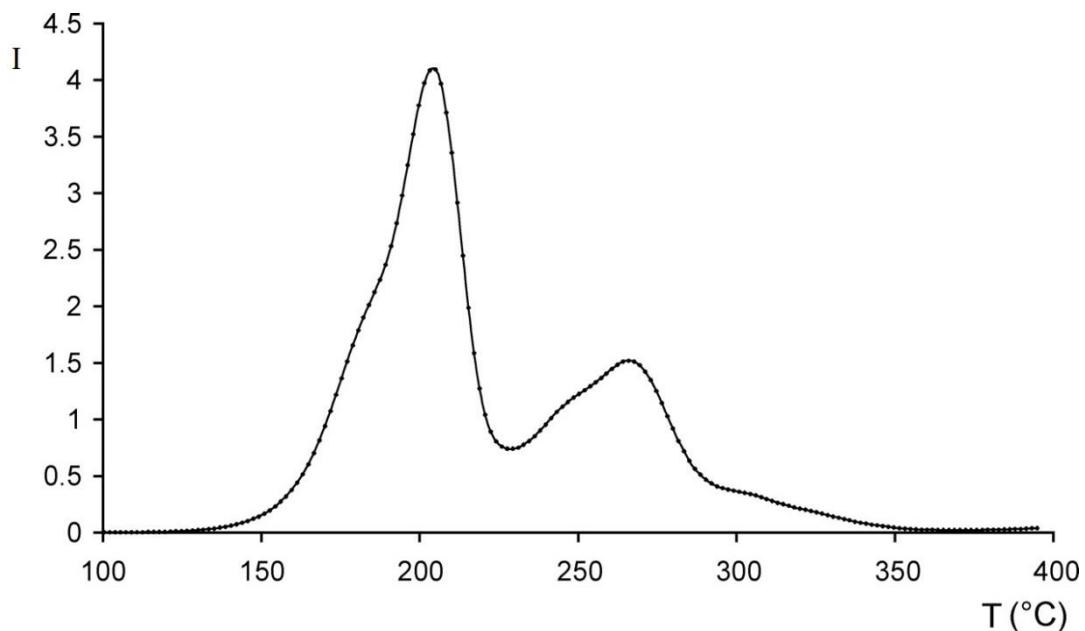
Elektroni su ubrzani i usmereni fokusnom rešetkom ka prvoj dinodi. Dinode su elektrode koje se održavaju na većem naponu nego katoda i emituju sekundarne elektrone. Sa prve dinode se obično izbijaju 3-10 novih elektrona. Faktor multiplikacije elektrona zavisi od energije fotoelektrona, tj. napona između katode i dinode. Svaka sledeća dinoda se nalazi na većem potencijalu, što se postiže naponskim razdelnikom (niz redno vezanih otpornika) i proces umnožavanja se ponavlja. Da bi fotomultiplikatorska cev mogla pravilno da funkcioniše, potreban joj je izvor visokog napona, koji mora biti veoma stabilan, jer se faktor umnožavanja brzo menja sa promenom napona između dinoda. Ukupan broj elektrona se umnožava i do 10^8 puta, pa zato svetlosni signal kojim se osvetjava katoda može da bude veoma slab. Iza poslednje dinode je postavljena anoda, koja je na najvišem potencijalu i prikuplja sve elektrone.

Automatizovani TLD imaju karticu od aluminijuma ili teflona, na koju se postavljaju četiri kristala. Svaka kartica ima jedinstveni identifikacioni broj i faktor konverzije za svaki kristal, tako da može da se utvrdi tip zračenja i njegova energija. S obzirom na to da se ljudsko tkivo i kristal koji se koristi, dosta razlikuju po osobinama i načinu reagovanja na

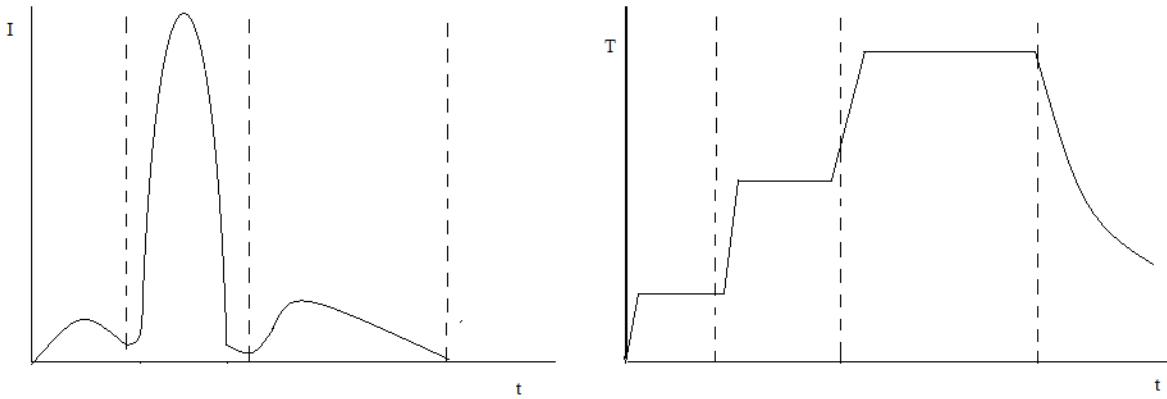
zračenje, ispred kristala se postavljaju filteri (bakar, aluminijum, plastika), tako da kristal postaje ekvivalentan tkivu i možemo da približimo odgovor TLD materijala odgovoru koji bi dalo tkivo i direktno očitamo koliko je neki organ ozračen.

Postoji nekoliko metoda zagrevanja kristala. Jedna od njih je omska metoda, koja za zagrevanje koristi grejač koji je u kontaktu sa kristalom. Ova metoda je najjednostavnija (najlakše se kontroliše zagrevanje) i zato je i najčešće primenjivana u praksi. U metode zagrevanja toplim azotnim gasom (bez direktnog kontakta) spadaju radiofrekventni i optički metod. Radiofrekventni metod (RF) koristi toplotu koja se proizvodi RF strujom, a optičkim metodom se gas zagreva toplotom koju proizvode lampe.

Zavisnost intenziteta svetlosti od temperature prikazujemo grafički pomoću TLD krive svetlosti (*glow curve*). Intenzitet termoluminiscencije je funkcija temperature, a održavanjem konstantnog zagrevanja postižemo da temperatura zavisi od vremena.



Grafik 1 TLD kriva svetlosti $I(T)$



Grafik 2 TLD kriva svetlosti $I(t)$ (levo) i kriva zavisnosti temperature od vremena $T(t)$ (desno)

Pikovi su povezani sa energetskim stanjima metastabilnih nivoa koji su odgovorni sa TL prelaze. Najviši pik dozimetara koji se najčešće koriste se nalazi između 180-260°C. Očigledno su ove temperature dovoljno visoke da na njih ne utiče sobna temperatura, ali su i dovoljno niske da ne dolazi do interferencije sa zračenjem crnog tela sa grejača. Veliki broj TLD čitača je preodređeno za rad na temperaturama do 400°C što odgovara TLD krivi najčešće korišćenih dozimetara. Novije generacije dozimetara imaju povećan temperaturni opseg, čak do 600°C i zbog toga se koriste za merenja na višim temperaturama. Površina ispod krive predstavlja ukupnu energiju emitovane svetlosti, koja pogodnom kalibracijom može da se poveže sa apsorbovanom dozom zračenja. Detektovane doze su u širokom opsegu linearne sa dozama zračenja koje se koriste u radioterapiji. Kako doze rastu, sve više se odstupa od linearnosti, a pri najvećim dozama dolazi do saturacije. TL signal opada s vremenom posle ozračivanja, zbog spontane emisije svetlosti na sobnoj temperaturi. Ovaj proces se naziva *fading*. Za precizna dozimetrijska merenja, veoma je važno da se proces zagrevanja kristala može ponavljati više puta.

Pre upotrebe, neophodno je izbrisati sve preostale signale sa dozimetra. Signali se odstranjuju ciklusima žarenja koji se sastoje od smene toplog i hladnog dejstva. Takođe, potrebno je kalibrirati dozimetre kako bi se ponašali kao relativni dozimetri, primenjujući korekcione faktore kao što su energija, fading i doza nelinearnosti. Postupak očitavanja se svodi na poređenje rezultata sa kalibracionim krivama koje su dobijene izlaganjem TLD različitim dozama.

Prsten dozimetar

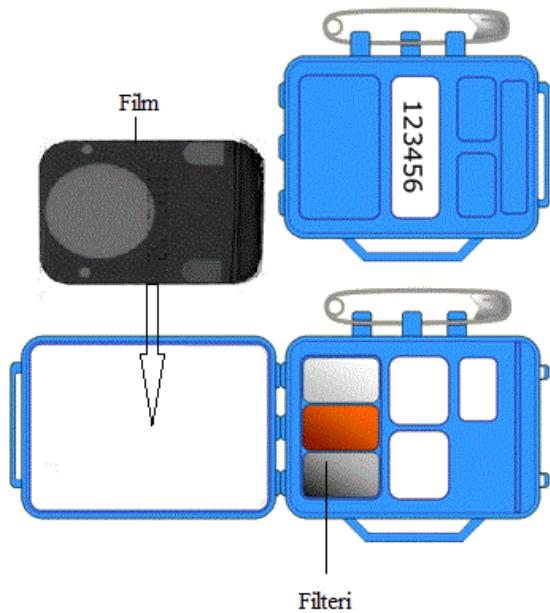
Dozimetar za ekstremite pruža uvid u lični dozni ekvivalent kože $H_p(0.07)$ i postavlja se na onaj deo koji je izložen zračenju i za koji je potreban nadzor. Idealni za detektovanje gama i beta zračenja su prsten dozimetri, koji poseduju litijum-floridni detektor. Najčešće se koristi standardni prsten dozimetar (tip W), dopiran magnezijumom i titanijumom. U specifičnim slučajevima, za merenje niskoenergetskog zračenja, koristi se specijalni prsten (tip X). X-prsten je dopiran magnezijumom i bakrom, koji su prekriveni Milarovom folijom. Energija zračenja se skladišti u kristalu detektora, sve dok se zagrevanjem ne oslobođi u obliku svetlosti, čiji je intenzitet upravo srazmeran apsorbovanom zračenju. Obeležena strana prstena treba da bude okrenuta ka dlanu, gde je najveća izloženost. Može se nositi preko rukavica ili ispod kako bi se zaštitio od kontaminacije. Kada se ne koristi, prsten treba da je odložen na mesto izolovano od toplote i zračenja. Veoma su pogodni za osoblje nuklearne medicine koje učestvuje u otpakivanju i pripremanju radioaktivnih supstanci. Otporni su na vlagu, pa se mogu koristiti i u mokrom okruženju.



Slika 8 Prsten dozimetar

• Film dozimetri

Radiografski film se koristi u ličnoj dozimetriji, kao detektor zračenja, relativni dozimetar ili *display* uređaj. Film se sastoji od tanke plastike koja je ravnomerno prekrivena slojem emulzije (rastvorena zrna AgBr). Zatvoren je i smešten u držač sa filterima. Film se mora dobro zaštитiti, jer na njega negativno deluju promene temperature, vlažnost, kao i drugi spoljašnji faktori. Filteri se koriste da bi se približio odgovor filma na energiju - odgovoru tkiva.

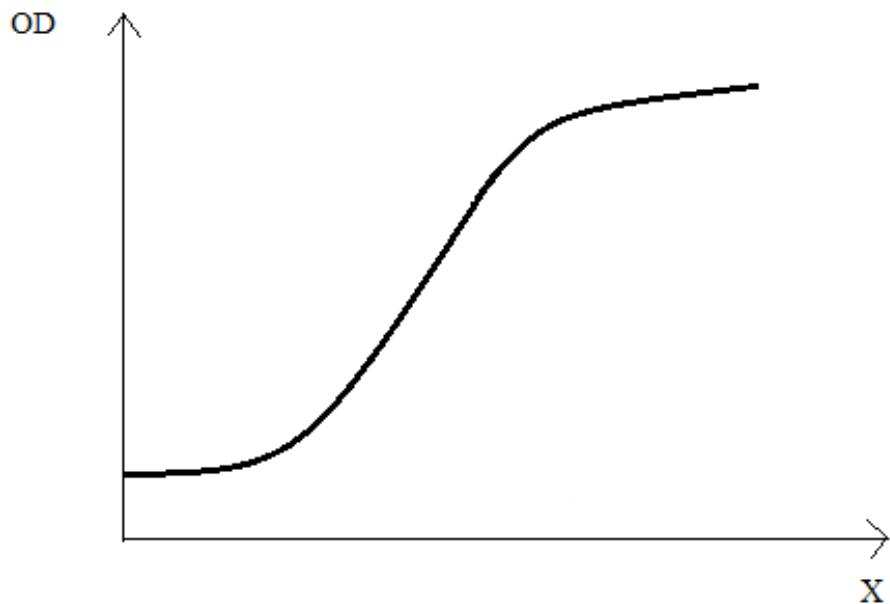


Slika 9 Film dozimetar

Eksponiranjem filma, zračenje ionizuje AgBr granule i stvara se latentna slika koja zatamljivanjem i posebnom obradom postaje vidljiva i trajna. Transmisija svetlosti zavisi od optičke gustine supstance (OD – *Optical Density*) i može se meriti denzitometrima. Na osnovu merenja OD, rezultati se upoređuju sa kalibracionim filmovima, koji su bili izloženi poznatim dozama. Prilikom jednog ozračivanja, dobija se odlična dvoimenzionalna prostorna slika, koja daje informacije o prostornoj raspodeli zračenja.

Neeksponirani film ispoljava pozadinske efekte koji predstavljaju optičku gustinu magle (ODF – *Optical Density Fog*). Ukupnu gustinu dobijamo kada OD umanjimo za iznos ODF. U idealnom slučaju bi veza između ekspozicione doze i OD bila linearna, što nije uvek slučaj. Linearost zavisi od vrste emulzije. Karakteristična (*sensitometric*) kriva predstavlja grafičku zavisnost doze od optičke gustine. Naziva se još i H&D kriva, u čast Hurteru i Drifildu, koji su prvi proučavali ovu vezu. Za svaki film se pre upotrebe mora konstruisati H&D kriva, koja se sastoji od četiri oblasti:

- oblast magle – nulte ili veoma niske doze,
- oblast blagog rasta (*toe*) - nedovoljna ekspozicija,
- oblast linearnosti – merenje pri optimalnim uslovima (srednje doze),
- oblast saturacije (*shoulder*) - zasićenje na veoma visokim dozama (preterana ekspozicija).



Grafik 3 H&D kriva

Odgovor filma na zračenje zavisi od tri veoma bitna parametra: gama, širine i brzine. Nagib linije u linearnom delu krive predstavlja gama filma. Širina definiše opseg doza za koje će važiti linearost. Ekspozicione doze bi trebale da budu takve da cela kriva leži u linearnoj oblasti. Time bi se osigurao isti kontrast za sve optičke gustine. Brzina filma se određuje prema dozi zračenja koja će dati OD za 1.0 veću od ODF.

Merni opseg doze zračenja je ograničen, pa se film koristi za detekciju fotona nižih energija, mada se danas film dozimetri zaista retko koriste.

2. Radionuklidi i radiofarmaceutici

2.1 Radionuklidi

Radionuklid je atom sa nestabilnim jezgrom koje poseduje višak energije. Zbog svoje nestabilnosti, podležu radioaktivnim raspadima, prilikom kojih emituju ionizujuće zračenje. Mogu se naći u prirodi jer imaju dosta dugačak životni vek (npr. K-40) i imaju veliku atomsku masu (npr. uranijum), ali se u medicini primenjuju veštački radionuklidi. Njihova primena je od izuzetne važnosti. Koriste se kao markeri u dijagnostici, u jedinjenjima koja su od biomedicinskog značaja u nuklearno-medicinskim aplikacijama i u terapiji kao izvor zračenja koje uništava obolele ćelije. Broj različitih radionuklida koji se koriste u nuklearnoj medicini je relativno mali, ali se povećava zahvaljujući aktivnim istraživanjima u domenu radiohemije. U kliničkim aplikacijama se koriste radionuklidi malog perioda poluraspada, od nekoliko sekundi do nekoliko dana. Ako je period poluraspada prekratak, neće ostati dovoljno vremena za pripremu radiofarmaceutika i njegovo ubrizgavanje u pacijenta. Specifična aktivnost radionuklida određuje masu jedinjenja koja se ubrizgava, za datu dozu. Pošto se u nuklearnoj medicini koriste vrlo male doze markera koje ne narušavaju funkcionalisanje biološkog sistema koji se posmatra, masa jedinjenja bi trebalo da bude mala, a specifična aktivnost velika. Što je veća specifična aktivnost, tj. veći broj radioaktivnih atoma u uzorku, jači je i signal koji se registruje na uređajima za imidžing. Zato se radionuklidi koji se koriste u nuklearnoj medicini uglavnom dobijaju veštačkim putem. Proizvode se bombardovanjem jezgara stabilnih atoma protonima i neutronima, čime se izazivaju nuklearne reakcije kojima se stabilno jezgro transformiše u radioaktivno.

Za dijagnostičku primenu se koriste gama emiteri sa kraćim, a za terapije alfa i beta emiteri sa dužim periodom poluraspada.

^{99m}Tc je najčešće korišćen radioizotop u radiodijagnostici koja koristi jednofotonsku tomografiju (SPECT). ^{131}I se koristi za proučavanje tiroidnog karkioma u dijagnostici i za dostavljanje koncentrovane radijacione doze u terapijske svrhe. Interesantno je da jod u osnovnom stanju nema osobine koje su od interesa za medicinu. Zbog toga se koriste radiofarmaceutici u kojima je radionuklid povezan u jedinjenje koje ima korisne biomedicinske osobine. U najvećem broju aplikacija, radiofarmaceutik se ubrizgava u pacijenta, a emitovano zračenje se detektuje korišćenjem spoljašnjeg imidžing sistema. Vrsta i energija emitovanog zračenja iz radionuklida određuje raspoloživost korisnih fotona za

imidžing. Za spoljašnju detekciju radionuklida koji je u telu, pogodni su fotoni, ili γ -zraci energija od 50-600 keV. Niskoenergetsko zračenje (<50 keV) u najvećem broju slučaja interaguje sa telesnim tkivom i ne napušta telo. Prisustvo ovako niskih energija povećava radiacionu dozu u pacijentu.

Za radioizotope koji su od medicinskog značaja, uvodi se biološki period poluraspada T_b , koji karakteriše stepen izlučivanja radioaktivne supstance iz organizma. Zavisi od hemijske forme radionuklida i fiziološke funkcije organa od interesa. Kada je prisutan biološki transport, uvodimo efektivni period poluraspada T_{ef} koji je uvek kraći i od fizičkog i efektivnog perioda poluraspada.

$$\frac{1}{T_{ef}} = \frac{1}{T_b} + \frac{1}{T_{1/2}}$$

Radionuklid	$T_{1/2}[h]$	$T_b[h]$	$T_{ef}[h]$
Tc-99m	6	24	4,8
I-131	192	3312	181,5

Tabela 5 Fizički, biološki i efektivni period poluraspada za tehnecijum-99m i jod-131

Efektivno vreme je kraće zbog kombinacije sa farmaceuticima, npr. kod joda se smanjuje zbog njegove ugradnje u tiroksin i trijodtironin koji se otpuštaju u cirkulaciju.

2.2 Radiofarmaceutici

Radiofarmaceutici su radioaktivni elementi ili jedinjenja obeleženi radioizotopima i sastoje se iz dve komponente – radionuklida i farmaceutika. Kao farmaceutici se koriste proteini, neorganska i organska jedinjenja. Radiofarmaceutici se koriste u dijagnostičke i terapijske svrhe. Najveći broj radiofarmaceutika (95%) se primenjuju u dijagnostici, kao obeleživači ili markeri, za ispitivanje protoka krvi u mozgu, rasta kostiju, funkcionisanje pluća, srca, jetre, bubrega... Dijagnostičke informacije se dobijaju na osnovu kretanja farmaceutika, a zahvaljujući radioizotopima oni postaju vidljivi i možemo da ih pratimo i snimamo. Radiofarmaceutik se nakuplja u organu od interesa i emituje zračenje koje se detektuje gama kamerama. U organizam se unose u tragovima, nemaju farmakološko dejstvo i apsorbovana doza koja se primi je niska. Pregled je potpuno bezbolan, pacijent ne oseća nikakve neprijatnosti. Zbog korišćenja radioizotopa dovoljnih energija i kratkog perioda poluraspada, ubrzo nakon unošenja u organizam se raspadaju, a gama zraci napuštaju telo. Najbitnije je da se radiofarmaceutik selektivno nakuplja u ciljnog organu, da daje što više korisnih informacija, sa što manjom dozom zračenja.

Radiofarmaceutik u terapiji deluje kao jedinjenje koje se doprema do mete, gde isporučuje terapijsku dozu kojom se uništava obolelo tkivo.

Radiofarmaceutike možemo podeliti prema nuklearno-medicinskim tehnikama na one koji su obeleženi:

- gama emiterima (SPECT) i
- pozitrinskim emiterima (PET).

Na osnovu agregatnog stanja dele se na:

- prave rastvore (najčešće korišćeni),
- koloide (supstance čije komponente mogu biti u više različitih faznih stanja),
- suspenzije (heterogeni fluid koji sadrži čestice veće od $1\mu\text{m}$),
- kapsule,
- radioaktivne gasove...

Prema načinu na koji se unose u organizam, izvršena je podela na:

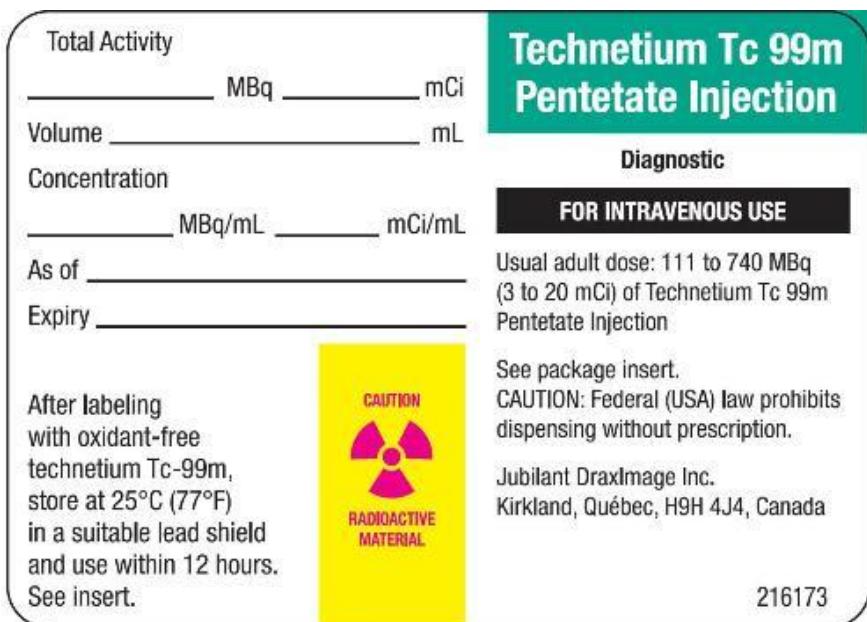
- peroralne (oralna upotreba),

- intravenske (najčešće),
- subkutani (potkožni),
- inhalacioni...

Osobine radiofarmaceutika mogu se podeliti na fizičko-hemijske i biološke. Kontrola kvaliteta obuhvata proveru svih ovih osobina i prema njima se deli na fizičko-hemijska, mikrobiološka i biološka ispitivanja. Pod fizičko-hemijskim osobinama podrazumevaju se izgled, boja, bistrina, mehaničke nečistoće, veličina i broj čestica, pH i izotoničnost, radionuklidna, radiohemiska i hemijska čistoća. Radiofarmaceutik treba da bude bezbojan (postoje izuzeci koje je proizvođač dužan da navede), bistar, ne sme da sadrži bilo kakve mehaničke nečistoće, pH vrednosti 2-9. Idealna pH vrednost bi bila jednaka pH vrednosti krvi 7,4. Biološke osobine su sterilnost, apirogenost, toksičnost i fiziološka raspodela. Farmaceutik mora biti sterilan, apirogen i ne sme da bude toksičan. Biodistribucija radiofarmaceutika je jedna od najbitnijih osobina. Pored nakupljanja u organu od interesa, važno je i nakupljanje u okolnim organima. Da bi se biodistribucija odredila, merenja se izvode na oglednim životinjama (beli pacovi). Biodistribucija zavisi od koncentracije radiofarmaceutika u toj regiji. Vruće tačke ili polja (*hot spots*) su lokalizovana područja pojačanog, a hladne tačke ili polja (*cold spots*) smanjenog nakupljanja radiofarmaceutika u odnosu na normalna. Ove abnormalnosti predstavljaju pokazatelj postojanja bolesti. Brzina nakupljanja ili eliminacija radiofarmaceutika (biokinetika) odražava fiziološke i patološke funkcije.

Idealni radiofarmaceutik mora da bude lako dostupan, da se izotop lako ugrađuje u farmaceutik i da pri tome ne menja karakteristike farmaceutika, bezbedan za upotrebu, kratkog perioda poluraspada, niske radiacione doze, da emituje energije između 50-300keV i da je metabolički stabilan.

Svako pakovanje radiofarmaceutika mora da bude obeleženo posebnim etiketama (kao na Slici 6) na kojima su navedene sve važne informacije. Prvenstveno naziv, način primene, da li je preodređen za dijagnostičku ili terapijsku upotrebu i simbol radioaktivnosti. Potrebno je navesti ukupnu aktivnost (MBq/mCi), zapreminu (ml) i koncentraciju ($\frac{MBq}{ml} / \frac{mCi}{ml}$) za rastvore, rok upotrebe, serijski broj, naziv i koncentraciju konzervansa i zahteve za čuvanje na određenim temperaturama.



Slika 10 Primer etikete radionuklida

Pre početka rada sa radiofarmaceuticima, potrebno je proveriti dokumentaciju i etiketu na pošiljci. Uslovi rukovanja i primene moraju biti po propisanim pravilima i zahtevima. Osoblje je dužno da uvek ima na sebi lični dozimetar kada se nalazi u zoni zračenja.

Za rutinsku pripremu koriste se pribori za obeležavanje (komercijalni kitovi - kompleti). Služe za pripremu injekcionih rastvora u kliničkim laboratorijama na jednostavan način. U penicilinskoj boćici u liofilizovanom stanju se nalaze sve komponente potrebne za reakcije. Obeležavaju se radioizotopima instant tehnikom, dodavanjem rastvora izotopa određene aktivnosti neposredno pre njegove primene. Jedan od načina za obeležavanje je mešanje promenljive količine radioaktivne supstance, u zavisnosti od broja pacijenata i aktivnosti potrebne za svako ispitivanje, sa farmaceutikom iodelu na manje doze, za svakog pacijenta pojedinačno.

Radioizotopi mogu biti kratkoživeći i dugoživeći. Dugoživeći duže ostaju u organizmu i dovode do značajnijeg povećanja doze. U terapiji su poželjniji kratkoživeći, da imaju dovoljno vremena da deluju, ali i da što pre nestanu iz organizma. Ako bismo koristili samo kratkoživeće izotope u dijagnostici, u pojedinim slučajevima njihovo kratko vreme polupaspada ne bi bilo dovoljno da se stvari dobra slika, pa bi bilo potrebno ponovno apliciranje, koje bi dovelo do povećanja ukupne doze koje primi pacijent. Da bi se minimalizovale doze, primenjuju se radioizotopi sa optimalnim periodom poluraspađa koji je dovoljan za odgovarajuću proceduru. U dijagnostici se vodi računa da se pacijent izloži što

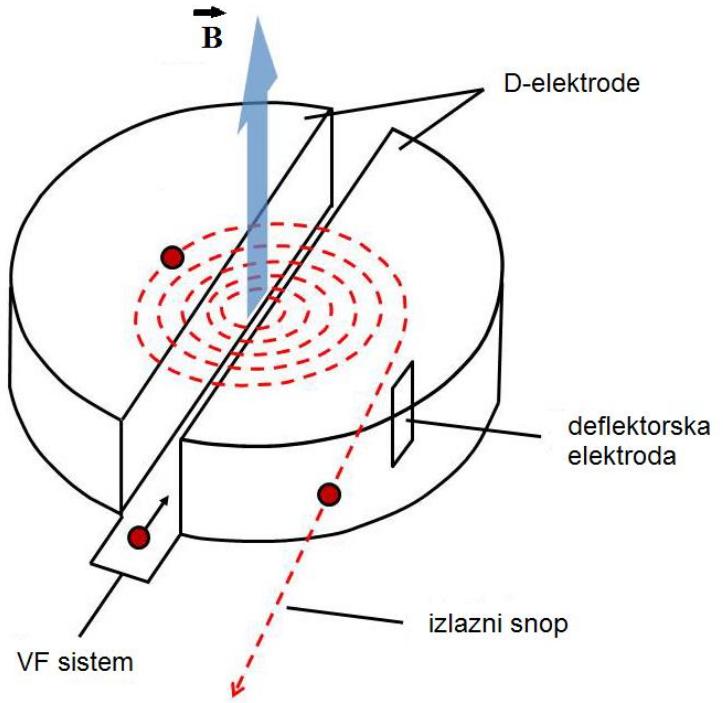
nižoj dozi pri kojoj će se dobiti dovoljno dobra slika, a u terapiji o izboru radiofarmaceutika čije je dejstvo što više moguće lokalizovano u organu od interesa. Za dijagnostičke procedure, neophodno je da specijalista nuklearne medicine u saradnji sa medicinskim fizičarem utvrdi optimalnu aktivnost za određene vrste ispitivanja. Za svaku proceduru, optimalna aktivnost će zavisiti od telesne građe i težine pacijenta, njegovih metaboličkih karakteristika, vrste opreme koja se koristi, vrste i vremena ispitivanja. Postoji prag aktivnosti ispod koga se ne mogu očekivati korisne informacije. Iznad ove aktivnosti, kvalitet dijagnostičkog ispitivanja se povećava sa aktivnošću. U slučajevima kada sa povećanjem aktivnosti ne raste kvalitet dobijenih informacija, već samo apsorbovana doza, prihvativ je i lošiji kvalitet slike. Treba napomenuti da čak i dobronomerno korišćenje aktivnosti ispod optimalnog praga dovodi do lošijeg kvaliteta informacija i može da prouzrokuje ozbiljne dijagnostičke greške.

2.3 Proizvodnja radioizotopa

Svi radioizotopi koji se primenjuju u nuklearnoj medicini se veštački proizvode. Prirodni radionuklidi nisu pogodni za ovu primenu, jer emituju alfa zračenje koje ima mali domet, pa svu energiju gubi u čovekovom organizmu, tj. ima veliku razornu moć tkiva. Radionuklidi se proizvode na različite načine, u ciklotronu, radionuklidnom generatoru ili prilikom nuklearne fisije u reaktoru.

• Ciklotron

Ciklotron je kružni akcelerator koji ubrzava čestice i do 10MeV. Sastoje se od magneta sa magnetnom indukcijom od $B=1-2T$, visokofrekventnog sistema (40MHz) koji obezbeđuje napon sa maksimumom na 40kV, izvor jona u kome ionizacijom nastaju deuterijumi i alfa čestice. Između polova elektromagneta se nalazi jedan par elektroda u obliku šupljeg cilindra presečenog na pola. Elektrode su obliku velikog latiničnog slova D, od čega i potiče njihov naziv *Dees* (D-elektrode). Između njih postoji centralni akceleratorski procep u kome se nalazi izvor jona i stvara se električno polje. Ceo ovaj sistem je zatvoren, obezbeđen je vakuum ($10^{-5} Pa$) da ne bi dolazilo do interakcije čestica sa atomima vazduha. Zbog dejstva homogenog magnetnog polja koje je normalno u odnosu na pravac kretanja, nanelektrisane čestice se kreću po kružnim putanjama. Povećavanjem brzine, povećava im se i poluprečnik njihove putanje.



Slika 11 Princip ciklotronske proizvodnje

Jonski izvor se nalazi u centru između D-elektroda, ali se kod većih mašina može postaviti i spolja. U tom slučaju joni ulaze među elektrode kroz centralni prorez. Zahvaljujući jakom električnom polju, joni se ubrzavaju, a dejstvo Lorencove sile ga primorava da se kreće po kružnoj putanji. Jioni se kroz šuplje elektrode nesmetano kreću, a prolaskom kroz akceleratorski procepc, doživeće potencijalni gradijent. Zato, svaki put kad se jon nađe u procepu, smer polja se promeni, što omogućava kontinualno ubrzavanje. S obzirom na povećanje brzine, povećavaće se i radijusi njegove putanje i jon će opisivati sve veće krugove do momenta kada je spremjan za izbacivanje. Način ekstrakcije jona zavisi od vrste nanelektrisanja. Kod pozitivnih jona se koristi deflektor (elektroda za skretanje), a kod negativnih ugljenične folije. Pomoću nje se skidaju dva elektrona na spoljašnjim orbitama. Ekstrakovani snop jona se može prenositi optičkim sistemom ili direktno udarati o metu. U ciklotronima sa jakim snopom od nekoliko mA, meta se obično postavlja unutar komore. Kod ciklotrona koji su predodređeni za bolnice sa PET uređajima, sa snopom čiji je intenzitet manji od $100\mu\text{A}$, meta se postavlja izvan komore, na spoljašnji sistem. Od vakuma je odvojena metalnim folijama koje apsorbuju toplotu jonskog snopa i štite je od velike razlike pritiska. Da bi se potpuno apsorbovala toplotna energija, koriste se dve folije između kojih je omogućen protok helijuma. Helijum se koristi kao sredstvo za hlađenje i pogodan je jer ne indukuje aktivnost u gasu.

Ciklotronom se dobijaju radioizotopi visokih specifičnih aktivnosti kratkog perioda poluraspada i upravo zbog toga, radiohemija obrada treba da se odvija što brže. Specijalizovani bolnički ciklotroni trebaju bi trebalo da budu što bliže PET uređaju, jer se kratkoživeći radionuklidi moraju brzo primeniti. Snopovima protona i deuterona se izazivaju reakcije u ciklotronu. Jedino se u ciklotronu, pored gama emitera, dobijaju i pozitronski emiteri za PET. Pozitronski emiteri koji se dobijaju u ciklotronu su prikazani u Tabeli 6.

Meta	Reakcija	Radionuklid
^{18}O	(p,n)	^{18}F
^{20}Ne	(d, α)	^{18}F
$^{14}N_2$	(p, α)	^{11}C
^{16}O	(p, α)	^{13}N
$^{15}N_2$	(p,n)	^{15}O

Tabela 6 Pozitronski emiteri

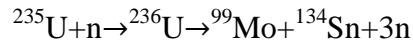
Prednosti proizvodnje ciklotronom u odnosu na reaktore:

- ciklotron može da se pali i gasi bilo kada bez posledica,
- ne stvara se radioaktivni otpad,
- nema opasnosti od akcidenata,
- prilagodljive je tehnologije,
- pristupačnije cene i licenciranja,
- na kraju radnog veka, imaju manje sklonosti da postanu radioaktivni u odnosu na okruženje reaktora.

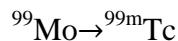
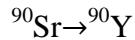
• Nuklearna fisija

U reaktoru se dobijaju beta i gama emiteri, relativno dugih perioda poluraspada. Za izazivanje reakcije koriste se termalni neutroni. Snop čestica interaguje sa metom, dolazi do radioaktivnog raspada i nastaju radioaktivni izotopi atomskih masa A=(85-150), koji se dodatnim postupcima izoluju i prečišćavaju. Glavna nuklearna reakcija koja se odigrava je zahvat termalnog neutrona (n), pri čemu nastaje radionuklid i emituje se jedan foton. Najčešće se kao mete koriste jezgra U-235, ali je moguće i za U-238.

Uranijum-235 se bombarduje termalnim neutronima i kao rezultat reakcije dobijaju se dva fragmenta uranijuma i slobodni neutroni.



Neki radionuklidi koji se primenjuju u medicini (Y-90, Tc-99m) nastaju fisijom, ali ne direktno, već u generatoru.



Jedna od prednosti ove metode je to što reaktor obezbeđuje veliki fluks neutrona koji učestvuju u proizvodnji većeg broja radionuklida, pa se istovremeno mogu ozračivati veće količine uzorka, ali s druge strane, dobija se radionuklid niske specifične aktivnosti, čime mu je ograničena primena. Fisijom se u najvećem broju proizvode Mo-99, I-131 i Xe-133.

Proizvodnja radionuklida se sastoji od sledećih faza:

- izbor nuklearne reakcije,
- izbor konstrukcija i postavljanje mete,
- ozračivanje,
- radiohemijska obrada i
- kontrola kvaliteta.

Nuklearni reaktori su pogodni za sigurnu proizvodnju radioizotopa velike aktivnosti, tj. niske specifične aktivnosti. Poseduju sopstveni napredni sistem zaštite koji se sastoji od više zaštitnih barijera, biološke zaštite, nadzora gasovitih i tečnih otpadnih voda...

Meta	Reakcija	Radionuklid
^6Li	(n,α)	^3H
^{14}N	(n,p)	^{14}C
^{32}S	(n,p)	^{32}P
^{35}Cl	(n,p)	^{35}S

Tabela 7 Čisti beta emiteri

Meta	Reakcija	Radionuklid
Na_2CO_3	(n, γ)	^{24}Na
MoO_3		^{99}Mo
Au		^{198}Au

Tabela 8 Gama emiteri

• Generatori

Najčešće se zasnivaju na principu dugoživećeg pretka i kratkoživećeg potomka, iako mogu da proizvode i dugoživeće potomke. Dugoživeći predak najčešće nastaje u reaktoru, raspada se na nestabilnog potomka, čije se hemijske osobine razlikuju od hemijskih osobina njegovog pretka. Vrši se razdvajanje potomka, sve dok se predak skroz ne raspadne.

Generatori su veoma korisni za proizvodnju kratkoživećih radionuklida. Predak se stavlja u generator, jednostavno se transportuje i do udaljenih mesta. Najbitnije je da budu sterilni i nezapaljivi i da se njima lako rukuje. Postavlja se u bolnicu, na odeljenje za nuklearnu medicinu, da bi se što više smanjili gubici nakon muže. Muža predstavlja postupak dobijanja određenog radionuklida putem njegovog odvajanja od pretka, s kojim je u radioaktivnoj ravnoteži. Prilikom otpakivanja generatora, neophodno je koristiti svu dostupnu zaštitnu opremu. Ako su u pitanju izotopi veoma kratkog vremena poluraspada (5-75s), primenjuju se u jednostavnom hemijskom obliku, generator treba da je postavljen što bliže pacijentu, što ne ostavlja dovoljno vremena za kontrolu kvaliteta. Radioizotopi dužeg perioda poluraspada (više od 10min) zahtevaju hemijsku obradu. Koriste se kompleti sa svim neophodnim hemijskim reaktantima. Jedan od najčešće korišćenih generatora je moli-generator $^{99}Mo/^{99m}Tc$ o kome će biti detaljnije u Glavi III.

2.4 Transport

Iz razloga što Institut u Sremskoj Kamenici ne poseduje svoj ciklotron, radionuklidi treba da se transportuju od mesta proizvodnje, sve do Instituta. S obzirom na to da aktivnost opada po eksponencijalnom zakonu, poručuje se veća aktivnost nego što je potrebna za apliciranje. Potrebno je znati početnu aktivnost A_o i uračunati koliko je vremena t potrebno da se transport obavi.

$$A = A_o e^{-\lambda t}$$

Za prenos radioaktivnih uzoraka koriste se specijalni olovni kontejneri. Potrebna je dokumentacija o tipu radioizotopa, aktivnosti, kategoriji, itd. Pakovanje treba da bude mehanički zaštićeno, sa smanjenim rizikom zapaljivosti i vodenih oštećenja, sa navedenom aktivnošću. Postoje tri različite etikete (kategorije) po kojima se razlikuju paketi:

Kategorija	Ograničenja doza
I Bela	$D \leq 0,005 \frac{mSv}{h}$
II Žuta	$0,005 < D \leq 0,5 \frac{mSv}{h}$
III Žuta	$0,5 < D \leq 2 \frac{mSv}{h}$

Tabela 9 Kategorije paketa

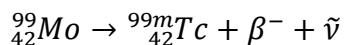
Transport radionuklida se odvija u prostorijama medicinske institucije i izvan i sprovodi se po IAEA propisima za bezbedan prevoz radioaktivnih materijala. Ovi propisi obuhvataju pravila o samom transportu, obliku i etiketiranju pakovanja. Unutar medicinskog postrojenja, pod transportom se podrazumeva raspodela izvora zračenja iz skladišta do prostorije u kojoj će biti korišćen. Projektovanjem prostorija treba omogućiti da se ovakav transport što brže i lakše sprovede.

3. Tehnecijum-99m i jod-131

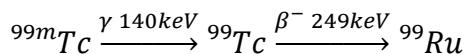
3.1 Tehnecijum-99m

Tehnecijum-99m je radioaktivni izotop tehnecijuma. Oznaka *m* označava metastabilno stanje, što znači da je jezgro eksitovano. Emitujući čisto gama zračenje prelazi u stabilno stanje. Emitovanje samo gama fotona je poželjan mod za medicinski imidžing, jer bi druge čestice deponovale više energije u telu pacijenta, nego u kameri. Zbog svojih osobina, odličan je marker za lociranje ćelija kancera koji se koristi za scintigrafiju skeleta, srca, mozga, pluća, jetre... Energija gama zračenja je 140.5keV, idealno za detektovanje gama kamerom. Omogućava dobijanje slike sa minimalnim radijativnim oštećenjima pacijenta. Vreme poluraspada je 6h, što je dovoljno dugo da se pripremi i obavi dijagnostička procedura, ali i dovoljno kratko da bi radioaktivno dejstvo zračenja što pre prestalo. Ovakvo kratko vreme poluživota pokazuje da je ^{99m}Tc veštački radionuklid. Za 24h se raspadne 93,7% ^{99m}Tc , što svodi ukupnu izloženost pacijenta zračenju na nizak nivo.

^{99m}Tc se dobija od veštačkog izotopa Mo-99, nusprodukta nuklearne fisije. Vreme poluraspada molibdena je 66h. Radioktivni raspad je praćen emisijom beta čestice i antineutrina. Beta zračenje koje nastaje se lako apsorbuje, što smanjuje rizik od incidenata. Zahvaljujući relativno velikom vremenu poluraspada, Mo-99 je moguće transportovati pre potpunog raspada.

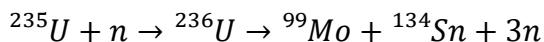


Nakon gama emisije ili unutrašnje konverzije, ^{99m}Tc prelazi u osnovno stanje ^{99}Tc sa vremenom poluraspada od 211000 god. Dalje će, emisijom beta čestica preći u stabilan rutenijum (Ru-99). Poželjno svojstvo radionuklida je upravo to da potomci budu slabe radioktivnosti.



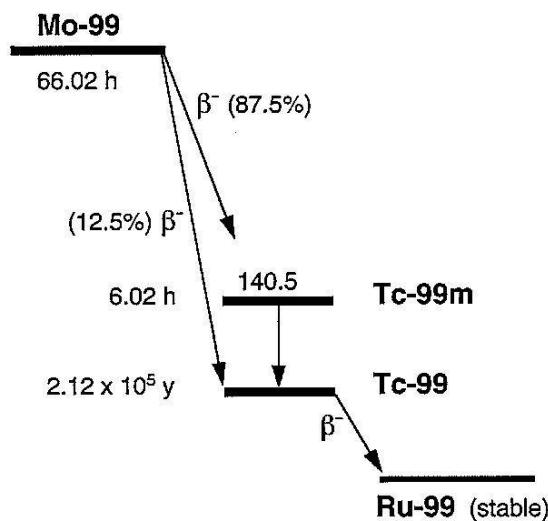
• Proizvodnja Tc-99m

Mo-99 je proizveden u nuklearnim reaktorima sa uranijumskom metom (U-235). Uranijum je ozračen fluksom termalnih neutrona. Kao fisioni produkti se dobijaju različiti elementi (od kojih je jedan Mo-99) i snop slobodnih neutrona.



Molibden dobijamo rastvaranjem produkata u azotoj kiselini ili alkalnim rastvorima. Dalje se prečišćava specijalnim metodama i šalje u generator ^{99m}Tc koji mora biti brzo isporučen do bolnica. Dobijeni radionuklid se dodaje neradioaktivnim farmaceuticima i spreman je za dijagnostička ispitivanja. Tragovi drugih izotopa molibdена treba da se svedu na minimum, da bi što manje narušavali čistoću ^{99m}Tc i kvalitet slike.

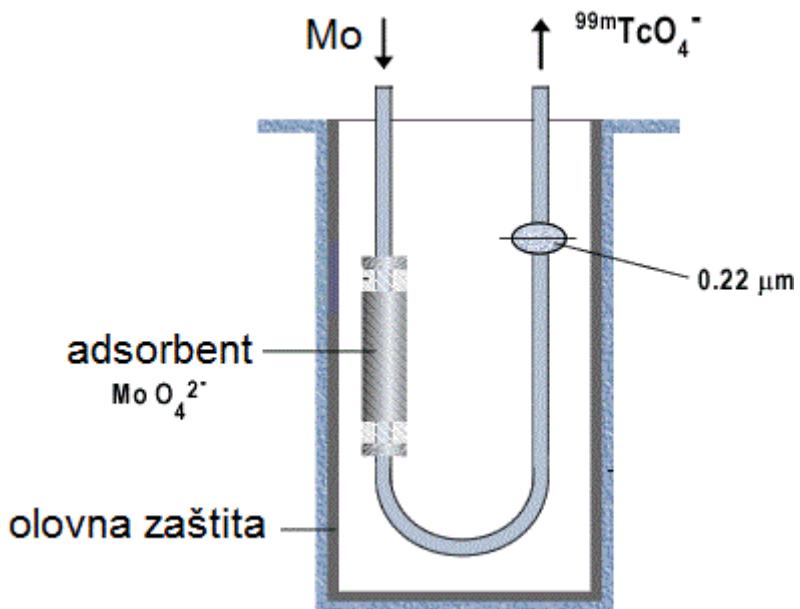
Molibden-99 sa periodom poluraspada $T_{\frac{1}{2}}(^{99}\text{Mo})=66h$ podleže β^- raspadu, od čega 87% prelazi u ^{99m}Tc sa periodom poluraspada $T_{\frac{1}{2}}(^{99m}\text{Tc})=6h$, a ostali deo prelazi u ^{99}Tc . ^{99m}Tc emisijom gama fotona energije 140.5keV prelazi u osnovno stanje ^{99}Tc .



Slika 12 Šema raspada molibdена-99

• Generator $^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$

Generator $^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$ proizvodi najčešće korišćen radioizotop u radiodijagnostici, $^{99\text{m}}\text{Tc}$. Poluživot molibdena je odgovarajući za potreban transport, a poluživot $^{99\text{m}}\text{Tc}$ je dovoljan za potrebna dijagnostička ispitivanja. Molibden se u generatoru nalazi u obliku vodenog rastvora koji se adsorbuje¹ se na koloni alumine Al_2O_3 . Pri raspadu Mo-99, formira se $^{99\text{m}}\text{TcO}_4^-$, koji se zbog svog ionizovanog stanja slabije vezuje za aluminu. Dosipa se rastvor natrijumovih soli kroz kolonu i eluira rastvoreni $^{99\text{m}}\text{TcO}_4^-$.



Slika 13 $^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$ generator

• Priprema

Otpakivanje generatora, muža i priprema radionuklida se obavlja u radiohemijskoj (vrućoj) laboratoriji. Pre početka, potrebno je detaljno pregledati da li su bočice oštećene na bilo koji način, što bi sprečavalo njihovu upotrebu. Tokom rada treba obavezno da se koriste zaštitne rukavice, kecelja i ostala zaštitna oprema. Muža generatora se odvija iza zaštitnih cigli. Postupak separacije $^{99\text{m}}\text{Tc}$ se može odvijati na više načina prema različitim metodama (hromatografija, sublimacija, ekstrakcija...). Najčešće se vrši kolonska hromatografija. Koristeći zaštitni špric, $^{99\text{m}}\text{Tc}$ se ubrizgava u bočicu koje je postavljena u zaštitni deo. Formira

¹ Adsorpcija predstavlja difuzioni proces u kome se iz tečnosti ili gasova izdvaja korisna komponenta (adsorber) i vezuje za površinu adsorbensa.

se rastvor ukupne aktivnosti, u zavisnosti od unapred poznatog broja pacijenata, koji se deli na pojedinačne doze. Sledeći korak predstavlja mučkanje rastvora.

• **Primena jedinjenja tehnecijuma u dijagnostici**

Period poluraspada od 6h je dovoljno dug period i za neke složenije hemijske pripreme. Imajući u vidu sve povoljne osobine tehnecijuma, razvijene su mnogobrojne vrste aplikacija jedinjenja ^{99m}Tc u nuklearnoj medicini.

^{99m}Tc -fosfati i difosfati se koriste u imidžingu kostiju, radi dijagnostifikovanja metastaza kostiju koje potiču od tumora prostate ili dojke. U ovu svrhu se koriste MDP (metilen-difosfat), HMDP, DPD i HEDP. U kostima se nalaze minerali bogati kalcijumom i fosfatima. Ćelije kostiju privlače fosfatna jedinjenja, a u regiji metastaze dolazi do nagomilavanja, tj. povećanja koncentracije fosfata u odnosu na zdrava područja. MDP se iz tog razloga i koncentriše u predelu metastaze i kao radiomarker čini metastaze vidljivim za gama kamere.

^{99m}Tc -sestamibi i ^{99m}Tc -tetrofosmin se koriste za merenje miokardijalnog toka krvi tokom stresnog testa i odmora. Dobijene dijagnoze upućuju na miokardijalne infarkte i oboljenja koronarne arterije.

Za funkcionalni imidžing mozga se obično koristi ^{99m}Tc -HMPAO (extametazim). Molekuli se raspoređuju u oblasti pojačanog toka krvi u mozgu i na osnovu raspodele jedinjenja se regionalno procenjuje metabolizam mozga, u cilju otkrivanja demencija.

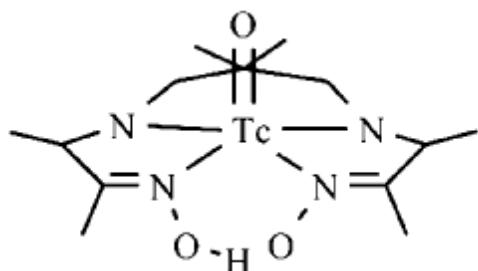
Tehnecijum u kombinaciji sa jedinjenjima kalaja, ima mogućnost vezivanja za crvena krvna zrnca.

Za scintigrafiјu slezine se koristi tehnecijum-S i tehnecijum-Sn koloid. Istovremeno se prikazuje i jetra što nekad može biti nepoželjno, jer se ne vide akcesorne slezine.

- **Kompleksi tehnecijuma-99m kao modeli za radiofarmaceutike**

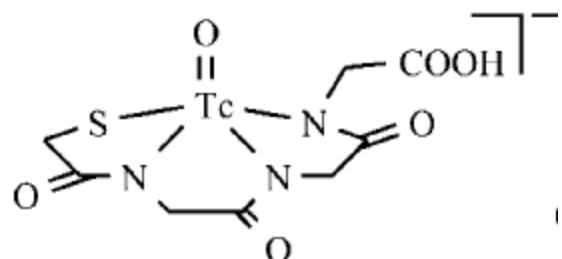
S obzirom na to da Tc(VII) uglavnom ne gradi komplekse, potrebna je redukcija do nižih valentnih stanja. Tako imamo sledeće komplekse:

- KOMPLEKSI Tc(VI) - jedinjenja sa kiseonikom, sumporom i nitrido-kompleksi
- KOMPLEKSI Tc(V)
 - sa polihidroksi kiselinama (glukonska, glukoheptonska kiselina)
 - sa aminooksidskim ligandima (propilenaminooksim, HMPAO)



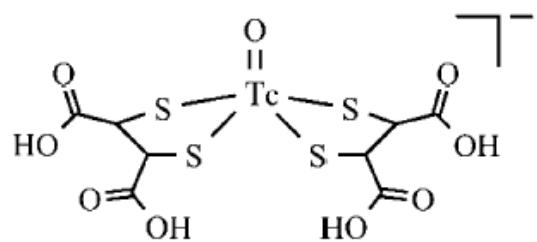
Slika 14 Jedinjenje Tc-HMPAO

- sa merkaproacetil-triglicinom (MAG3)



Slika 15 Jedinjenje Tc-MAG3

- sa dimerkaprocilibarnom kiselinom (DMS, DMSA)

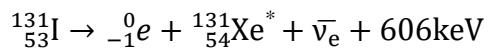


Slika 16 Jedinjenje Tc-DMSA

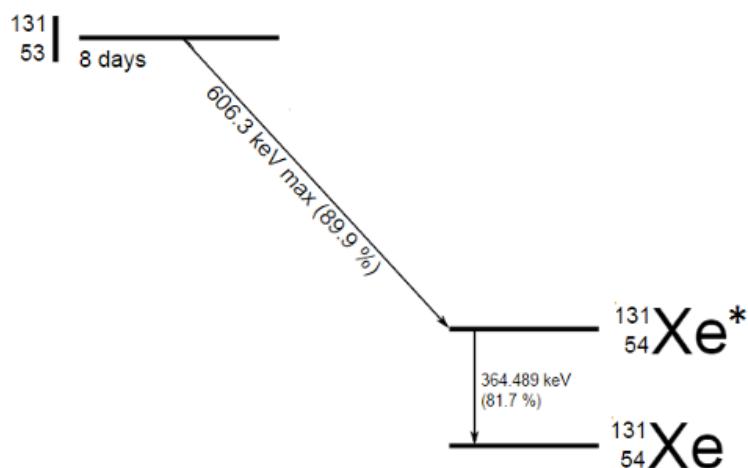
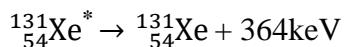
- KOMPLEKSI Tc(IV) - tiolski, fosfonatni kompleksi
- KOMPLEKSI Tc(III) - sa derivatima iminodisirćetne kiseline (IDA)
- KOMPLEKSI Tc(II)
- KOMPLEKSI Tc(I)

3.2 Jod-131

^{131}I je kratkoživeći beta i gama emiter visoke energije, perioda poluraspada 8 dana. Emisuje beta čestice maksimalne energije 606keV i prelazi u metastabilno stanje Xe-131 sa periodom poluraspada od 47ps.

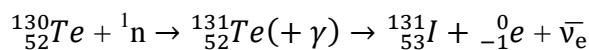


Elektroni imaju domet 0.6-2mm i mogu da dosegnu do krvnih sudova i oštete limfocite, dok fotoni imaju veći domet i napuštaju organizam. Dovodeći ksenon u stabilno stanje, emisuje se gama zračenje od 80-723keV, a najčešće (82%) 364keV.



Slika 17 Šema raspada joda-131

Primenjuje se i u terapiji i dijagnostici, s tim da u dijagnostici većinsko beta zračenje oštećuje okolna tkiva i ne doprinosi kvalitetu slike. Primena u dijagnostici se opravdava niskom cenom ^{131}I . Proizvodi se relativno lako, u nuklearnom reaktoru, bombardovanjem mete telura neutronima.



^{131}I je radionuklid koji se najčešće primenjuje u terapijske svrhe. Verovatnoća za proizvodnju mase A=131 je 2.9%. Jod je jedini radioizotop sa masom 131 koji ima period poluraspada veći od 1h. Zato će se svi ostali izotopi brzo raspasti u stanje ^{131}I .

• Primena I-131

Jod 131 je veoma specifičan radionuklid, jedan je od najčešće korišćenih u nuklearnoj medicini. U dijagnostičke svrhe se koristi za testiranje funkcija štitne žlezde. Doza se daje peroralno ili intravenski. Pacijent se snima gama kamerom o kojoj će biti više reči u narednoj Glavi.

S obzirom da jod pored gama zračenja emisuje i beta čestice, dolazi do značajne destrukcije tkiva štitnjače. Beta zračenje zbog relativno kratkog dometa, uništava ćelije tireoidnog folikula. Zbog toga je radioaktivni jod koristan za lečenje benignih oboljenja (Grejvsova bolest, toksična ili netoksična nodularna gušavost, autonomno funkcionalni toksični ili netoksični čvorovi). Grejvsova bolest ili hipertireoidizam predstavlja prekomerno lučenje tireoidnih hormona. Posle terapije jodom javlja se hipotireoidizam, ali se jednostavno leči tiroksinom.

¹³¹I se najčešće primenjuje u lečenju raka štitne žlezde. Selektivno se nakuplja u štitnoj žlezdi, gde se raspada i elektroni, kao produkti reakcije, uništavaju kancerogene ćelije. Organizam ne razlikuje stabilni i radioaktivni jod, jer su im hemijske osobine iste. Aplicira se u obliku kapsule ili rastvora, cirkuliše krvotokom i nakuplja se u ćelijama štitne žlezde. Male doze se daju ambulantno, dok je u slučaju većih doza neophodna bolnička izolacija pacijenta. Jod se koristi u obliku natrijum-jodida (NaI) ili radiofarmaceutika MIBG (meta-jdobenzilguanin).

4. Detektorski sistem

4.1 Gama kamera

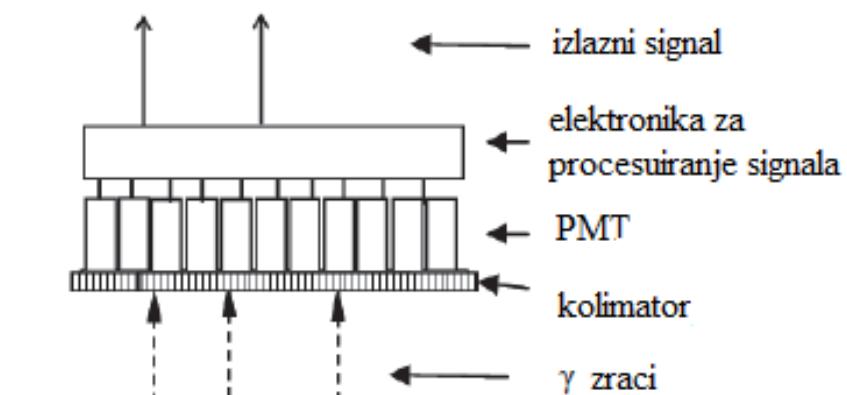
U imidžingu nuklearne medicine, za detekciju gama fotona, koriste se gama kamere. Scintigrafska instrumentacija se sastoji od scintilacionog kristala za pretvaranje gama zračenja u vidljivu svetlost, senzora za registrovanje svetlosti, elektronike i jedinica za obradu slike. Scintilacioni detektori se zasnivaju na principu pretvaranja energije zračenja u vidljivu svetlost. Osnovne karakteristike dobrog detektora su:

- efikasnost (sposobnost detektora da registruje što veći broj događaja),
- osetljivost (sposobnost detektora da registruje male intenzitete),
- energetska rezolucija (sposobnost detektora da razlikuje dve slične energije),
- vremenska rezolucija (vreme potrebno da detektor bude u mogućnosti da prihvati sledeću česticu),
- efikasna zapremina (zapremina u kojoj se proizvodi signal).

Scintilatori emituju svetlost nakon što se energija gama zračenja deponuje u kristalu. Karakteristike scintilacionih materijala su talasna dužina, intenzitet i vremenska distribucija zračenja. Dele se na organske i neorganske. Kamere koje se koriste u nuklearnoj medicini uglavnom koriste neorganske scintilatore, zbog njihove visoke efikasnosti detekcije. Scintilatori koji su pogodni za nuklearnu medicinu bi trebalo da imaju veliku gustinu i visok redni broj. Kristal NaI(Tl) predstavlja najčešći izbor za detekciju pojedinačnih fotona (*single photon detection*) energije 70-360keV, zbog niske cene i odgovarajućeg perioda poluraspada. Loša strana ovog kristala je njegova higroskopnost, osetljivi su na vlagu, pa moraju da budu hermetički zatvoreni. Fotomultiplikatorske cevi (PMT) su svetlosni senzori. Fotoosetljive katode pretvaraju fotone u elektrone, koji se umnožavaju sistemom dinoda i očitavaju kao izlazni signal čija je amplituda proporcionalna intenzitetu svetlosti koju pada na katodu. Ako je izlazni signal slabog intenziteta, šalje se na pojačavač, pa na računar, pomoću koga se dobija dijagnostička slika.

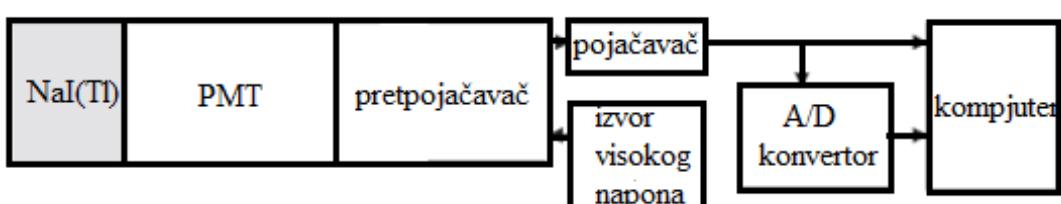
Gama kamere (Anger) se koriste za 2D metod scintigrafije, detektuju gama zrake koji imaju dovoljne energije da napuste organizam bez preterane atenuacije. Ovom metodom se dobija dvodimenziona projekcija trodimenzionalne raspodele radioaktivnosti u organizmu, a

kolinacijom snopa se postiže odgovarajuća rezolucija. Za to su potrebni fotoni dovoljno visoke energije, inače kolimitor postaje manje efikasan ili previše širok, smanjuje rezoluciju i efikasnost detekcije. Gama kamera sadrži kristal natrijum-jodida dopiranog talijumom - NaI(Tl) veličine $50\text{cm} \times 40\text{cm} \times 9.8\text{mm}$, koji je povezan sa velikim brojem fotomultiplikatorskih cevi, koji transformišu i pojačavaju signale u obliku električnog impulsa, da bi mogao jednostavnije da se obrađuje. Efikasnost kristala je 90% za fotone energije 140keV (što je slučaj za ^{99m}Tc). Kamera detektuje gama zrake emitovane od strane radioobeleživača u organizmu. Fotomultiplikatorska cev najbliže mestu interakcije zračenja i kristala detektuje najveći intenzitet svetlosti. Jedan od najbitnijih delova ovog uređaja je kolimitor, koji se postavlja ispred kristala, i pomoću koga se određuje pravac zračenja koje ulazi u detektorski sistem. Obično je od olova, tj. materijala velikog rednog broja Z, koji ima sposobnost apsorpcije, usmerava snop zračenja propuštajući ga kroz usku pukotinu, a ostatak apsorbuje. Zračenje iz tela se ravnomerno prostire u svim pravcima, koristeći kolimitor, detektor koristi samo zrake od interesa.



• Slika 18 Detektor (gama kamera)

Energetska rezolucija gama kamere je određena karakteristikama celog sistema. Dobru rezoluciju imaju kristali sa visokim izlaznim signalom (svetlost). Bolji kontrast slike se postiže selekcijom energija. Ako je energetska rezolucija manja od 10%, omogućeno je korišćenje uskog prozora, sa manjim gubicima nerasejanog zračenja.



Slika 19 Šema detektorskog sistema scintilacionog detektor

4.2 SPECT skeniranje

Imidžing nuklearne medicine se zasniva na detekciji zračenja koje potiče iz organizma pacijenta. SPECT predstavlja metodu detektovanja gama fotona iz organizma. Pojedinačni fotoni se iz različitih uglova detektuju gama kamerom, preko koje se dobija raspodela zračenja, tj. mesta sa kojih se zračenje emitovalo. Gama kamera rotira 360° oko pacijenta, prikuplja informacije potrebne za rekonstrukciju. Anomalije u ponašanju određenih organa mogu biti tumačene kao mesta gde je snižena (hladne tačke) ili povećana (vruće tačke) koncentracija radionuklida. Serije ovakvih skeniranja se realizuju u određenom vremenskom periodu i prati se ponašanje radionuklida u organizmu. Ovakva dijagnostička metoda se koristi za snimanja mozga, štitne žlezde, skeleta, bubrega, pluća, krvi, jetre... Najčešće korišćen radioizotop u dijagnostici je ^{99m}Tc , koji je u zavisnosti od procedure, vezan za farmaceutike koji ga transportuju do željene lokacije. Na primer, ako se ^{99m}Tc vezuje za exametazim (HMPAO), dobija se radiofarmaceutik koji uspeva da prođe kroz krvne sudove mozga. Ova kombinacija se koristi i za obeležavanje belih krvnih zrnaca. Za potrebe snimanja bubrega (MAG3 skeniranje), ^{99m}Tc se vezuje za mercaptoacetyl-triglycine (MAG3). Kratko vreme poluraspada ^{99m}Tc omogućava da se za kratko vreme skupe potrebne informacije skeniranjem. Relativno niska energija gama zračenja (140keV) čini ove procedure manje štetnim, jer je smanjena jonizacija u poređenju sa ostalim radionuklidima.

5. Eksperimentalni deo

5.1 Merenja jačine ambijentalnog ekvivalentna doze

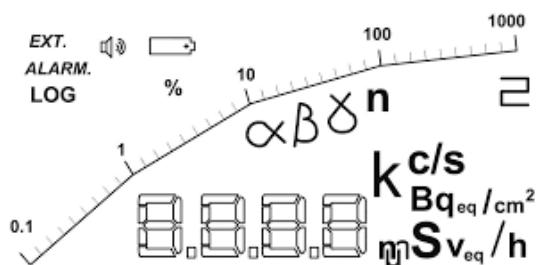
Sva merenja su izvršena 7.3.2016, na Institutu za onkologiju Vojvodine u Zavodu za nuklearnu medicinu. Jačine ambijentalnog ekvivalentna doze su merene pomoću instrumenta CANBERRA RADIAGEM 2000. Ovaj uređaj je lagan (300g), prenosiv (15cm×8.5cm×4.5cm) i jednostavan za rukovanje.



Slika 20 CANBERRA Radiagem 2000

Zasniva se na principu Gajger-Milerovog brojača, kod koga se lavinsko pražnjenje odvija u celoj zapremini detektora. Za početak pražnjenja dovoljan je jedan elektron, koji se ubrzava jakim naponom i ionizuje atome radnog gasa u brojaču. Sekundarni elektroni se ubrzavaju do energije koje su dovoljne da i oni sami nastave ionizaciju. Izlazni signal koji se dobija ne zavisi mnogo od samog napona, kao ni od vrste detektovanih čestica. Upravo zato se Gajger-Milerovi detektori koriste isključivo kao brojači.

Na LCD ekrani je prikazana logaritamska skala. Integraljenjem vrednosti u određenom intervalu, dobija se vrednost koja se direktno očitava na ekranu.



Slika 21 Izgled ekrana dozimetra

Sonda je potpuno integrisana u podsistem, registruje merene vrednosti koje se prikazuju na ekranu. Ključne komponente strujnog kola (visoki napon, pojačavač, diskriminator...), kao i kontrolne i kalibracione komponente su unutar kućišta samog instrumenta. Kalibracija se može izvesti pomoću same sonde i računara, pomoću softvera za kalibraciju (bez povezivanja kablova). Merni opseg brzina doza se kreće od $0.01\mu\text{Sv}/\text{h}$ - $100\text{mSv}/\text{h}$, ali je odobren opseg $0.3\mu\text{Sv}/\text{h}$ - $100\text{mSv}/\text{h}$ od strane IEC², a opseg energija je 40keV - 1.5MeV .

Sva merenja su izvršena sa Kombinovanom mernom nesigurnošću instrumenta 20% na nivou poverenja 95% ($k=2$). Merene su jačine ambijentalnog ekvivalenta doze, a računate efektivne godišnje doze. Efektivna doza se izračunava za vremenski period tokom koga je osobljeno nuklearne medicine izloženo zračenju.

$$E = H \cdot \omega_T \cdot t$$

$E [\text{Sv}]$ - efektivna doza za jednu godinu,

$H [\text{Sv}/\text{h}]$ - ekvivalentna doza,

$t = 261 * 1\text{h}$ – period izloženosti zračenju (261 radni dan, srednje vreme tokom jednog dana je 1h),

W_T - težinski faktor tkiva/organa.

Težinski faktori za pojedina tkiva su prikazani su u Tabeli 2. U ovim merenjima se koristio težinski faktor za ozračivanje celog tela $W_T = 1$ i ruku, tj. kože ($W_T = 0.01$).

• **Priprema radiofarmaceutika**

Merenje jačine ambijentalnog ekvivalenta doze u radiohemijskoj laboratoriji

Celokupna priprema radionuklida se sprovodi na način koji će kontaminaciju svesti na minimum. Kada pristupe odgovarajućem radionuklidu, zaposleni treba da pregledaju njegove karakteristike označene na ambalaži. Vreme provedeno u radu sa radioaktivnim materijalom treba da bude što kraće, neophodna je upotreba zaštitne opreme i što je veća moguća

² International Electrotechnical Commission

udaljenost od izvora radijacije. Konstantno praćenje doze zračenja koju prima osoblje i uopšte kontrola doze u radnim prostorijama predstavljaju bitne stavke u radu sa rizičnim supstancama.

Prilikom pripreme farmaceutika neophodno je pridržavati se sledećih pravila:

- zabranjeno je jesti, piti, konzumirati cigarete ili nanositi kozmetiku,
- kompletna priprema se obavlja iza zaštite (olovni zid ili olovno staklo),
- rukavice za jednokratnu upotrebu i mantili se nose sve vreme,
- rukavice se menjaju u redovnim intervalima,
- zaštitne naočare se koriste tokom rada sa opasnim supstancama,
- lični dozimetri se nose sve vreme tokom rada sa radioaktivnim materijalima ili u prostorijama u kojim se oni nalaze,
- pakovanja i kontejneri se moraju nadgledati pri otvaranju,
- prijem svih radioaktivnih materijala mora biti upisan u registar,
- radioaktivne supstance treba držati u hermetički zatvorenim bočicama u zaštitnim kontejnerima,
- ako se mala količina radioaktivne supstance izlije, treba očistiti što pre,
- ako dođe do većeg izlivanja, potrebno je evakuisati celu oblast,
- ne smeju se dirati kontaktna sočiva i
- ne sme se pipetirati usnama.

U okviru nuklearnomedicinske laboratorije postoji vruća zona, u kojoj se rukuje sa otvorenim izvorima najveće aktivnosti. U njima postoje skladišta radionuklida, radiohemski digestor, sanitarni propusnik i monitor zračenja. Sve prostorije koje koriste zaštitu za bezbednije rukovanje sa radioizotopima pripadaju kompleksu kontrolisane zone. To su prostorije za niske aktivnosti, apliciranje radiofarmaceutika, prostorije za snimanja, čekaonice... Ako se pripremaju radiofarmaceutici za terapijske svrhe, u okviru laboratorija mora postojati terapijski blok. Zbog fizičke prirode radionuklida koji se koriste, aktivnosti i većih doza koje su potrebne za terapiju, veća je mogućnost, da se prilikom pripreme, medicinsko osoblje više ozrači, nego prilikom pripreme uzorka za dijagnostiku. Nivo radijacije u terapijskoj nuklearnoj medicini predstavlja mnogo veću opasnost i po pacijente, jer dolazi do bioloških efekata zračenja. Zbog toga se pripreme obavljaju u kontrolisanim oblastima, gde je ulaz dozvoljen samo određenom osoblju. Pažljivo treba razmotriti zaštitu i mere bezbednosti kako bi se izbegla unutrašnja kontaminacija.

Laboratorijske za pripremu treba da budu dobro opremljene i zaštićene. Radni prostor treba da bude uredan i pripremljen, bez nepotrebnih stvari, sa postavljenim apsorberima za odlaganje igli, špriceva, štitova, hvataljki, rukavica... U laboratorijama su neophodni monitori zračenja koji kontinualno mere zračenje. Mogu biti prenosivi ili instalirani na određenom mestu. Laboratorijske moraju imati dobar ventilacioni sistem zbog mogućnosti isparavanja radioaktivnog materijala, s tim da laboratorijske za pripremu terapijskih radioizotopa moraju ispunjavati dodatne zahteve u odnosu na one za pripremu dijagnostičkih uzoraka.

Posle rada sa svim radioaktivnim materijalima slede procedure dekontaminacije radnih površina, pribora, prostorija i propisano odlaganje radioaktivnog otpada. Odeća se odlaže u posebne kontejnere, a rukavice se bacaju na predviđena mesta. Radioaktivni otpad ne sme da ostaje u random prostoru, već da se što pre prenese u odvojenu prostoriju. Pre izlaska iz laboratorijske, potrebno je proveriti čistoću ruku na monitoru zračenja.

Količina radioaktivnih supstanci za pripremanje setova zavisi od broja pacijenata u jednom danu. U cilju pripremanja tačno određene aktivnosti, rastvori se razblažuju. Proračuni aktivnosti i doze moraju biti pažljivo izračunati i provereni. Na dan merenja (7.3.2016), ukupna aktivnost ^{99m}Tc je iznosila 20 GBq, aktivnost terapijskih doza ^{131}I od 1.85 GBq i 3.7 GBq, a dijagnostičkih doza ^{131}I od 0.37MBq i 124MBq. U Tabeli 10 su prikazane izmerene brzine ekvivalentne doze H i izračunate (procjenjenje) vrednosti efektivnih doza E.

Procedura	H	E
Direktan kontakt sa kontejnerima		
➤ ^{99m}Tc	500 $\mu\text{Sv/h}$	130.5mSv
➤ ^{131}I	7 mSv/h	1.8Sv
1 m od kontejnera	382 $\mu\text{Sv/h}$	99.7mSv
Ulaganje u prostoriju	5.8 $\mu\text{Sv/h}$	1.5mSv
Otpakivanje kontejnera sa ^{99m}Tc	583 $\mu\text{Sv/h}$	152mSv

Mo-Th generator			
➤ početak muže	1.3 mSv/h	339mSv	
➤ završena muža	425 μ Sv/h	111mSv	
➤ na rastojanju 1 m od generatora	5.9 μ Sv/h	1.5mSv	
Izvlačenje ^{99m}Tc			
➤ iznad olovnog stakla	42 μ Sv/h	10.9mSv	
➤ ruke	3.8 mSv/h	9.9mSv	
Dosecalibrator ^{99m}Tc	2.3 mSv/h	600mSv	
Otpakivanje kontejnera sa ^{131}I – ruke	3.8 mSv/h	9.9mSv	
Priprema terapijske doze od 3.7 GBq ^{131}I (otvaranje, bušenje kanala, zatvaranje) iza olovnog stakla	358 μ Sv/h	93.4mSv	
Prenošenje kontejnera sa 3.7 GBq ^{131}I do lifta	58 μ Sv/h	15.1mSv	
Priprema terapijske doze od 1.85 GBq ^{131}I (otvaranje, bušenje kanala, zatvaranje) iza olovnog stakla	152 μ Sv/h	39.7mSv	
Prenošenje kontejnera sa 1.85 GBq ^{131}I do lifta	22 μ Sv/h	5.7mSv	

Tabela 10 Procedure koje se izvode prilikom pripreme doza sa vrednostima brzine ekvivalentne doze i procenjenom efektivnom dozom

• Scintigrafija kostiju

Idealan radionuklid za scintigrafska snimanja je ^{99m}Tc . Zbog svoje energije (140keV) je najpogodniji za snimanja gama kamerom. Jedna od najčešćih procedura u nuklearnoj medicine je scintigrafija kostiju, ili čak celog skeleta. Jednostavna je i ne zahteva nikakvu prethodnu pripremu pacijenata, osim prazne bešike. Radiofarmaceutik (^{99m}Tc -medronska kiselina) se doprema do osteoblasti (ćelije koje stvaraju i grade koštano tkivo). Da bi se dobilo stabilno jedinjenje, potrebno je sniziti koncentraciju agenata SnCl_2 , koji održavaju ^{99m}Tc u niskovalentnom stanju za vezivanje. Snimanje se vrši gama kamerom, 20min nakon aplikacije.

Nakon snimanja, pacijentu se savetuje da piće dosta tečnosti da bi se doza zračenja u mokraćnoj bešici i u celom organizmu smanjila. Scintigrafijom mogu da se ispitaju skeletne nepravilnosti, artritis, osteoporoze, sekundarni tumori (karcinom dojke, prostate, štitne žlezde), itd.

Merenje jačine ambijentalnog ekvivalentna doze u prostoriji za iniciranje ^{99m}Tc

Doza po pacijentu iznosi 0.55-0.74 GBq ^{99m}Tc , a fon u prostoriji za iniciranje je $0.12\mu\text{Sv}/\text{h}$.

Procedura	H	E
Uvlačenje u špriceve		
➤ iznad olovnog stakla	16.9 $\mu\text{Sv}/\text{h}$	4.4mSv
➤ ruke	2.5-4.8 mSv/h	6.5-12.5mSv
Iniciranje	1.3 mSv/h	340mSv
Otpad	265 $\mu\text{Sv}/\text{h}$	69.2mSv
Prostorija	30.2 $\mu\text{Sv}/\text{h}$	7.9mSv
Ulaz u prostoriju	8.3 $\mu\text{Sv}/\text{h}$	2.17mSv
Hodnik naspram prostorije za iniciranje	15.0 $\mu\text{Sv}/\text{h}$	3.9mSv

Tabela 11 Izmerene vrednosti brzine ekvivalentne doze u prostoriji za iniciranje i procenjene efektivne doze

Merenje jačine ambijentalnog ekvivalentna doze u prostoriji za pacijente

Mesto merenja	H	E
1 pacijent		
➤ pored pacijenta	98 $\mu\text{Sv}/\text{h}$	25.6mSv
➤ na ulazu u prostoriju	2.18 $\mu\text{Sv}/\text{h}$	570 μSv

2 pacijenta	➤ pored pacijenta	112 $\mu\text{Sv}/\text{h}$	29.2mSv
	➤ na ulazu u prostoriju	5.8 $\mu\text{Sv}/\text{h}$	1.5mSv
3 pacijenta	➤ pored pacijenta	135 $\mu\text{Sv}/\text{h}$	35.2mSv
	➤ na ulazu u prostoriju	6.5 $\mu\text{Sv}/\text{h}$	1.7mSv
4 pacijenta	➤ pored pacijenta	149 $\mu\text{Sv}/\text{h}$	38.9mSv
	➤ na ulazu u prostoriju	15.3 $\mu\text{Sv}/\text{h}$	4mSv

Tabela 12 Izmerene vrednosti brzine ekvivalentne doze u prostoriji za iniciranje i procenjene efektivne doze

Merenje jačine ambijentalnog ekvivalentna doze u hodniku između prostorije za iniciranje i prostorije za pacijente

Mesto merenja	H	E
Hodnik - naspram vrata za vreme iniciranja	4.3 – 8.9 $\mu\text{Sv}/\text{h}$	1.1-2.3mSv

Tabela 13 Izmerene vrednosti brzine ekvivalentne doze u hodniku između prostorije za iniciranje i prostorije za pacijente i procenjene efektivne doze

Merenje jačine ambijentalnog ekvivalentna doze u hodniku koji vodi ka gama kamerama

Mesto merenja	H	E
Hodnik - naspram prostorije za iniciranje	0.4 $\mu\text{Sv}/\text{h}$	104 μSv

Tabela 14 Izmerene vrednosti brzine ekvivalentne doze u hodniku ka gama kamerama i procenjene efektivne doze

Snimanje gama kamerom

Doza po pacijentu iznosi 0.55 GBq ^{99m}Tc

Mesto merenja	H	E
Prostorija sa gama kamerom 1 – pored pacijenta	6.7 $\mu\text{Sv/h}$	1.7mSv
Prostorija sa gama kamerom 1 – iza olovnog paravana	0.26 $\mu\text{Sv/h}$	68 μSv
Prostorija sa gama kamerom 2 – pored pacijenta	7.3 $\mu\text{Sv/h}$	1.9mSv
Prostorija sa gama kamerom 2 – iza olovnog paravana	0.30 $\mu\text{Sv/h}$	78 μSv
Komandna soba		
➤ ulazna vrata – kamera 1	0.36 $\mu\text{Sv/h}$	94 μSv
➤ ulazna vrata – kamera 2	0.41 $\mu\text{Sv/h}$	107 μSv
➤ konzola	0.11 $\mu\text{Sv/h}$	29 μSv
Čekaonica - naspram prostorija sa gama kamerom 1	0.15 $\mu\text{Sv/h}$	39 μSv
- naspram prostorija sa gama kamerom 2	0.12 $\mu\text{Sv/h}$	31 μSv

Tabela 15 Izmerene vrednosti brzine ekvivalentne doze prilikom snimanja i procenjene efektivne doze

• Scintigrafija štitnjače

Scintigrafijom štitne žlezde se dobija informacija o raspodeli vezivanja radiofarmaceutika unutar štitnjače, sliku anatomske položaja i funkcije same žlezde i njenih čvorova. Kao radionuklid, može se koristiti ^{99m}Tc u tečnom stanju ili I-131 u kapsuli. Prednost imaju čisti gama emiteri, pa se zato češće upotrebljava tehnecijum. Funkcija se utvrđuje proverom kako čvorovi nakupljaju radiofarmaceutik, smanjeno ili pojačano. U hladnim tačkama se radiofarmaceutik ne nakuplja, a u vrućim je nakupljanje pojačano što ukazuje na adenome štitne žlezde (benigni tumor).

Iniciranje

Ukupna aktivnost ^{99m}Tc koja se koristi u scintigrafiji štitnjače 0.74 GBq. Za ovu procedure je dnevno predviđeno 10 pacijenata. Doza ^{99m}Tc po pacijentu je 0.074 GBq.

Procedura	H	E
Izvlačenje pojedinačnih doza – ruke, direktni kontakt	525 $\mu\text{Sv}/\text{h}$	1.4mSv
Iniciranje – ruke tehničara	86.3 $\mu\text{Sv}/\text{h}$	225 μSv
Iznad olovnog stakla	8.3 $\mu\text{Sv}/\text{h}$	2.17mSv
Pacijent	177 $\mu\text{Sv}/\text{h}$	46mSv

Tabela 16 Izmerene vrednosti brzine ekvivalentne doze prilikom iniciranja i procenjene efektivne doze

Snimanje gama kamerom

Snimanje gama kamerom se obavlja 20min nakon aplikacije.

Mesto merenja	H	E
Pored pacijenta	6.7 $\mu\text{Sv}/\text{h}$	1.7mSv
Pored gama kamere (za vreme snimanja)	0.26 $\mu\text{Sv}/\text{h}$	68 μSv
Prostorija sa gama kamerom, sredina prostorije	0.8 $\mu\text{Sv}/\text{h}$	209 μSv
Prostorija sa gama kamerom, komandni sto	0.5 $\mu\text{Sv}/\text{h}$	130mSv
Komandna soba		
➤ ulazna vrata	0.35 $\mu\text{Sv}/\text{h}$	91 μSv
➤ konzola	0.12 $\mu\text{Sv}/\text{h}$	31 μSv
Čekaonica - 1 pacijent	1.7 $\mu\text{Sv}/\text{h}$	443 μSv

Tabela 17 Izmerene vrednosti brzine ekvivalentne doze prilikom snimanja gama kamerom i procenjene efektivne doze

• Terapija jodom

Za terapiju jodom-131 se koristi terapijska doza od 3.7 GBq.

Procedure i mesto merenja	H	E
Vađenje kontejnera iz lifta	25.6 $\mu\text{Sv}/\text{h}$	6.7mSv
Priprema doze – lekar ruke	285 $\mu\text{Sv}/\text{h}$	744 μSv
Na vratima susedne prostorije za vreme ispijanja kapsula	12.3 $\mu\text{Sv}/\text{h}$	3.2mSv
Na vratima bolesničke sobe	3.8 $\mu\text{Sv}/\text{h}$	992 μSv
3.8 m od pacijenta, otvorena vrata od bolesničke sobe	21 $\mu\text{Sv}/\text{h}$	5.5mSv
Prostorija za pripremu	0.30 $\mu\text{Sv}/\text{h}$	78 μSv

Tabela 18 Procedure koje se izvode prilikom terapije jodom sa vrednostima brzine ekvivalentne doze i procjenjenom efektivnom dozom

• Scintigrafija dojke

Ukupna doza 364 MBq $^{99\text{m}}\text{Tc}$, pojedinačne doze 0.148 GBq po pacijentu.

Radiohemijska laboratorija

Mesto merenja	H	E
Vodeno kupatilo		
➤ iza olovnih zaštitnih cigala	13.9 $\mu\text{Sv}/\text{h}$	3.6mSv
➤ na olovnom staklu	3.6 $\mu\text{Sv}/\text{h}$	940 μSv
➤ ruke (direktan kontakt)	1.5 mSv/h	3.9mSv

Novo vodeno kupatilo u olovnoj zaštiti	7.5 $\mu\text{Sv/h}$	1.9mSv
	46 $\mu\text{Sv/h}$	12mSv
	3.1 $\mu\text{Sv/h}$	809 μSv
Izvlačenje u špriceve		
➤ ruke	1.3 mSv/h	3.4mSv
➤ na olovnom staklu	42 $\mu\text{Sv/h}$	10.9mSv
Prostorija	0.7 $\mu\text{Sv/h}$	183 μSv
Prenošenje do prostorije za iniciranje - ruke	7 $\mu\text{Sv/h}$	18.3 μSv

Tabela 19 Izmerene vrednosti brzine ekvivalentne doze u radiohemijskoj laboratoriji i procenjene efektivne doze

Iniciranje

Procedura	H	E
Dve pojedinačne doze – direktni kontakt	280 $\mu\text{Sv/h}$	73mSv
Aplikacija – ruke lekara	32 $\mu\text{Sv/h}$	83 μSv
Pacijent	7.8 $\mu\text{Sv/h}$	2.03mSv

Tabela 20 Izmerene vrednosti brzine ekvivalentne doze prilikom iniciranja i procenjene efektivne doze

• Radiojodna fiksacija (dijagnostika I-131)

Broj ambulantnih pacijenata dnevno do 4. Prvog dana se piye doza od 0.37 MBq ^{131}I , a drugog doza od 124 MBq ^{131}I .

Mesto merenja	H	E
Pored doze za fiksaciju	4.3 $\mu\text{Sv}/\text{h}$	1.123mSv
Pored pacijent za vreme pijenja radiofarmaceutika	0.45 $\mu\text{Sv}/\text{h}$	117 μSv
Mesto tehničara	0.12 $\mu\text{Sv}/\text{h}$	31 μSv

Tabela 21 Izmerene i procenjene vrednosti doza prilikom radiojodne fiksacije prvog dana

	H	E
Kapsule od 124 MBq ^{131}I – prenošenje	152 $\mu\text{Sv}/\text{h}$	39.7mSv
Priprema doza, direktni kontakt - ruke	87 mSv/h	227mSv
Iza olovne zaštite	0.4 $\mu\text{Sv}/\text{h}$	104 μSv
Dosecalibrator – ruke	30 $\mu\text{Sv}/\text{h}$	78 μSv
Pojedinačna doza u olovnom kontejneru	26.5 $\mu\text{Sv}/\text{h}$	6.9mSv
Tehničar	0.9 $\mu\text{Sv}/\text{h}$	235 μSv
Pacijent – pijenje doze od 124 MBq ^{131}I	69.5 $\mu\text{Sv}/\text{h}$	18.1mSv

Tabela 22 Izmerene i procenjene vrednosti doza prilikom radiojodne fiksacije drugog dana

• Gamaspektrometrijsko određivanje sadržaja ^{99m}Tc i ^{131}I na brisevima

Spektar gama zračenja ima diskretni karakter i dobija se spektrometrijskim merenjima. Gamaspektrometrijsko merenje je izvršeno u akreditovanoj Laboratoriji za etaloniranje gama spektrometara i aktivnosti radioaktivnih izvora gama emitera, na Prirodno-matematičkom fakultetu, Departman za fiziku, pri Katedri za nuklearnu fiziku.

	Pod prostorije za iniciranje	Papir prostorije za iniciranje	Pored olova
radionuklid	koncentracija aktivnosti [Bq/m ²]	koncentracija aktivnosti [Bq/m ²]	koncentracija aktivnosti [Bq/m ²]
^{99m}Tc	16±2	780±30	1320±50
^{131}I	21±2	3,7±1,1	29±3

Tabela 23 Rezultati gamspektroskopijskog određivanja sadržaja radionuklida u prostoriji za iniciranje

Pored olova su najviše koncentracije aktivnosti, a na podu najniže. Za tehnecijum je ta razlika dosta velika, oko 80 puta je koncentracija viša u blizini olovne zaštite, a kod joda je razlika veoma mala, samo 8Bq/m².

	Pod radiohemijiske laboratorije	Pult radiohemijiske laboratorije	Papir radiohemijiske laboratorije (izvlačenje)
radionuklid	koncentracija aktivnosti [Bq/m ²]	koncentracija aktivnosti [Bq/m ²]	koncentracija aktivnosti [Bq/m ²]
^{99m}Tc	17,7±1,4	59200±2400	76000±3000
^{131}I	184±16	11,2±1,8	30,2±2,1

Tabela 24 Rezultati gamspektroskopijskog određivanja sadržaja radionuklida u radiohemijiskoj laboratoriji

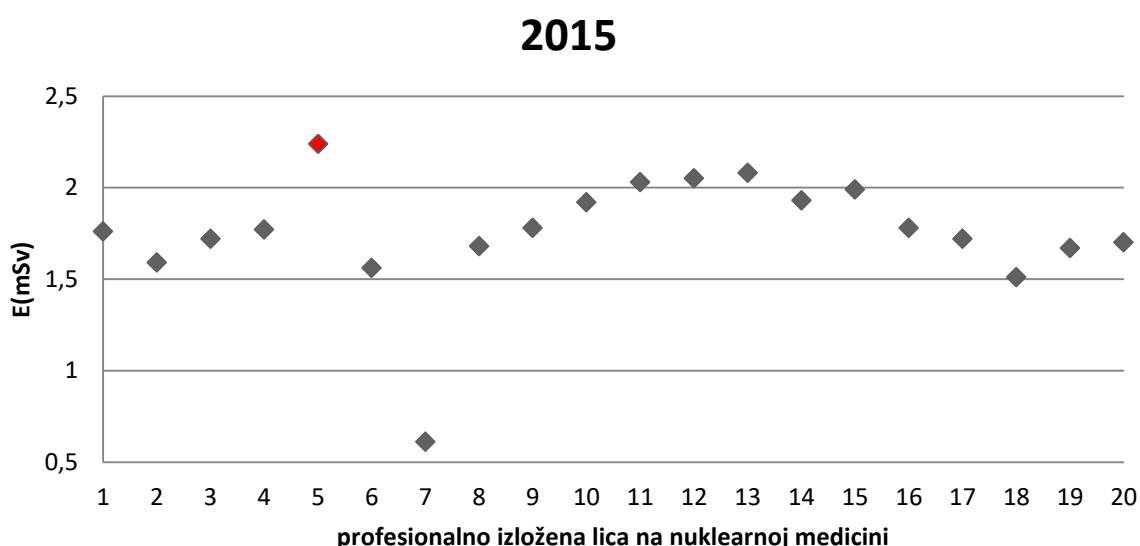
U radiohemijskoj laboratoriji su koncentracije aktivnosti više nego u prostoriji za iniciranje. Najviša koncentracija aktivnosti za tehnecijum je upravo na mestu izvlačenja, a nešto niža je na pultu (za 20%), a kod joda se ove dve vrednosti razlikuju za 60%. U obe prostorije je

najniža koncentracija aktivnosti na podu za tehnecijum, dok kod joda imamo odstupanje. Na podu radiohemijске laboratorije, koncentracija aktivnosti joda je 6 puta veća nego što je slučaj prilikom izvlačenja, gde je očekivana maksimalna vrednost. Svaku potencijalnu kontaminaciju je obavezno sprečiti, a ako do nje dođe, potrebno ju je sanirati u što kraćem vremenskom roku.

5.2 Rezultati lične dozimetrije

Profesionalno zaposlena lica u Zavodu za nuklearnu medicine u Sremskoj Kamenici su u obavezi da sve vreme nose svoje lične dozimetre. Dozimetri se svakog meseca šalju na očitavanje i rezultati nam služe da bi se procenio nivo izloženosti. Efektivna doza mora da bude manja od propisane granice, prosečno 20mSv godišnje. Efektivne doze za 12 meseci se sumiraju, da bi se dobila godišnja efektivna doza.

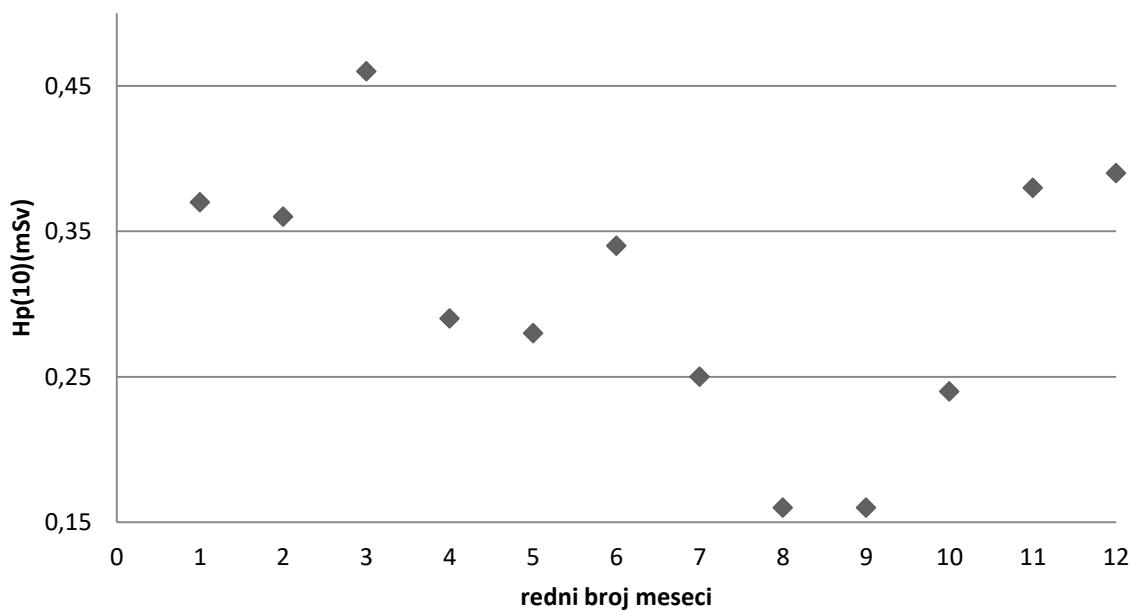
Na nuklearnoj medicini je zaposleno 20 radnika, i na sledećem grafiku su prikazani rezultati lične dozimetrije za kompletno osoblje za 2015. godinu.



Grafik 4 Efektivne godišnje doze kompletognog osoblja nukearne medicine za 2015. godinu

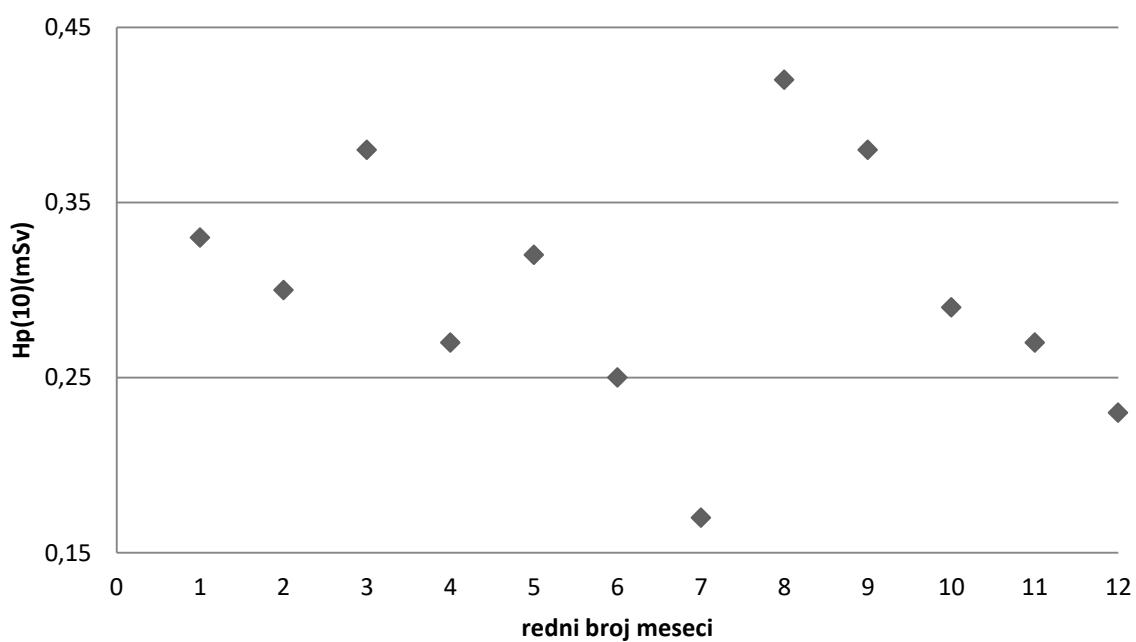
Evidentno je da su sve efektivne doze ispod propisanih limita, a većina je u opsegu 1.5-2mSv. Pojedinac (5) čija je efektivna doza na grafiku obeležena crvenom bojom ($E=2.24\text{mSv}$) je najviše izložen zračenju i zato ga uzimamo kao primer u sledećim rezultatima. Zaposleno lice radi na mestu tehničara ima najvišu efektivnu dozu, ne samo u 2015. već i u proteklih 6 godina, za koje imamo rezultate. U narednim graficima će biti prikazana promena doznog ekvivalenta $H_p(10)$ po mesecima za 2010, 2011, 2012, 2013, 2014 i 2015.godinu za zaposlenog koga smo izdvojili.

2010



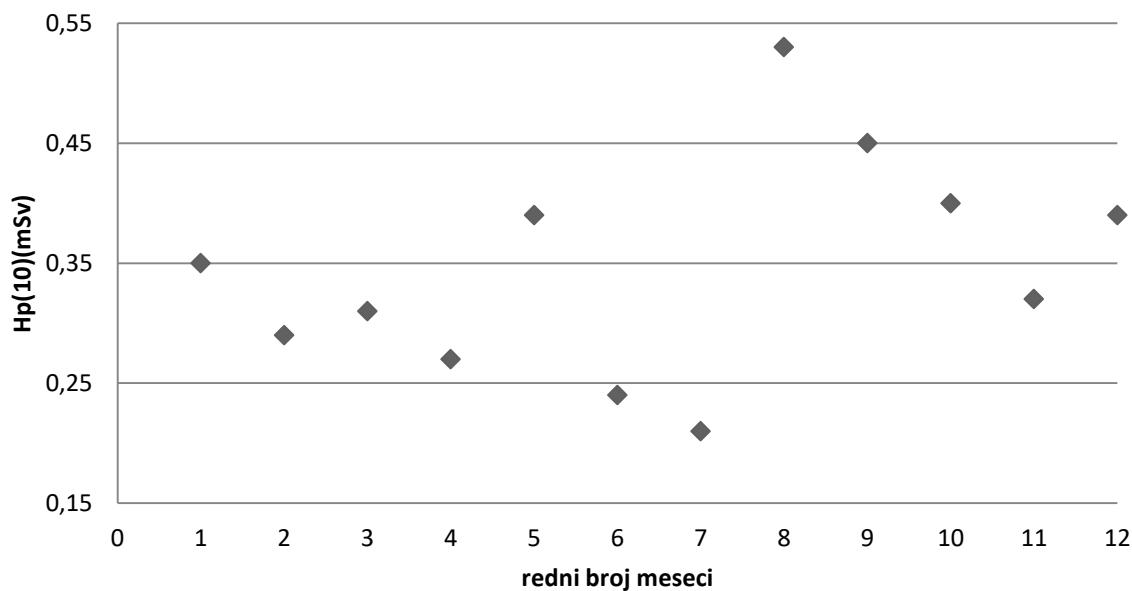
Grafik 5 Dozni ekvivalent $H_p(10)$ po mesecima za 2010.

2011



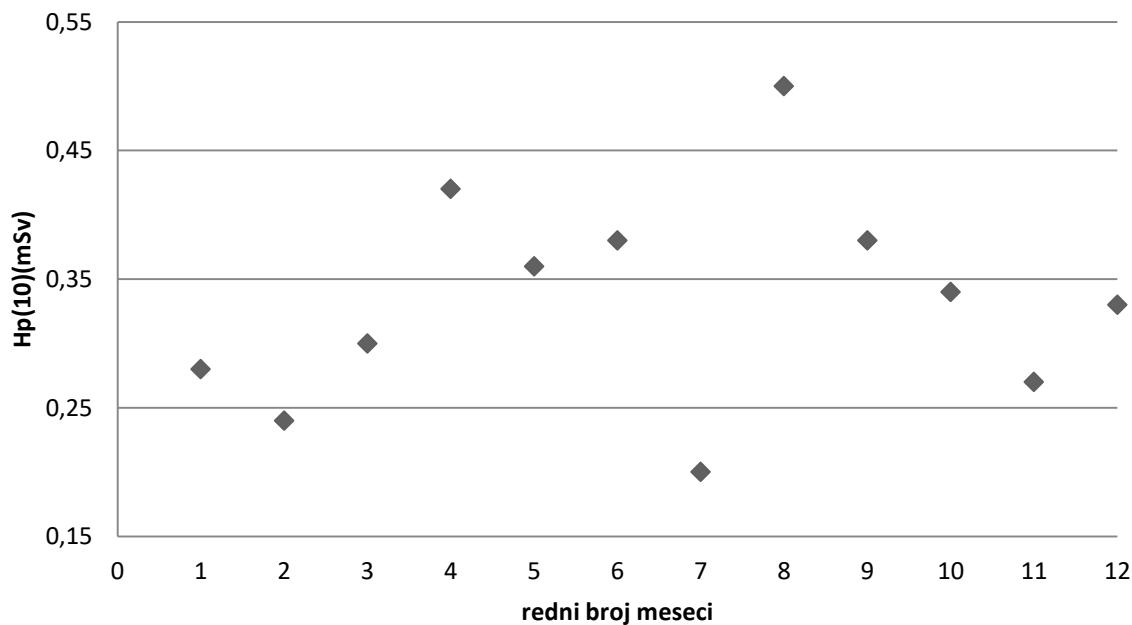
Grafik 6 Dozni ekvivalent $H_p(10)$ po mesecima za 2011.

2012



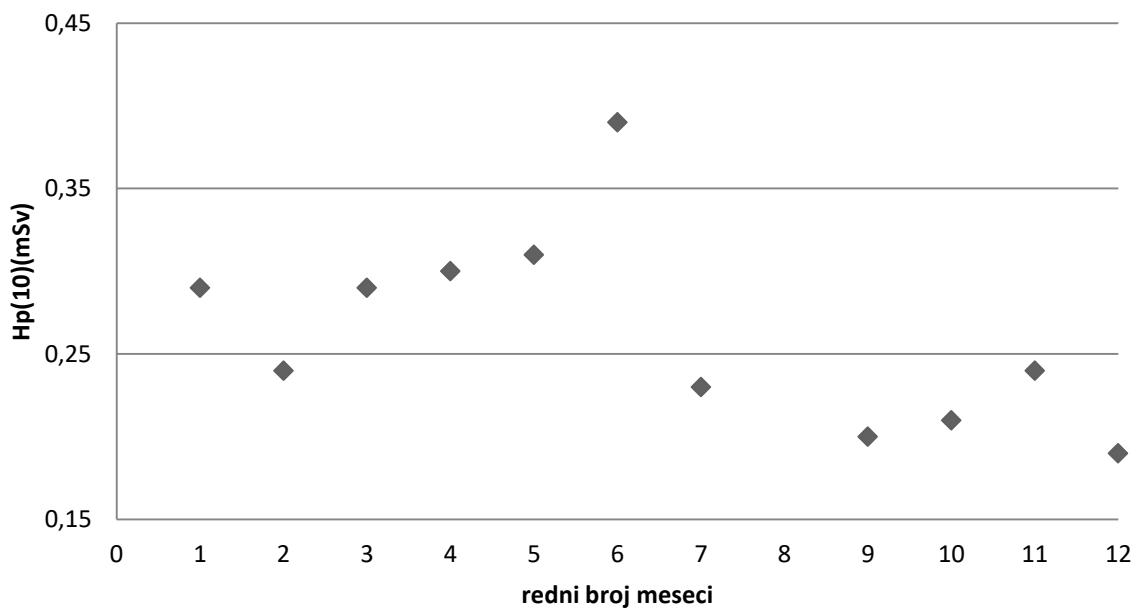
Grafik 7 Dozni ekvivalent $H_p(10)$ po mesecima za 2012.

2013



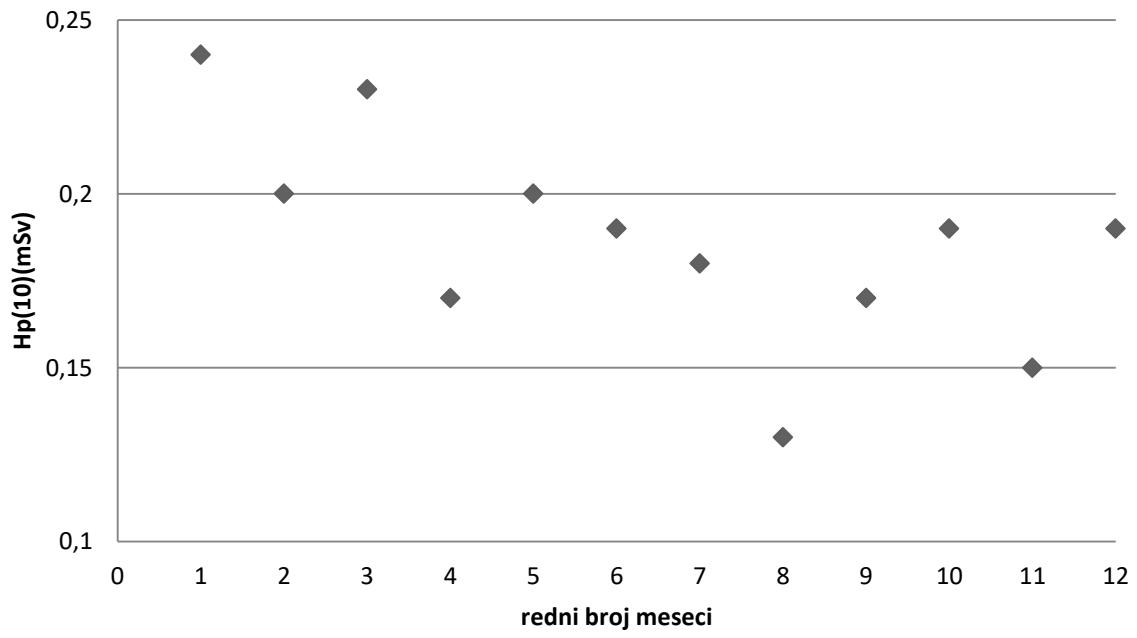
Grafik 8 Dozni ekvivalent $H_p(10)$ po mesecima za 2013.

2014



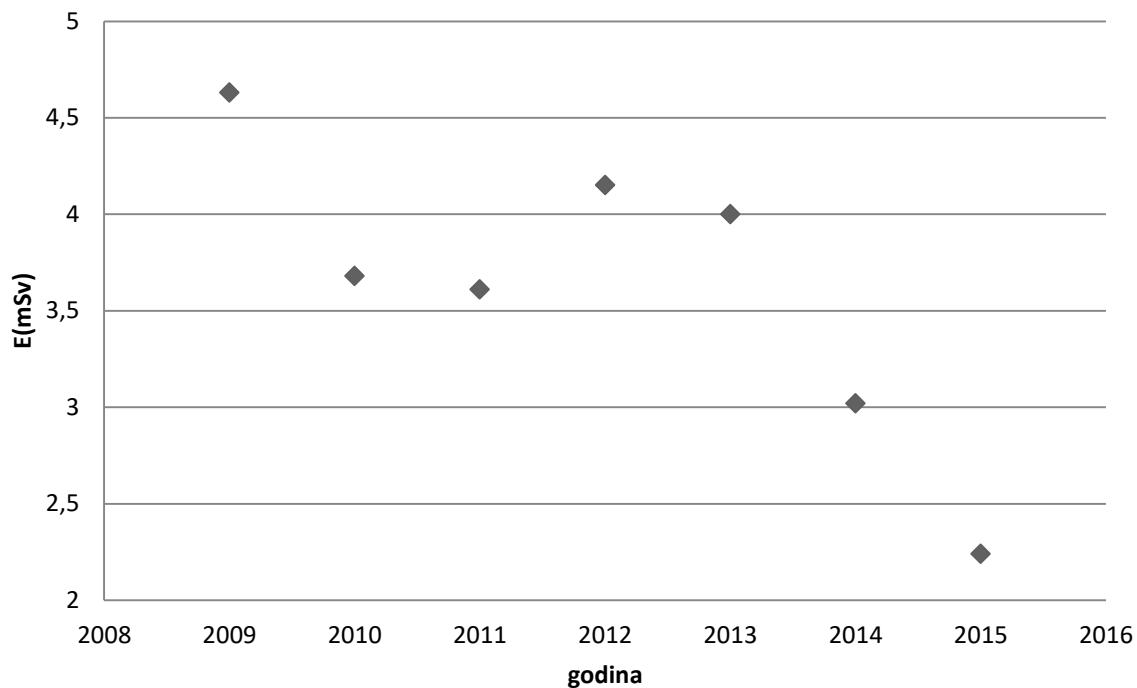
Grafik 9 Dozni ekvivalent $Hp(10)$ po mesecima za 2014.

2015



Grafik 10 Dozni ekvivalent $Hp(10)$ po mesecima za 2015.

Najmanji mesečni dozni ekvivalent je 0.13mSv (avgust, 2015), a najviši 0.53mSv (avgust, 2012). Na grafiku 10 prikazana je promena maksimalne efektivne doze po godinama, za period 2009-2015, za tehničara koji je uzet za primer i u prethodnim rezultatima.



Grafik 11 Promena maksimalne efektivne doze u periodu 2009-2015

Sa grafika se vidi da se efektivne doze smanjuju s godinama. Doza u 2015. je skoro dva puta niža u odnosu na dozu iz 2009. Jedan od razloga je smanjenje obima posla, izbačena je procedura kardiologije. Smanjenje doze je odličan pokazatelj da je moguća minimalizacija izloženosti osoblja. Zaposleni su sa godinama sve veštiji, pa je i njihov rad efikasniji. Svaka zaštita od zračenja doprinosi dodatnom smanjenju doze i vrlo je poželjna.

6. Zaključak

Zaštita od zračenja u nuklearnoj medicini bavi se kontrolom normalne i potencijalne izloženosti osoblja u svim situacijama koje uključuju rad sa izvorima zračenja. Profesionalno izložena lica treba da koriste svu raspoloživu zaštitnu opremu i da obnavljaju svoja znanja iz oblasti zaštite od jonizujućeg zračenja. U prostorije Zavoda za nuklearnu medicine sme da bude dozvoljen ulaz samo zaposlenim licima Zavoda i pacijentima kojima se inicira radiofarmaceutik.

Osoblje nuklearne medicine najčešće rukuje sa tehnecijumom-99m i jodom-131. Ukupna mesečna aktivnost radioizotopa koja se odobrava prema statistici potreba pacijenata, a u skladu sa Projektom mera radijacione sigurnosti iznosi 104.5GBq za ^{99m}Tc i 30GBq za ^{131}I . U ovom radu su prikazana merenja jačine ambijentalne ekvivalentne doze u Zavodu za nuklearnu medicinu u Sremskoj Kamenici. Na osnovu izmerenih vrednosti su procenjene efektivne doze za jednu godinu. Većina procenjenih efektivnih doza na osnovu merenja ima vrednost reda veličine mSv, mada postoje i vrednosti reda Sv. Kada se ove vrednosti uporede sa rezultatima lične dozimetrije, primetno je da su efektivne doze koje se očitavaju sa ličnih dozimetara dosta niže u odnosu na izračunate, što je i očekivano, s obzirom da se osoblje štiti od zračenja. U relaciji koju smo koristili za računanje efektivne doze, korišćeno je srednje radno vreme sa otvorenim izvorima zračenja od 261h godišnje. Broj radnih sati varira iz dana u dan. U ponedeljak i utorak se apliciraju radioizotopi, pa je tada i rizik od zračenja veći. S obzirom da aktivnost eksponencijalno opada, krajem nedelje nivo izloženosti je manji. Vreme provedeno u radu sa radionuklidima zavisi i od broja pacijenata, koji ne mora uvek da bude isti, kao i od same dužine procedure koja se obavlja. Zato su brzina, uvežbanost i kvalitet od neprocenjivog značaja u radu sa izvorima jonizujućeg zračenja. U račun nisu uzeti u obzir godišnji odmor, slobodni dani i bolovanja, kada zaposleni nisu na poslu. Odsustvovanja se mogu prepostaviti na graficima lične dozimetrije, kada doza dostiže minimum i izdvaja se od ostalih, mada to nije uvek razlog.

Na osnovu rezultata merenja i izveštaja lične dozimetrije se vidi da su godišnje doze daleko ispod propisanih granica od 20mSv, što je i najbitnije. Da bi rezultati bili što realniji i objektivniji, osoblje je dužno da uvek sa sobom nosi lični dozimetar. S obzirom da se scintigrafije srca više ne rade na Institutu, primećeno je smanjenje doza u periodu 2009-2015.

Smanjenje doza ne potiče samo od redukovanih broja procedura, već se nadamo da i znanja iz oblasti zaštite od ionizujućeg zračenja doprinose u velikoj meri.

7. Literatura

- [1] Nuclear Medicine Physics: A handbook for teachers and students, IAEA, 2014
- [2] N. Todorović, Skripta iz predmeta Zaštita od ionizujućeg zračenja i dozimetrija
- [3] Nuclear Physics for Medicine, NuPECC
- [4] Safety guide for Radiation Protection in Nuclear Medicine, ARPANS, 2008
- [5] Claus Grupen, Introduction to Radiation Protection, Springer, 2008
- [6] A. L. Baert, K. Sartor, Diagnostic Nuclear Medicine, Springer, 2006
- [7] A. Savva, Personnel TLD monitors, their calibration and response, University of Surrey, 2010
- [8] Š. Miljanić, Udžbenik iz nuklearne hemije, Fakultet za fizičku hemiju, 2008
- [9] J. Vučina, Proizvodnja i primena radionuklida i radiofarmaceutika – status i pravci razvoja, Zbornik radova XLVIII Konf za ETRAN, 2004
- [10] J. Vučina, Radionuklidi i radiofarmaceutici u tireoidologiji, Zbornik radova 51. Konf za ETRAN, 2007
- [11] E. M. Smith, Properties, Uses, Radiochemical Purity and Calibration of Tc99m, Journal of nuclear medicine, 1964
- [12] M. Krmar, Uvod u nuklearnu fiziku, PMF Novi Sad, 2013
- [13] D. Delacroix, J. P. Guerre, P. Leblanc, C. Hickman, Radionuclide and radiation protection data handbook, Nuclear Technology Publishing, 2002
- [14] <http://www.world-nuclear.org/info/non-power-nuclear-applications/radioisotopes/radioisotops-in-medicine>
- [15] http://www.nucleide.org/DDEP_WG/Nuclides/Tc-99m_tables.pdf
- [16] http://personal.ph.surrey.ac.uk/~phs1pr/msc_dissertations/msc-diss-2010/Antonia%20Savva-%20Summer%20project%20corrected.pdf
- [17] http://www.canberra.com/products/hp_radioprotection/pdf/Radiagem-2000-SS-C38559.pdf

[18] https://www.dosimetry.com/images/pdf/LIT4317_0_Rings_combined.pdf

[19] <http://www.arpsconference.com.au/2013/wp-content/uploads/2013/11/1520-Robert-Guilfoyle.pdf>

8. Biografija



Dragana Marić rođena je 12.2.1993 u Novom Sadu. Nakon završene gimnazije "Isidora Sekulić" u Novom Sadu, društveno-jezički smer, 2012. upisuje Prirodno-matematički fakultet u Novom Sadu, smer Diplomirani profesor fizike i polaže predmete sa smera Medicinska fizika. Dobitnica Nagrade za naučne i stručne radove studenata (2015). Stipendista Fonda za mlade talente Republike Srbije (2015). Učestvovala na konferenciji *Fourth International Conference on Radiation and Applications in Various Fields of Research (RAD 2016)*. Iste godine, polaže sve ispite sa oba smera i diplomira na smeru Medicinska fizika.

UNIVERZITET U NOVOM SADU
PRIRODNO-MATEMATIČKI FAKULTET
KLJUČNA DOKUMENTACIJSKA INFORMACIJA

<i>Redni broj:</i>	
RBR	
<i>Identifikacioni broj:</i>	
IBR	
<i>Tip dokumentacije:</i>	Monografska dokumentacija
TD	
<i>Tip zapisa:</i>	Tekstualni štampani materijal
TZ	
<i>Vrsta rada:</i>	Diplomski rad
VR	
<i>Autor:</i>	Dragana Marić
AU	
<i>Mentor:</i>	Prof. dr Nataša Todorović
MN	
<i>Naslov rada:</i>	Procena radijacionog rizika za profesionalno izloženo osoblje pri radu sa ^{99m}Tc i ^{131}I
NR	
<i>Jezik publikacije:</i>	srpski
JP	
<i>Jezik izvoda:</i>	srpski/engleski
JI	
<i>Zemlja publikovanja:</i>	Srbija
ZP	
<i>Uže geografsko područje:</i>	Vojvodina
UGP	
<i>Godina:</i>	2016
GO	
<i>Izdavač:</i>	Autorski reprint
IZ	
<i>Mesto i adresa:</i>	Prirodno-matematički fakultet, Trg Dositeja Obradovića 4, Novi Sad
MA	
<i>Fizički opis rada</i>	8 poglavlja/ 80 stranica / 24 tabela / 22 slika / 11 grafika
FO	
<i>Naučna oblast:</i>	Zaštita od ionizujućeg zračenja
NO	
<i>Naučna disciplina:</i>	Nuklearna fizika
ND	
<i>Predmetna odrednica/ ključne reči:</i>	Nuklearna medicina, lična dozimetrija, zaštita od ionizujućeg zračenja
PO	

<i>Čuva se:</i>	Biblioteka departmana za fiziku, PMF-a u Novom Sadu
ČU	nema
<i>Važna napomena:</i>	
VN	
<i>Izvod:</i>	U ovom radu je izvršena dozimetrijska kontrola i procena izloženosti zračenju osoblja nuklearne medicine na Institutu za onkologiju Vojvodine u Sremskoj Kamenici. Upoređene su merene doze sa dozama iz ličnih dozimetrijskih izveštaja i predložene mere zaštite u cilju minimalizacije izlaganja.
<i>Datum prihvatanja teme od NN veća:</i>	Jul, 2016
DP	
<i>Datum odbrane:</i>	Septembar, 2016
DO	
<i>Članovi komisije:</i>	
KO	
<i>Predsednik:</i>	Prof. dr Maja Stojanović
Član:	Prof. dr Nataša Todorović
Član:	Doc. Jovana Nikolov
Član:	Dr Silvija Lučić

UNIVERSITY OF NOVI SAD

FACULTY OF SCIENCE AND MATHEMATICS

KEY WORDS DOCUMENTATION

Accession number:

ANO

Identification number:

INO

Document type:

DT

Monograph publication

TR

Type of record:

Textual printed material

TR

Content code:

CC

Graduation thesis

Author:

AU

Dragana Marić

Mentor/comentor:

MN

Prof. dr Nataša Todorović

TI

Title: Radiation risk assessment for professionals working with ^{99m}Tc and ^{131}I

Language of text:

LT

Serbian

Language of abstract:

LA

English

Country of publication:

CP

Serbia

Locality of publication:

LP

Vojvodina

Publication year:

PY

2016

Publisher:

PU

Author's reprint

Publication place:

PP

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

8.1.1.1.1 Physical description:

8 chapters/ 80 pages / 24 tables / 22 pictures / 11 graphs

8.1.1.1.2 PD

Scientific field:

Ionising radiation protection

SF

Scientific discipline:

SD

Nuclear physics

Subject/ Key words:

SKW

Nuclear medicine, personal dosimetry, ionizing radiation protection

<i>Holding data:</i>	Library of Department of Physics, Trg Dositeja Obradovića 4
HD	
<i>Note:</i>	none
N	
<i>Abstract:</i>	
AB	This paper presents dosimetric control and evaluation of radiation exposure for nuclear medicine staff in Oncology Institute of Vojvodina in Sremska Kamenica. Measured doses are compared to doses from personal dosimetric reports and suggested ways for protection in order to minimize exposure.
<i>Accepted by the Scientific Board:</i>	July, 2016
ASB	
<i>Defended on:</i>	September, 2016
DE	
<i>Thesis defend board:</i>	
DB	
<i>President:</i>	Prof. dr Maja Stojanović
<i>Member:</i>	Prof. dr Nataša Todorović
<i>Member:</i>	Doc. Jovana Nikolov
<i>Member:</i>	Dr Silvija Lučić