



UNIVERZITET U NOVOM SADU
PRIRODNO-MATEMATIČKI FAKULTET
DEPARTMAN ZA FIZIKU



Procena radijacionog rizika u okolini bazena sa radioaktivnim otpadom sa Nuklearne medicine

- diplomski rad -

Mentor:

Prof. dr Jovana Nikolov

Student:

Marija Milosavljević 58/14

Novi Sad, Oktobar 2019.

SADRŽAJ

UVOD.....	1
INTERAKCIJA ZRAČENJA SA MATERIJOM.....	2
INTERAKCIJA GAMA ZRAČENJA SA MATERIJOM.....	3
NUKLEARNA MEDICINA.....	7
RADIONUKLIDI I RADIOFARMACEUTICI (RADIOOBELEŽIVAČI).....	7
RADIOHEMIJSKA LABORATORIJA - PRIREMA RADIOFARMACEUTIKA NA INSTITUTU ZA ONKOLOGIJU VOJVODINE U SREMSKOJ KAMENICI.....	10
OSNOVNE DIJAGNOSTIČKE I TERAPIJSKE METODE NUKLEARNE MEDICINE.....	11
DIJAGNOSTIČKE METODE - IMIDŽING NUKLEARNE MEDICINE.....	11
TERAPIJSKE METODE.....	12
RADIOAKTIVNI OTPAD.....	16
SKLADIŠTENJE TEČNOG RADIOAKTIVNOG OTPADA.....	18
PRINCIPI ISPUŠTANJA RADIOAKTIVNIH EFLUENATA U ŽIVOTNU SREDINU.....	18
ISPUŠTANJE RADIOAKTIVNIH EFLUENATA - SISTEM BAZENA ZA RASPAD ¹³¹ I.....	19
DOZIMETRIJA.....	22
DOZIMETRIJSKE VELIČINE I JEDINICE.....	22
EKSPONICIONA DOZA.....	22
APSORBOVANA DOZA.....	23
KERMA.....	24
EKVIVALENTNA DOZA.....	24
EFEKTIVNA DOZA.....	25
OPERATIVNE DOZIMETRIJSKE VELIČINE.....	27
AMBIJENTALNI EKVIVALENT DOZE.....	28
USMERENI AMBIJENTALNI EKVIVALENT DOZE.....	28
LIČNI EKVIVALENT DOZE.....	29
EKSPERIMENTALNI REZULTATI.....	30
GAMASPEKTROMETRIJSKA ANALIZA UZORAKA OTPADNE VODE IZ PRELIVNIH BAZENA SA RADIOAKTIVNIM OTPADOM CENTRA ZA NUKLEARNU MEDICINU INSTITUTA ZA ONKOLOGIJU VOJVODINE.....	30
MERENJE BRZINE AMBIJENTALNOG EKVIVALENTA DOZE - INSTRUMENTACIJA.....	32
CANBERRA RADIAGEM 2000.....	32
BERTHOLD TECHNOLOGIES UMO LB 123.....	32
IMI INSPECTOR ALERT V2.....	32
MERENJE BRZINE AMBIJENTALNOG EKVIVALENTA DOZE U OKOLINI PRELIVNIH BAZENA SA TEČNIM RADIOAKTIVNIM OTPADOM SA NUKLEARNE MEDICINE.....	33
ZAKLJUČAK.....	36
LITERATURA.....	37
BIOGRAFIJA.....	40

UVOD

Nuklearna medicina je multidisciplinarna oblast koja koristi radiofarmaceutike obeležene radioaktivnim izotopima za proučavanje, dijagnostikovanje i lečenje različitih vrsta malignih oboljenja i funkcionalnih poremećaja. Upotrebom radioobeleživača moguće je ispitati različite patološke procese zbog čega je važan kontinuirani rad u polju radiofarmakologije. Razvoj radiofarmaceutika i uvođenje novih u kliničku praksu svakako doprinosi efikasnosti nuklearno-medicinskih procedura i time podiže kvalitet lečenja pacijenata. Terapijske procedure nuklearne medicine su personalizovane i za svakog se pacijenta pojedinačno osmišljava plan lečenja kako bi postupak bio što efikasniji, a izlaganje jonizujućem zračenju što manje [1, 2].

Svako izlaganje jonizujućem zračenju, svesno ili nesvesno, ima za posledicu primanje doze zračenja usled čega može doći do pojave neželjenih bioloških efekata [1, 3]. Verovatnoća pojavljivanja bioloških efekata, kao i stepen ozbiljnosti, direktno je srazmerna primljenoj dozi zbog čega je od suštinskog značaja minimalizovati izlaganje kako pacijenata, tako i osoblja i stanovništva uopšte. Procedure se stoga uvek baziraju na analizi odnosa radijacionog rizika i koriste i sprovode prema ALARA¹ principu [3] i odvijaju se u posebno projektovanim prostorijama u cilju povećanja bezbednosti i zaštite od jonizujućeg zračenja.

Sa druge strane, kao neizbežan problem upotrebe radioizotopa javlja se i pitanje odlaganja nastalog radioaktivnog otpada. Radioaktivni otpad predstavlja potencijalnu opasnost po životnu sredinu i ljudsku populaciju zbog čega se moraju sprovoditi adekvatne mere zaštite preporučene od relevantnih međunarodnih organizacija. Kontrole izloženosti zračenju i procene radijacionih rizika od ključnog su značaja, ne samo u nuklearnoj medicini, već i u svakodnevnom životu takođe.

Osnovni zadatak ovog diplomskog rada upravo jeste procena radijacionog rizika i to u okolini bazena sa privremeno skladištenim tečnim radioaktivnim otpadom sa radiojodne terapije Centra za nuklearnu medicinu Instituta za onkologiju Vojvodine, u Sremskoj Kamenici. U radu će biti opisane osnove nuklearne medicine i nuklearno-medicinskih procedura, kao i odlaganja neizbežno nastalog radioaktivnog otpada, biće napravljen kratak osvrt na fizičke osnove interakcije zračenja sa materijom i osnovne dozimetrijske veličine i jedinice, kako bi se na kraju izvršila procena radijacionog rizika u okolini bazena sa radioaktivnim otpadom.

¹ eng. *As Low As Reasonable Achievable (ALARA)* - Toliko nisko, koliko je razumno moguće

INTERAKCIJA ZRAČENJA SA MATERIJOM

Iako termin „zračenje” predstavlja veoma širok pojam, za potrebe ovog rada on će biti korišćen u kontekstu jonizujućeg zračenja. Pod jonizujućim zračenjem podrazumeva se ono zračenje koje ima dovoljno visoku energiju da pri interakciji sa materijom, tj. sredinom kroz koju se prostire, izbija elektrone iz atoma ili molekula odnosno da vrši jonizaciju. Jonizacija uz ekscitaciju, dakle, predstavlja osnovni mehanizam interakcije zračenja sa materijom, međutim, u zavisnosti od same prirode zračenja postoje i neki drugi mehanizmi. U tom smislu možemo razlikovati naelektrisano i nanaelektrisano čestično zračenje i elektromagnetno - fotonsko (gama i x-zračenje) [4].

Naelektrisano čestično zračenje, poput alfa i beta zračenja (elektronsko i pozitronsko), spadaju u direktno jonizujuće zračenje i uglavnom interaguju sa materijom posredstvom električnog polja usled čega dolazi do jonizacije atoma sredine kroz koju se ovo zračenje prostire ili elastičnog ili neelastičnog Kulonovog rasejanja. Budući da se u ovom slučaju posmatra snop naelektrisanih čestica koji interaguju sa materijom kroz koju prolaze jasno je da će morati da postoje i određeni radijacioni gubici energije. Radijacioni gubici energije odnose se na emisiju elektromagnetnog zračenja do koje dolazi usled intenzivne promene brzine naelektrisane čestice. Ova pojava poznata je pod nazivom zakočno zračenje - *bremstrahlung*. Emisija Čerenkovljevog zračenja ili takozvani Čerenkovljev efekat takođe predstavlja jedan od mehanizama interakcije naelektrisanih čestica sa materijom kroz koju se kreću, međutim, za razliku od emisije zakočnog zračenja koje je u stanju da nastavi jonizaciju sredine kroz koju se prostire, u ovom slučaju ne dolazi do dalje jonizacije. Naelektrisane čestice međusobno se mogu dosta razlikovati po mehanizmima interakcije sa materijom, predaji energije, prodornosti odnosno dometu², bočnom rasejanju i efektima na biološke sisteme³, pa se u tom smislu zapravo posmatraju i izučavaju odvojeno teške naelektrisane čestice i lake naelektrisane čestice. U teške naelektrisane čestice spadaju alfa čestice, protoni, deuteroni, tritoni kao i ogoljena jezgra nekih drugih lakših ili težih elemenata, dok se elektroni i pozitroni ubrajaju u lake. Lake čestice se međusobno ne razlikuju mnogo prema načinu interagovanja sa materijom ali treba napomenuti da je njihova najveća razlika zapravo u samoj sudbini naelektrisane čestice - elektroni nakon što izgube svoju kompletnu energiju, usled predaje energije sredini kroz koju prolaze, bivaju zahvaćeni od strane nekih okolnih atoma i time postaju obični orbitalni elektroni, dok pozitroni doživljavaju anihilaciju sa elektronima (jedan pozitron i jedan elektron) prilikom čega dolazi do emisije dva fotona od 0.511 MeV pod uglom od 180° i nestanka obe čestice koje su učestvovala u anihilaciji [4]. U slučaju korišćenja pozitronskih emitera neophodno je uračunati emisiju ovog prodornog elektromagnetnog zračenja u projektovanje zaštite.

Nanaelektrisane čestice - neutroni zajedno sa gama zračenjem spadaju u grupu indirektno jonizujućeg zračenja budući da ne dovode do jonizacije materije u direktnim, primarnim interakcijama. Neutroni se mogu apsorbovati i rasejavati isto kao i gama i x-zraci, ali potrebno je naglasiti da neutroni kao neutralni nukleoni primarno interaguju sa atomskim jezgrom, dok gama i x-zraci primarno interaguju sa elektronima u atomskom omotaču⁴ [5]. Budući da između gama i x-zračenja ne postoji apsolutno nikakva razlika u smislu interakcije sa materijom, u nastavku ćemo pod elektromagnetnim zračenjem smatrati da se radi o gama zračenju. Osnovna razlika između ova dva tipa zračenja jeste u mestu nastanka - gama zračenje potiče iz jezgra, dok x-zračenje nastaje u procesima koji se odvijaju u polju jezgra (često se kaže „u elektronskom omotaču”) [4]. Rekli smo da je osnovni zadatak ovog diplomskog rada procena radijacionog rizika u okolini bazena unutar kojih se privremeno skladišti radioaktivni otpad sa Nuklearne medicine koji nastaje usled primene radiojodne terapije, pri čemu se u otpadu nalazi radioaktivni jod ¹³¹I.

² Pod dometom se podrazumeva najmanja debljina sloja nekog materijala koja u potpunosti može da zaustavi određeno zračenje [4].

³ Pod biološkim sistemom podrazumevamo ćelije, tkiva, organe, sisteme organa i, na kraju krajeva, ceo organizam.

⁴ Budući da su dimenzije jezgra izuzetno male (reda 10^{-15} m), gama zračenje mora posedovati energije od nekoliko MeV da bi mu talasna dužina bila reda veličine dimenzije jezgra što je uslov da ono interaguje i razmenjuje energiju sa atomskim jezgrom [4].

O samom radioizotopu i njegovoj terapijskoj primeni će biti više reči nešto kasnije, ali istaknimo samo da se radi o izuzetno reaktivnom kratkoživećem radionuklidu, perioda poluraspada od približno 8 dana, koji se raspada beta (minus) i gama zračenjem do stabilnog izotopa ksenona ^{131}Xe [6, 7]. Budući da se emitovano visokoenergetsko beta zračenje (elektroni) lako atenuira unutar materije i da mu je domet reda svega milimetra [7], jasno je da ono neće predstavljati opasnost u prostoru oko bazena sa odloženim tečnim radioaktivnim otpadom, jer će biti u potpunosti apsorbirano unutar bazena. Međutim, emitovano gama zračenje u teorijskom smislu može imati beskonačne domete zbog čega je moguće detektovati značajne doze zračenja u blizini bazena sa tečnim radioaktivnim otpadom, koji sadrži njegove emitere, ukoliko sami bazeni nisu adekvatno isprojektovani i izgrađeni za bezbedno odlaganje ovog otpada. Poznavanje mehanizama interakcije gama zračenja sa materijom nužno je, dakle, radi projektovanja adekvatnih bazena za odlaganje tečnog radioaktivnog otpada koji sadrži jod ^{131}I , ali isto tako i zbog razumevanja njegovog dejstva na živi svet. Mehanizmi interakcije gama zračenja dosta su specifični i značajno se razlikuju od ranije pomenutih u sklopu čestičnog zračenja. Osnovni procesi na kojima se zasniva interakcija x-zračenja sa materijom su fotoelektrični efekat ili stvarna apsorpcija, koherentno i nekoherentno rasejanje i stvaranje para čestica - elektrona i pozitrona. U nastavku ovog poglavlja biće obrađeni svi navedeni procesi.

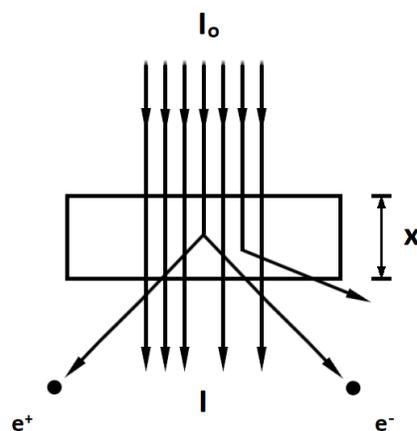
INTERAKCIJA GAMA ZRAČENJA SA MATERIJOM

Prolazak gama zračenja kroz sloj neke supstance, bilo da je čvrsta, tečna ili gasovita, obavezno je ispraćen slabljenjem njegovog intenziteta⁵ usled sledećih procesa [8]:

- Fotoefekat ili stvarna apsorpcija,
- Koherentno i nekoherentno rasejanje i
- Stvaranje para čestica - elektrona i pozitrona.

Šematski prikazi atenuacije gama zračenja usled ovih procesa kao i samih procesa dati su na slikama 1 i 2, respektivno.

Pod fotoefektom podrazumeva se proces stvarne apsorpcije prilikom kog kvant gama zračenja (foton) interaguje sa nekim atomom, koji se nalazi u sredini kroz koju se zračenje prostire, i predaje mu svoju kompletnu energiju prilikom čega nestaje. Energija se najčešće predaje unutrašnjim, čvrsto vezanim elektronima pri čemu može doći do njihovog izbijanja iz atoma ili pobuđivanja na neki viši energetski nivo. Ukoliko je upadna energija gama zračenja niža od energije veze orbitalnog elektrona, neće doći do oslobađanja elektrona iz atoma ali može doći do fotopobuđivanja. U slučaju da gama fotoni imaju energije više od odgovarajućih vezivnih energija orbitalnih elektrona dolazi do izbijanja elektrona koji će posedovati kinetičku energiju koja je jednaka razlici upadne energije fotona i energije veze posmatranog elektrona. Budući da se elektron izbija iz unutrašnjosti atoma, on za sobom ostavlja upražnjeno mesto koje može popuniti elektron sa neke više ljuske usled čega dolazi do emisije karakterističnog x-zračenja (na primer: izbija se elektron sa K-ljuske, a elektron sa L-ljuske popunjava upražnjeno mesto pri čemu dolazi do emisije K_{α} linije u spektru karakterističnog zračenja). Ovo zračenje takođe može izbijati elektrone pri istim uslovima kao i gama zračenje, a emitovani elektroni bi se tada karakterisali kao sekundarni [8]. Proces koji u nekoj meri konkuriše emisiji fotona jeste emisija Ožeevih elektrona. Pri ovom procesu atom se energije pobude



Slika 1. Šematski prikaz atenuacije gama zračenja usled fotoefekta, rasejanja i stvaranja para elektron-pozitron [8].

⁵ Pod intenzitetom zračenja podrazumeva se ona energija zračenja koja prođe u jedinici vremena kroz jedinicu površine koja je normalna na pravac prostiranja zračenja.

rešava tako što je direktno predaje nekom od elektrona iz omotača čime se deekscituje. Verovatnoća da se desi fotoefekat, efikasni presek, zavisi od energije gama zračenja i naročito od rednog broja materijala (može i efektivnog) kroz koji prolazi. Prema tome, što je elektron čvršće vezan, to je i veća verovatnoća odvijanja fotoelektričnog efekta na njemu [4, 8].

Pod rasejanjem gama zračenja podrazumeva se slabljenje intenziteta snopa usled skretanja zraka sa prvobitnog pravca tako da se više ne nalaze u snopu čiji se intenzitet meri. Za razliku od fotoefekta pri kom foton u potpunosti nestaje, prilikom rasejanja foton se ne gubi već on samo menja pravac bez ili sa promenom energije te se stoga u detektovanom zračenju može pronaći i komponenta koja je jednaka upadnoj energiji zračenja, ali i komponenta koja ima nižu energiju. U tom smislu razlikujemo koherentno i nekoherentno rasejanje. Koherentno rasejanje ili Rejljevo rasejanje predstavlja rasejanje bez promene energije fotona, dok nekoherentno rasejanje, takozvani Komptonov efekat, podrazumeva rasejanje uz obaveznu promenu energije. Sam proces rasejanja može se posmatrati kao sudar fotona sa elektronom, pri čemu se u slučaju slabovezanih tj. kvazislobodnih elektrona može razmeniti energija između fotona i tog posmatranog elektrona tako što bi foton predao ovom deo svoje energije, povećavajući time svoju talasnu dužinu, i izbacio ga iz atoma [8]. Što je ugao rasejanja veći, veća je i promena talasne dužine gama zračenja. Ova promena talasne dužine zračenja $\Delta\lambda$ se može izraziti pomoću sledeće relacije:

$$\Delta\lambda = \lambda - \lambda_0 = \Lambda \cdot (1 - \cos \theta) = 2 \cdot \Lambda \cdot \sin^2 \left(\frac{\theta}{2} \right) \quad (1)$$

gde je λ_0 talasna dužina upadnog gama zračenja, λ talasna dužina nakon rasejanja, Λ Komptonova talasna dužina koja iznosi $2.42 \cdot 10^{-12} \text{m}$, a θ ugao rasejanja. Ukoliko dođe do rasejanja fotona unazad, tj. za 180° , fotoni će imati minimalnu energiju (maksimalnu talasnu dužinu), a elektronu će se predati maksimalan iznos energije. Iz zakona održanja može se naći izraz za energiju koju elektroni primaju prilikom Komptonovog rasejanja i on glasi:

$$E_e = E_{f0} \cdot \frac{\frac{E_{f0}}{m_e \cdot c^2} (1 - \cos \theta)}{1 + \frac{E_{f0}}{m_e \cdot c^2} (1 - \cos \theta)} \quad (2)$$

gde je E_e energija koju primi elektron, E_{f0} energija upadnog gama zračenja, $m_e \cdot c^2$ energija mirovanja elektrona i θ ugao rasejanja gama fotona. Verovatnoća Komptonovog efekta opada sa porastom energije gama zračenja, no u znatno nižoj meri nego u slučaju fotoefekta. Sa druge strane, zavisnost verovatnoće od rednog broja materijala je dosta slabije izražena nego kod fotoefekta - u slučaju Komptonovog efekta ona je srazmerna sa prvim stepenom rednog broja, dok je u slučaju fotoelektričnog efekta srazmerna sa višim (drugi ili peti, zavisno od posmatranog energetskog intervala upadnog gama zračenja) [4].

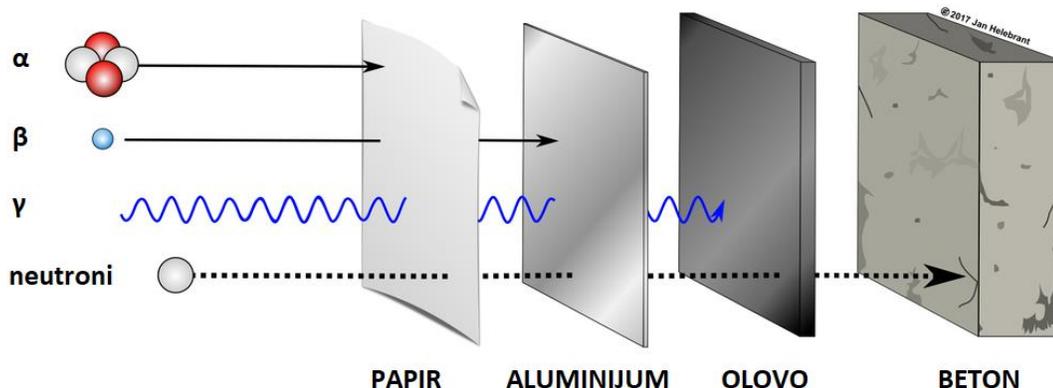
Napomenuli smo ranije da uz nekoherentno rasejanje postoji i koherentno Rejljevo rasejanje. U slučaju Rejljevog rasejanja možemo reći da se foton sudara sa čvrsto vezanim, unutrašnjim elektronom u atomu pri čemu ne može doći do njegovog izbacivanja. Sudar fotona i čvrsto vezanog elektrona se u ovom slučaju praktično svodi na sudar fotona i celog atoma, pri čemu se zbog nesrazmerno veće mase atoma u odnosu na masu fotona neće odviti razmena energije i foton će nastaviti da se kreće sa identičnom energijom kao pri upadu u sredinu ali duž novog pravca [8].

U odnosu na prethodno objašnjene procese, proces stvaranja para čestica - elektrona i pozitrona, zahteva interakciju izuzetno tvrdog gama zračenja sa materijom. Budući da su mase mirovanja elektrona i pozitrona identične, jasno je da energija zračenja mora biti veća od dvostruke energije mirovanja elektrona tj. 1.022 MeV , kako bi se proces stvaranja para čestica odvio u električnom polju jezgra. Ukupna kinetička energija ovako oslobođenih čestica jednaka je razlici energije upadnog zračenja i dvostruke energije mirovanja elektrona. Elektron i pozitron će najverovatnije ovaj iznos energije ravnomerno podeliti [8]. Verovatnoća za stvaranje para elektron-pozitron srazmerna je i sa rednim brojem atenuatora kroz kojeg zračenje prolazi, ali i sa upadnom energijom gama zračenja [4].

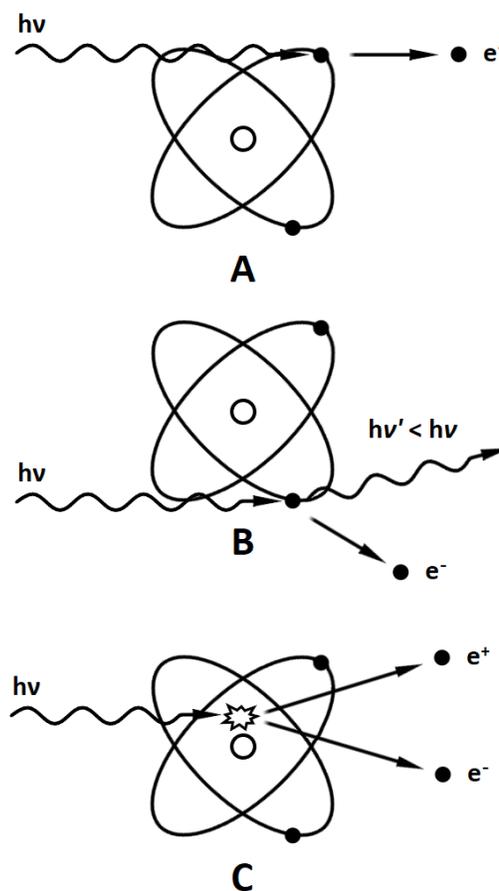
Od svih mehanizama interakcije gama zračenja sa materijom, fotoelektrični efekat i Komptonov efekat se ubedljivo najčešće dešavaju kako pri dijagnostičkim (imidžing), tako i pri terapijskim procedurama koje se primenjuju u nuklearnoj medicini. Fotoelektrični efekat najdominantniji je u slučaju niskoenergetskog zračenja, mada i pri nešto višim - reda nekoliko stotina keV, ali samo za atenuatore izuzetno visokog rednog broja, dok se Komptonov efekat mahom javlja i pri niskim i pri visokim energijama u slučaju sredina sa dosta niskim rednim brojevima. Meka tkiva čoveka sačinjena su uglavnom od ugljenika, vodonika, azota i kiseonika i efektivni redni broj jednog ovakvog atenuatora bio bi oko 7 zbog čega možemo tvrditi da će dominantan vid interakcije gama zračenja sa ovom sredinom biti baš Komptonov efekat i to u dosta širokom opsegu energija upadnog gama zračenja [4].

Na osnovu izloženog, jasno je da se prilikom odabira optimalnog gama emitera za neku nuklearno-medicinsku proceduru mora voditi računa između ostalog i o energiji zračenja koju taj izvor emituje kako bi na što kvalitetniji način ozračivao odgovarajuće tkivo od interesa. Sa druge strane, razumevanje fizičkih osnova interakcije gama zračenja sa materijom i uvid u verovatnoće tih procesa nam omogućava projektovanje najpogodnije zaštite od zračenja u prostorijama instituta u kojima se sprovode nuklearno-medicinske procedure, potom u prostorijama u kojima pacijenti borave nakon primljene odgovarajuće radionuklidne terapije, pa na kraju krajeva, i bazena za odlaganje radioaktivnog otpada.

Na slici 3 dat je simboličan prikaz prodornosti različitih tipova jonizujućeg zračenja obrađenih u ovom poglavlju, odnosno određenih vrsta atenuatora koje bi mogle da zaustave pomenuta zračenja.



Slika 3. Simboličan prikaz prodornosti različitih tipova jonizujućeg zračenja [9]. Alfa zračenje se može zaustaviti listom hartije, beta zračenje aluminijumskom, a gama zračenje olovnom pločom. Za zaštitu od neutronske zračenja obično se koriste apsorberi izgrađeni od elemenata niskih rednih brojeva (vodonik, ugljenik, kiseonik) sa visokim efikasnim presekom za rasejanje upadnih neutrona radi smanjenja energija do termalnih. Za manje izvore upotrebljavaju se apsorberi na bazi polietilena ili parafina, dok se za veće koriste apsorberi od betona ili veliki bazeni/kanisteri sa vodom [5].



Slika 2. Šematski prikaz fotoelektričnog efekta (A), Komptonovog efekta (B) i procesa stvaranja para elektron-pozitron u polju jezgra (C) [8].

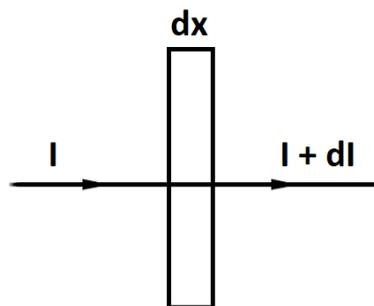
Sada kada smo opisali sve efekte koji dovode do atenuacije intenziteta snopa gama zračenja izložimo još samo i ukratko matematički opis ovog slabljenja. Matematički opis biće baziran na [4] i [8]. Radi jednostavnosti, posmatrajmo slučaj monohromatskog gama zračenja intenziteta I , koje prolazi kroz proizvoljni materijal debljine dx , kao što je prikazano na slici 4. Ovom prilikom dolazi do smanjenja intenziteta snopa gama zračenja dI i ono se može dati kao:

$$dI = -\mu \cdot I \cdot dx \quad (3)$$

gde je μ faktor proporcionalnosti i naziva se linearni atenuacioni koeficijent. Linearni atenuacioni koeficijent predstavlja relativno slabljenje intenziteta snopa gama zraka po jedinici puta atenuatora, na šta nam ukazuje znak „minus“ koji se javlja u izrazu (3). Logično, linearni koeficijent slabljenja izražava se u jedinici $[m^{-1}]$. Nakon razdvajanja promenljivih u gornjem izrazu i integraljenja leve strane u granicama od I_0 do I , a desne od 0 do x , dobija se izraz za intenzitet snopa gama zračenja koji prolazi kroz materijal debljine x :

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu x} \quad (4)$$

Linearni atenuacioni koeficijent se dalje može razložiti na linearne atenuacione koeficijente koji opisuju fotoelektrični efekat, koherentno i nekoherentno rasejanje i stvaranje para elektron-pozitron, odnosno pomoću sume proizvoda broja atoma po jedinici zapremine posmatranog apsorbera, kao centara interakcije, i odgovarajućih verovatnoća navedenih efekata koji dovode do slabljenja. Međutim, sa ovako definisanim linearnim atenuacionim koeficijentom nailazimo na jedan problem. Linearni koeficijenti slabljenja predstavljaju funkcije prirode supstance i njene gustine, kao i energije gama zračenja. U tom smislu, jedna te ista supstanca, koja se može naći u različitim agregatnim stanjima i pod različitim pritiscima, može imati i različite vrednosti gustine zbog čega se linearni atenuacioni koeficijent nikako ne može uzeti kao karakteristika posmatranog atenuatora. Ovaj problem se rešava uvođenjem takozvanog masenog koeficijenta slabljenja μ_m kao količnika linearnog atenuacionog koeficijenta i gustine apsorbera. Na ovaj način maseni koeficijent μ_m postaje karakteristika materijala tj. sredine i zavisi isključivo od energije gama zračenja.



Slika 4. Slabljenje intenziteta snopa zračenja usled prolaska kroz proizvoljni atenuator male debljine dx [8].

NUKLEARNA MEDICINA

Nuklearna medicina predstavlja posebnu, specijalizovanu granu medicine koja podrazumeva primenu radioizotopa kako u dijagnostičke tako i u terapijske svrhe. Ova interdisciplinarna klinička grana svoj brz razvoj doživela je prvenstveno zahvaljujući brzom razvoju informatike i elektronike. Saradnjom naučnika iz polja onkologije, radiološke medicine, akceleratorne tehnologije i inženjerstva, kao i atomske i nuklearne fizike, u proteklih 70 godina došlo se do značajnog napretka u poznavanju bioloških efekata jonizujućeg zračenja, proizvodnji izvora zračenja, povećanju kvaliteta isporučivanja doze zračenja, čime je omogućena efikasnija detekcija i procena patoloških promena i procesa, ali i značajan porast stope uspešnosti lečenja različitih bolesti (npr. različiti tipovi karcinoma ili poremećeno funkcionisanje organa). Upotreba radionuklida u nuklearnoj medicini nam takođe omogućava i prikupljanje značajnih informacija neophodnih za monitoring i evaluaciju efikasnosti neke određene primenjene terapije zahvaljujući specifičnosti koju poseduju imidžing tehnike bazirane na njihovoj upotrebi, a to je oslikavanje funkcije a ne anatomije organa [1].

U zavisnosti od tipa nuklearno-medicinske procedure - terapijske ili dijagnostičke, biraju se odgovarajući izvori zračenja, odnosno emiteri, i unose najčešće intravenozno, peroralno ili inhalaciono. Procedure su neinvazivne i najčešće bezbolne, izuzetak su one sa intravenoznim sistemom injektovanja radionuklida [10]. Budući da se nuklearna medicina bazira na upotrebi jonizujućeg zračenja neophodna je primena osnovnih principa zaštite od zračenja.

RADIONUKLIDI I RADIOFARMACEUTICI (RADIOOBELEŽIVAČI)

Poznato je da se svako atomsko jezgro sastoji od određenog broja konstituenata odnosno nukleona - protona i neutrona. Tačno definisan broj protona i neutrona koji gradi jednu celinu predstavlja jezgro sa specifičnim svojstvima koje nazivamo *nuklid*. Ukoliko se radi o jezgru koje je nestabilno (ili radioaktivno), za posmatrani nuklid se koristi termin *radionuklid*. Dakle, radionuklid zapravo predstavlja atom sa nestabilnim jezgrom koje poseduje višak energije. Ovog viška energije jezgro se može osloboditi putem emisije gama zračenja, interne konverzije ili emitovanja alfa ili beta čestice (emisija drugih čestica poput ${}^4\text{Be}$ i ${}^{12}\text{C}$ se odvija sa veoma malom verovatnoćom) i za njega se kaže da ono doživljava radioaktivni raspad koji se karakteriše određenom verovatnoćom tj. periodom poluraspada $T_{1/2}$, energijom, itd. Radioaktivnim raspadom nestabilnog jezgra može nastati stabilno jezgro, ali može nastati i novo nestabilno koje bi dalje podleglo radioaktivnom raspadu [4].

Periodi poluraspada radionuklida mogu značajno da variraju i opseg redova veličine je zaista širok. Ova se karakteristika iskoristila za podelu radionuklida na kratkoživeće i dugoživeće. U dugoživeće radioaktivne izotope spadaju na primer izotopi uranijuma ${}^{235}\text{U}$ i ${}^{238}\text{U}$, izotop torijuma ${}^{232}\text{Th}$, kao i izotop kalijuma ${}^{40}\text{K}$, pri čemu prva tri grade radioaktivne nizove koji se završavaju stabilnim potomkom. Opseg perioda poluraspada ovih izotopa je od 10^8 godina do 10^{10} godina i jasno je da još uvek nisu nestali iz prirode i mogu se u njoj naći. Sa druge strane, jezgra koja nastaju u nuklearnim reakcijama mogu se raspadati gotovo momentalno i ona bi svakako spadala u grupu kratkoživećih [4].

Na osnovu gore navedenog, jasno je da radionuklidi mogu biti prirodnog i veštačkog karaktera. Veštački radioizotopi mogu se proizvesti u nuklearnim reaktorima, ciklotronima, akceleratorima i nuklidskim generatorima u procesima nuklearnih reakcija. Proizvedeni radionuklidi su od velikog značaja i upravo se oni primenjuju u medicini. Ovi radionuklidi se u dijagnostici koriste kao obeleživači - markeri, dok se u terapiji koriste kao izvori jonizujućeg zračenja koji isporučuju letalne doze zračenja obolelim ciljnim ćelijama. U tom smislu se najčešće gama emiteri koriste u dijagnostičke, a beta (ili alfa) emiteri u terapijske svrhe. Uzrok leži u samoj prirodi depozicije doze zračenja: beta zračenje odnosno beta čestice imaju izuzetno kratke domete u poređenju sa emitovanim gama zračenjem, što smanjuje isporučenje doze okolnom zdravom tkivu (idealno bi bilo da okolno tkivo ne prima nikakvu dozu ali je to praktično

neizvodljivo), dok gama zračenje ima značajno veće, što između ostalog i omogućava njegovu detekciju. Odavde se može izvesti još jedan bitan zaključak: gama emiteri sa kratkim periodom poluraspada pronalaze primenu u medicinskom imidžingu, a beta ili alfa emiteri sa dužim periodom poluraspada u terapiji. Period poluraspada prema tome ima izuzetno važnu ulogu u odabiru radionuklida za nuklearno-medicinske procedure. U kliničkoj primeni koriste se radionuklidi sa kratkim vremenom poluraspada od nekoliko sekundi do nekoliko dana, pri čemu treba imati u vidu i pripremu radiofarmaceutika (ili radioobeleživača) zbog koje period ne sme biti prekratak kako bi bilo dovoljno vremena i za njegovu pripremu i injektovanje u pacijenta i, na kraju krajeva, za izvršenje same procedure. Kako bi svaka procedura bila uspešno izvedena (imajući u vidu minimalno ozračivanje zdravog tkiva i pacijenta uopšte) neophodno je ostvariti optimalnu dozu zračenja. Ova doza zavisi od energije i aktivnosti određenog izvora (zavisi na primer i od vrste emitera ali u ovom kontekstu to podrazumevamo) što nužno utiče na količinu primenjenog radionuklida. Kako je osnovna ideja nuklearno-medicinskih procedura ubrizgavanje radionuklida koji će se uključiti u biološke procese određene ispitivane regije unutar organizma (i davati funkcionalne informacije u slučaju dijagnostike) neophodno je koristiti male količine radionuklida kako se ne bi poremetile normalne biološke funkcije, što sa druge strane zahteva visoke vrednosti specifične aktivnosti⁶. Dakle, količina pripremljenog radiofarmaceutika (ili radioobeleživača) koja se ubrizgava u pacijenta za zadatu radijacionu dozu zavisi od specifične aktivnosti radionuklida. Na slici 5 prikazan je jedan pripremljen radiofarmaceutik u svom specijalnom zaštitnom pakovanju. Na etiketi su obavezno navedeni podaci o aktivnosti uzorka na dan kalibracije tj. proizvodnje uz tačan datum i vreme, potom roku trajanja (datum i vreme nakon kog se radiofarmaceutik ne sme koristiti), količini i specifičnoj aktivnosti uzorka, načinu unosa u organizam pacijenta i uslovima čuvanja preparata [12, 13, 14].



Slika 5. Pripremljen radiofarmaceutik u specijalnom zaštitnom pakovanju [11].

Veoma je važno istaći da samostalni radionuklidi, u formi elemenata, imaju izuzetno limitaran opseg primene u medicinske svrhe. Radionuklidi se zapravo najčešće koriste u kombinaciji sa takozvanim "nosačima" odnosno jedinjenjima gradeći posebno dizajnirane radioobeleživače (dijagnostička primena) ili radiofarmaceutike (terapijska primena) koji bi mogli ciljano da se vezuju i nakupljaju u takozvanim *target* ćelijama/tkivima. Ova kombinacija radionuklid + nosač može se izvesti supstitucijom ili kreiranjem analoga nekog molekula koji je deo bioloških procesa. Dok pod supstitucijom podrazumevamo zamenu nekog elementa sa odgovarajućim istorodnim elementom ali sa nestabilnim nuklidom, proces kreiranja analoga podrazumeva malu izmenu osnovnog jedinjenja zarad dobijanja nekih povoljnijih bioloških karakteristika poput brže apsorpcije ili metabolizma, kao i dobijanja trajnijeg markera na primer. Prema tome, odavde se može lako zaključiti da prednost u odabiru radionuklida imaju upravo oni koji mogu graditi jedinjenja, takozvane prekursore, koja učestvuju u daljem formiranju nekog drugog jedinjenja ali su posebno značajni i oni koji se mogu relativno lako ugraditi u biomolekule poput proteina ili ugljenih hidrata ne menjajući im naročito biohemijske karakteristike. Primer za supstituciju bila bi zamena ugljenikovog atoma ¹²C u molekulu glukoze (C₆H₁₂O₆) sa izotopom ugljenika ¹¹C, dok bi primer kreiranja analoga bila zamena hidroksilne -OH grupe na drugom atomu ugljenika, unutar istog molekula, sa izotopom fluora ¹⁸F gradeći molekul FDG⁷. U slučaju supstitucije ne bi došlo do promena biohemijskih osobina i obeleženi molekul bi u potpunosti pratio put metabolizma "obične" glukoze, dok bi analog uspeo samo do izvesne granice da oponaša original i učestvuje u njegovom metaboličkom putu na šta se treba posebno obratiti pažnja ukoliko se ispituje funkcija blisko povezana sa originalnim molekulom

⁶ Pod specifičnom aktivnošću podrazumevamo aktivnost po masi odnosno zapremini uzorka. U slučaju da su radiofarmaceutici formi rastvora na primer, specifična aktivnost bi se izražavala u $\frac{MBq}{ml}$ ili $\frac{mCi}{ml}$.

⁷ eng. *Fluoro-Deoxy Glucose (FDG)* - Fluorodeoksiglukoza

[10, 12, 13]. U tabeli 1 dati su neki najčešće korišćeni radionuklidi i radiofarmaceutici u nuklearnoj medicini sa svojim periodom poluraspada i mogućoj kliničkoj primeni.

Vrednosti za periode poluraspada u tabeli 1 se odnose na fizičke periode poluraspada radionuklida. Međutim, radionuklidi unutar organizma učestvuju u biohemijskim procesima, metabolizmu, te je u slučaju biološkog transporta potrebno uvesti takozvani efektivni period poluraspada T_{ef} koji bi zavisio od perioda poluraspada radionuklida $T_{1/2}$ ali i biološkog perioda T_b , koji zavisi od stepena izlučivanja radioaktivne supstance iz organizma i karakteristika je hemijske forme u kojoj se nalazi radionuklid, kao i fiziološke funkcije ispitivanog organa. Ovaj efektivni period poluraspada T_{ef} uvek je kraći i od fizičkog $T_{1/2}$ i biološkog perioda poluraspada T_b [12, 14]. Na osnovu opšte definicije konstante radioaktivnog raspada $\lambda = \frac{\ln 2}{T_{1/2}}$ može se izvesti izraz za izračunavanje efektivnog perioda poluraspada:

$$\lambda_{ef} = \lambda_b + \lambda_f \Rightarrow \frac{1}{T_{ef}} = \frac{1}{T_b} + \frac{1}{T_{1/2}} \Rightarrow T_{ef} = \frac{T_b \cdot T_{1/2}}{T_b + T_{1/2}} \quad (5)$$

Ovaj efektivni period poluraspada nam tačnije opisuje zadržavanje nekog radionuklida u organizmu, pošto se u nekim slučajevima on iz tela može eliminisati putem radioaktivnog raspada, dok se u drugim može eliminisati i putem bioloških procesa izlučivanja. Ukoliko bi se kao radionuklid, na primer, koristio izotop stroncijuma, došlo bi do njegovog nagomilavanja u kostima odnosno do njegove inkorporacije i on bi iz tela bio eliminisan isključivo putem radioaktivnog raspada, te bi mu efektivni period poluraspada zapravo odgovarao fizičkom [12].

Tabela 1. Neki najčešće primenjivani radionuklidi i radiofarmaceutici u nuklearnoj medicini [13].

Mod raspada	Radionuklid	Radiofarmaceutik	$T_{1/2}$	Klinička upotreba
β^- - emiter	^{131}I	Natrijum-jodid kapsule	8 d	Tireotoksikoza, karcinomi tiroidne žlezde
	^{89}Sr	Stroncijum-hlorid injekcija	50 d	Palijativno lečenje koštanih metastaza
β^+ - emiter	^{15}O	$^{15}\text{O}_2$ gas	2.04 min	Imidžing moždanog krvotoka
	^{11}C	^{11}C - metionin	20.4 min	Karcinom prostate
	^{13}N	^{13}N - amonijak	9.97 min	Srčana perfuzija
	^{18}F	FDG injekcija	109.8 min	Detekcija tumora
Elektronski zahvat	^{111}In	Rastvor indijum-hlorida	67 h	Obeležavanje antitela
	^{123}I	Natrijum-jodid injekcija	13 h	Imidžing tiroidne žlezde
Izomerna tranzicija	^{99m}Tc	Natrijum-pertehnetat injekcija	6 h	Imidžing tiroidne žlezde, pljuvačnih žlezda i želudačne mukozne membrane (sluznice)
	^{81m}Kr	Kr gas	13 s	Imidžing pulmonalne ventilacije (disanja)

RADIOHEMIJSKA LABORATORIJA - PRIREMA RADIOFARMACEUTIKA NA INSTITUTU ZA ONKOLOGIJU VOJVODINE U SREMSKOJ KAMENICI

Priprema radiofarmaceutika podrazumeva tri osnovna koraka: proizvodnju radioizotopa, sintezu nosača tj. nereaktivnog jedinjenja i sjedinjavanje radionuklida sa nosačem. Vreme potrebno za proizvodnju radiofarmaceutika mora biti što kraće kako bi profesionalno izloženo lice primalo što manje doze, dok se kontaminacija mora svesti na minimum. Upotreba specijalne zaštitne opreme (kecelje, rukavice, naočare) i ličnih dozimetara je nužna za medicinsko osoblje. Projektovanje samog radnog prostora - radiohemijske laboratorije, mora biti u skladu sa propisima o bezbednosti i zaštiti od jonizujućeg zračenja kako bi se izloženost osoblja i pacijenata svela na minimum.

Ranije smo spomenuli da se veštački radioizotopi mogu proizvesti u nuklearnim reaktorima, ciklotronima i nuklidskim generatorima u procesima nuklearnih reakcija. Međutim, potrebno je istaći da Centar za Nuklearnu medicinu Instituta za onkologiju Vojvodine, u Sremskoj Kamenici, ne raspolaže tehnologijom poput ciklotrona za proizvodnju radioizotopa zbog čega ih je neophodno poručivati. Budući da svaka nuklearno-medicinska procedura zahteva tačno određenu aktivnost radionuklida neophodno je poručivati emitere viših aktivnosti. Vrednost aktivnosti koju treba poručiti zavisi od optimalne aktivnosti izvora na datum primene (dan i vreme) i vremena koje je potrebno za transport ovog radioizotopa od mesta proizvodnje do Instituta. Iz zakona radioaktivnog raspada nalazi se izraz koji pokazuje kako aktivnost nekog izvora eksponencijalno opada sa vremenom, odakle se može izraziti početna aktivnost:

$$A = A_0 \cdot e^{-\lambda t} \Rightarrow A_0 = A \cdot e^{\lambda t} = A \cdot e^{\frac{\ln 2}{T_{1/2}} \cdot t} \quad (6)$$

gde je A aktivnost izvora nakon vremena t , A_0 početna aktivnost radioaktivnog izvora [4]. U našem slučaju, A predstavlja optimalnu vrednost aktivnosti na dan primene radioizotopa (ova se aktivnost može nivelisati razblaživanjem prilikom proizvodnje radiofarmaceutika [15]), t vreme isporuke radioizotopa, a A_0 vrednost aktivnosti koju je potrebno poručiti. U principu mogu se poručivati i veće aktivnosti radioizotopa, međutim to iziskuje još više novčane troškove i posebno odlaganje izvora.

OSNOVNE DIJAGNOSTIČKE I TERAPIJSKE METODE NUKLEARNE MEDICINE

Nuklearna medicina koristi radionuklide kako bi prikupila informacije o funkcionisanju organa od interesa ili kako bi tretirala određena maligna ali i benigna oboljenja, te ima značajnu ulogu kako u dijagnostici, odnosno medicinskom imidžingu, tako i u terapiji. Različiti modaliteti nuklearne medicine često se koriste zarad prikupljanja informacija neophodnih za brzo uspostavljanje dijagnoze različitih oboljenja i poremećaja funkcije tiroidne žlezde, kostiju, srca, jetre i drugih organa dostupnih imidžingu pomoću radionuklida [16]. U zavisnosti od tipa procedure - dijagnostičke ili terapijske, koriste se izvori različitih aktivnosti. Tako se na primer na Institutu za onkologiju Vojvodine, u Sremskoj Kamenici, za dijagnostičke potrebe može koristiti jod ¹³¹I sa aktivnošću od 0.37 MBq i 124 MBq ili 1.85 GBq i 3.7 GBq u slučaju radiojodne terapije [15]. Na ovom primeru se može jasno videti da u slučaju terapijskih procedura emiteri isporučuju izuzetno visoke doze zračenja, usled čega preti i veća opasnost od izlaganja zračenju i medicinskog osoblja.

DIJAGNOSTIČKE METODE - IMIDŽING NUKLEARNE MEDICINE

Za razliku od radioloških imidžing metoda koje podrazumevaju upotrebu spoljašnjeg izvora zračenja i pravljenje morfoloških slika - radiograma na osnovu propuštenog x-zračenja kroz telo pacijenta, imidžing tehnike nuklearne medicine baziraju se na detekciji gama zračenja koje potiče iz izvora koji se nalazi unutar tela pacijenta, a slike koje nastaju nazivaju se scintigrami⁸ i oslikavaju fiziološke funkcije. Patološki promenjeno nakupljanje radioobeleživača - markera označava se kao lezija i ona se dakle prikazuje izuzetno kontrastno prema okolini. Ukoliko radioobeleživača u nekoj oblasti ima više nego u odnosu na okolno tkivo, za takvu leziju se kaže da je "topla", dok je "hladna" ukoliko ga ima manje (od normalnog). Hladne lezije imaju maksimalni kontrast ukoliko u njoj uopšte ne postoji nakupljanje markera i tada je radioobeleživač normalno distribuiran u okolnom tkivu. Sa druge strane, u nekim ekstremnim slučajevima, može doći do potpune akumulacije trejsera unutar takozvane tople lezije pri čemu se okolno tkivo scintigrafski uopšte ne prikazuje (primer je hiperfunkcionalni čvor tiroidne žlezde). Kontrast tople lezije može biti mnogo veći u poređenju sa kontrastom hladnih lezija. Uočljivost lezije na scintigramu prvenstveno zavisi od kontrastnog prikazivanja u odnosu na okolinu, ali takođe zavisi i od njene veličine i rezolucije detektorskog sistema. Usled slabe rezolucije detektorskog sistema može doći do "prekrivanja" male hladne lezije zbog aktivnosti okolnog tkiva (zamaskirana je) što smanjuje njeno kontrastno prikazivanje i mogućnost uočavanja. Za razliku od scintigrafije koja pruža planarne projekcije trodimenzionalne distribucije radioobeleživača odnosno 2D slike, tehnike poput SPECT⁹ i PET¹⁰ pružaju slojevita snimanja i dobijanje 3D slike. U oba slučaja, kako za 2D tako i za 3D, koristi se gama kamera kao detektor [12].

SPECT imidžing odnosno jednofotonska emisiona kompjuterizovana tomografija u smislu akvizicije se ne razlikuje mnogo od planarnog gama imidžinga. Pomoću gama kamere koja može da rotira prikuplja se emitovano zračenje i stvaraju se slike preseka na osnovu kojih računar koristeći posebne algoritme vrši tomografsku rekonstrukciju i stvaranje 3D slike. PET imidžing je veoma sličan SPECT imidžingu u pogledu upotrebe radioobeleživača i detektovanja gama zraka, ali imaju jednu bitnu razliku - PET imidžing podrazumeva detekciju fotonskog para! Dakle, PET koristi pozitronske emitere pri čemu se vrši detekcija indirektnog gama zračenja. Naime, nakon radioaktivnog raspada nuklida dolazi do emisije pozitrona koji interaguje sa materijom i na kraju svog puta (koji zavisi od energije i uglavnom je svega par

⁸ Emitovani gama zraci detektuju se pomoću scintilacionih detektora kod kojih dolazi do pojave luminescencije usled apsorpcije gama zraka i javljaju se scintilacije koje se pojačavaju unutar fotomultiplikatorske cevi i dalje elektronikom sprovode, obrađuju i analiziraju radi stvaranja slike - scintigrama, koji nosi ime po nastalim scintilacijama [12].

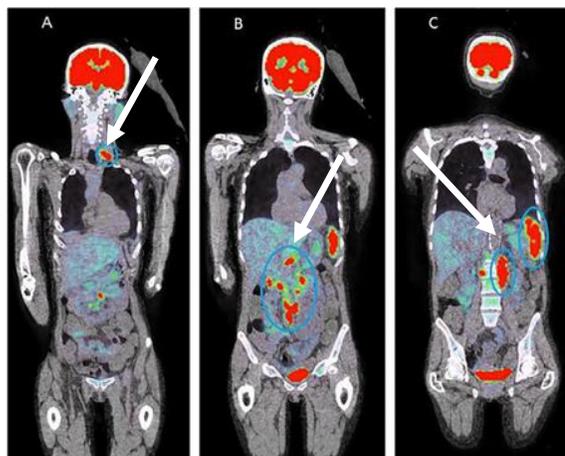
⁹ eng. *Single-Photon Emission Computed Tomography (SPECT)* - Jednofotonska emisiona kompjuterizovana tomografija

¹⁰ eng. *Positron-Emission Tomography (PET)* - Pozitronska emisiona tomografija

milimetara) se sudara sa elektronom pri čemu dolazi do anihilacije - pozitron i elektron nestaju, a emituju se dva gama kvanta od 511 keV (odgovaraju energijama mirovanja čestica) duž istog pravca ali suprotnog smera. Upravo je ova karakteristika osnova PET imidžinga zbog čega detektorski sistem radi u režimu takozvane koincidentne detekcije pri čemu se registruju samo oni parovi događaja koji su gotovo istovremeni, u uskom vremenskom intervalu od nekoliko nanosekundi, pružajući time i veću prostornu rezoluciju od SPECT tehnike. Najčešći SPECT radionuklid je ^{99m}Tc , a PET ^{18}F u formi FDG radiofarmaka [12, 17, 18, 19].

Dijagnostičke mogućnosti imidžinga nuklearne medicine zavise od raznovrsnosti nosača u koje ugrađujemo radionuklide, pa tako jedan isti radionuklid može doći do različitih željenih lokacija upotrebom odgovarajućih radioobeleživača koji bi se nakupljali u regijama od interesa (za ispitivanje mozga, srca, bubrega, itd). Količine radioobeleživača koje se upotrebljavaju u dijagnostičkim procedurama su male [12] pa ne postoji pretnja od nekih neželjenih fizioloških efekata kao u terapijskim procedurama, ali se svakako mora voditi računa o dozi zračenja koju će primiti pacijent. Upravo zbog ovoga je potrebno izvršiti procenu i najoptimalniji odabir radionuklida. Kako nam je cilj da dobijemo upotrebljivu sliku, nikako savršenu, neophodno je odabrati radionuklid sa periodom poluraspada dovoljnim za izabranu dijagnostičku proceduru uz optimalnu aktivnost uzorka koja zavisi i od karakteristika samog pacijenta (na primer: građa, težina, metabolizam) i od tehničke postavke procedure i vremena snimanja. Radionuklid se dakle mora dovoljno dugo zadržati u organizmu, a aktivnost uzorka mora biti taman dovoljna kako bi pružila korisne informacije (sa porastom aktivnosti raste i kvalitet slike). Ukoliko radionuklid ne bi dovoljno dugo opstajao u organizmu ili bi aktivnost bila preniska, pacijent bi svakako primio manje doze, ali se ne bi dobila upotrebljiva slika zbog čega bi procedura morala biti ponovljena usled čega bi došlo do povećanja primljene doze.

Treba napomenuti da se nuklearno-medicinske dijagnostičke metode PET i SPECT često praktikuju u kombinaciji sa nekom od morfoloških imidžing metoda kao što su CT^{11} ili MRI^{12} pružajući na taj način potpunije informacije o anatomskim strukturama i njihovim funkcijama [10]. Na slici 6 upravo je dat prikaz jednog PET/CT snimka pri korišćenju FDG farmaceutika.



Slika 6. FDG PET/CT snimak koji ukazuje na hipermetabolične limfne čvorove (strelice ukazuju na zaokružene oblasti plavom bojom): (A) supraklavikularni limfni čvor; (B) i (C) više limfnih čvorova u hepatičnoj, periaortnoj i ilijačnoj regiji [20].

TERAPIJSKE METODE

Iako se radionuklidi u nuklearnoj medicini mahom koriste u dijagnostičke svrhe, veoma je važno spomenuti i njihovu terapijsku primenu. Radionuklidna terapija u užem smislu podrazumeva upotrebu radiofarmaceutika kao otvorenih izvora zračenja za lečenje, ublažavanje i kontrolnu malignih i benignih oboljenja [21]. Osnova svake uspešne radioterapije je dovoljna akumulacija izabranog radiofarmaceutika i njegovo produženo zadržavanje u target ćelijama/tkivu. U zavisnosti od ciljnog tkiva bira se odgovarajući nosač u koji se ugrađuje radionuklid tako da sintetisani radiofarmaceutik ima visoku sklonost, odnosno afinitet, ka vezivanju (nagomilavanju) u željenom tkivu. Na ovaj način vrši se selektivna isporuka visokih doza obolelom tkivu pri čemu okolno zdravo tkivo prima minimalne doze [22]. Sam mehanizam radionuklidne terapije zasnovan je na izazivanju radijacione inflamacije (zapaljenja) koja se završava nekrozom i fibrozom što utiče na smanjenje tumorskog, hiperfunkcijskog, hipermetaboličkog i

¹¹ eng. *Computed Tomography (CT)* - Kompjuterizovana tomografija

¹² eng. *Magnetic Resonance Imaging (MRI)* - Magnetna rezonantna tomografija - MRT

proliferativnog tkiva. Terapijska primena radiofarmaceutskih preparata može se sprovoditi ambulantno i u bolničkim uslovima [23].

Za razliku od dijagnostičkih metoda nuklearne medicine koje podrazumevaju upotrebu gama emitera čije zračenje treba da proдре kroz telo ispitanika da bi došlo do detektora, terapijske metode zahtevaju upotrebu radionuklida čije je zračenje veće relativne biološke efektivnosti¹³, te se u tom smislu upotrebljavaju alfa ili beta emiteri čiji su dometi u tkivu izuzetno mali (reda mm i μm) usled čega najveći deo energije zračenja biva apsorbovan unutar ciljane zapremine [22]. Šteta koju ovakvo emitovano radionuklidno jonizujuće zračenje nanosi DNK lancu obolelih ćelija je nepopravljiva i dovodi do njihovih odumiranja.

Radionuklidi se takođe koriste i u terapiji spoljašnjim snopom, u takozvanoj teleterapiji kobaltnim jedinicama, pri čemu se kao izvor koristi radioaktivni izotop kobalta ^{60}Co , ali je ovaj oblik terapije znatno suzbijen razvojem linearnih akceleratora koji zahvaljujući svojim kompaktnim i efikasnim dizajnom pružaju niz mogućnosti za upotrebu elektronskih i rendgenskih megavoltažnih snopova u radioterapiji. ^{60}Co se može koristiti u tretiranju moždanih tumora u proceduri poznatoj kao radiohirurgija odnosno operacija gama nožem [17].

Radionuklidi koji se koriste u kratkodometnoj unutrašnjoj radionuklidnoj terapiji odnosno brahiterapiji najčešće su gama ili beta emiteri i postavljaju se u vidu zatvorenih izvora sa metalnom košuljicom - implanata u obliku žice, igle ili na primer zrna. Implanti mogu biti privremeni ili permanentni u zavisnosti od vremena ostavljanja u pacijentu koje je potrebno za otpuštanje doze zračenja. Privremeni implantati se ostavljaju u telu svega nekoliko sati do nekoliko dana i najčešće se koriste u terapijama ginekoloških karcinoma, dok permanentni otpuštaju male doze u toku nekoliko meseci, recimo kao u terapiji kancera prostate. Izotop joda ^{131}I najčešće se koristi u tretiranju karcinoma tiroidne žlezde i verovatno je najuspešniji oblik lečenja karcinoma, mada se takođe može koristiti i u lečenju njenih benignih oboljenja. Privremeni implantati iridijuma ^{192}Ir posebno su značajni zbog aplikacije u dojci i glavi, dok se permanentni implantati joda ^{125}I i paladijuma ^{103}Pd koriste u brahiterapiji rane (početne) faze karcinoma prostate [17, 24, 25].

Mnoge terapijske procedure su palijativne i koriste se kako bi pacijentu olakšale tegobe, najčešće kako bi ublažile bol. Na primer, izotop stroncijuma ^{89}Sr i samarijuma ^{153}Sm se koriste za ublažavanje bola u kostima prouzrokovanog kancerom. Sa druge strane, ^{177}Lu dotat se koristi u terapiji neuroendokrinih tumora i efikasan je tamo gde ostali modaliteti nisu [17].

Pre početka terapije neophodno je informisati pacijenta o samoj proceduri, mogućim komplikacijama i nuspojavama kako bi mogao da razume sam terapijski proces i u što većoj meri ispoštovao savete lekara za pripremu, što bi uticalo na povećanje efikasnosti procedure, ali i kako bi se pridržavao određenih pravila ponašanja u cilju smanjenja izloženosti zračenju osoba u svojoj neposrednoj okolini, mada se pacijenti kojima je aplicirano manje od 200 MBq radiofarmaceutika ^{32}P , ^{90}Y , ^{186}Re , ^{153}Sm ili ^{89}Sr mogu otpustiti i bez propisivanja posebnih restriktivnih mera ponašanja [23]. U cilju povećanja efikasnosti radiojodne terapije pacijentima savetuje dijeta siromašna jodom dve nedelje pred zakazani termin procedure i 24h nakon primljene terapije, te se hrana koja sadrži jodiranu ili morsku so, potom riba, morski plodovi, mlečni proizvodi (poput mleka, sira, jogurta i putera) ili na primer kupovno pecivo (većina sadrži jodiranu so) treba izbegavati. Pacijent nakon primljene terapije ostaje u terapijskom bloku, a nakon njegovog otpuštanja savetuje mu se (u periodu od dve nedelje) izbegavanje kontakta sa malom decom i trudnicama, potom spavanje u odvojenoj prostoriji, održavanje propisanog rastojanja od ukućana, pojačan unos tečnosti i višestruko puštanje vode nakon upotrebe toaleta. U nekim slučajevima od neželjenih dejstava može doći do pojave bola i otoka u regiji oko parotidnih žlezda, kao i do privremenog gubitka ukusa i suvoće usta. Savetovana je upotreba kiselih bombona i žvakaćih guma koje pojačavaju lučenje pljuvačke čime se smanjuje izloženost pljuvačnih žlezda zračenju. Trudnicama i dojiljama radiojodna terapija nikako nije preporučena [26, 27].

¹³ eng. *Relative Biological Effectiveness (RBE)* - Relativna biološka efektivnost; RBE se definiše kao odnos doza različitih vrsta zračenja koje izazivaju iste biološke efekte. Relativna biološka efektivnost zavisi od više faktora, a neki od njih su: energija, tip zračenja/čestice, dimenzije organa, vrste tkiva, prisutnost kiseonika. Ukoliko se za jedno zračenje kaže da je biološki efektivnije u odnosu na neko drugo, to znači da se isti biološki efekti postižu pri manjim dozama tog efektivnijeg zračenja. Na primer, alfa zračenje je efektivnije od gama zračenja.

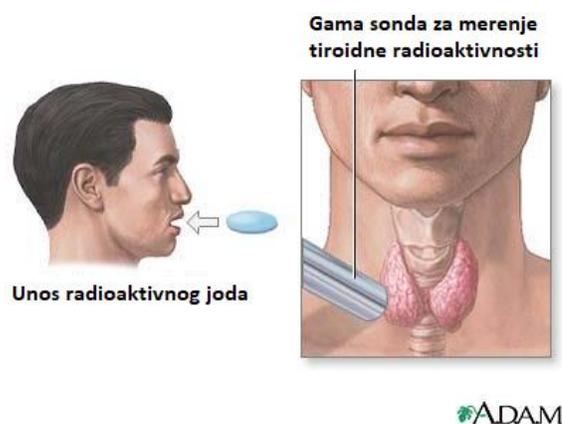
Uopšteno govoreći, radionuklidna terapija karcinoma je efikasna i neinvazivna i ispoljava sličnu toksičnost kao i radioterapija i hemoterapija. Doze koje pacijent prima po terapijskoj proceduri su obično od 20 do 60 Gy [17], ali treba napomenuti da usled nekih procedura poput tiroidne ablacije jodom ^{131}I ili terapije uznepredovalih metastatskih oboljenja pacijenti ostaju izuzetno radioaktivni [26]. U slučaju radiojodne terapije ukoliko je aktivnost primenjenog radiofarmaceutskog preparata veća od 400 MBq ^{131}I , terapija se mora sprovesti u bolničkim uslovima, nikako ambulantnim, i to u posebnim prostorijama koje su projektovane za kontrolisanu radijacionu zonu. Pacijent može biti otpušten iz bolnice kada aktivnost apliciranog ^{131}I opadne ispod 400 MBq [23]. Prema tome, procedure koje pacijente ostavljaju veoma radioaktivnim zahtevaju privremeno hospitalizovanje pacijenata i otpuštanje tek nakon pada radioaktivnosti do propisanih dozvoljenih vrednosti, međutim javlja se problem prirodnog izlučivanja radionuklida.

Tako se za vreme hospitalizacije pacijenta u slučaju primene joda ^{131}I dosta ovog radionuklida izluči prirodnim putem pre nego što aktivnost izvora uspe da opadne [26]. U tom smislu, pacijentima je obezbeđen poseban toalet iz kog je kanizacioni odvod (sistem) odgovarajući zaštićen. Centar za nuklearnu medicinu Instituta za onkologiju Vojvodine u Sremskoj Kamenici u Novom Sadu je problem izlučenog radioaktivnog otpada rešio izgradnjom bazena za privremeno skladištenje radioaktivnog otpada. Naime, tečni radioaktivni otpad se kanizacionim sistemom sprovodi iz toaleta za pacijente do sistema prelivnih bazena u kojima se odlažu dok aktivnost izvora ne opadne do dozvoljenih granica za njihovo otpuštanje u redovnu, gradsku kanizacionu mrežu [28].

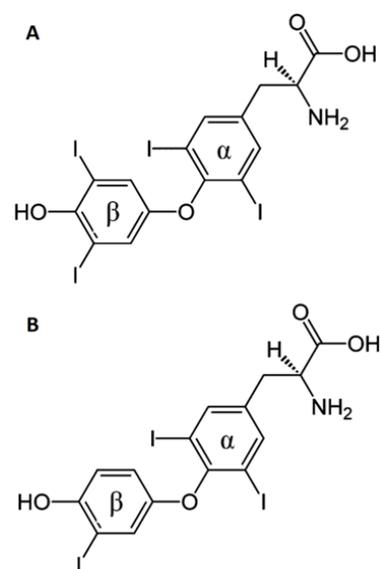
RADIOIZOTOP ^{131}I - BIOLOŠKA I FIZIČKA OSNOVA RADIOJODNE TERAPIJE

Jod je jedan od esencijalnih minerala i od vitalnog je značaja za ljudski organizam jer je neophodan štitnoj žlezdi za proizvodnju hormona štitne žlezde - trijodtironina (T3) i tiroksina (T4), koji regulišu mnogobrojne funkcije u organizmu uključujući i rast i razvoj. Po jednom molekulu trijodtironina i tiroksina ulaze tri odnosno četiri atoma joda, respektivno. Budući da ljudski organizam nije sposoban da proizvodi jod, neophodno ga je unositi u organizam putem ishrane. U slučaju nedovoljnog unosa joda nastaje stanje jodne insuficijencije i tiroidnoj žlezdi je onemogućena sinteza tiroidnih hormona, što može dovesti do pojave strume (gušavosti)¹⁴ i lakših i težih oblika intelektualnih nesposobnosti. Kako tiroidni hormoni regulišu rast mozga u razvoju, jasno je da je jod krucijalni nutritijent u periodu trudnoće, ranog detinjstva i odrastanja. Čak i lakši oblici jodne insuficijencije rezultuju smanjenjem koeficijenta inteligencije kod dece, mada se poremećaji moždanih funkcija mogu javiti i kod odraslih. Nedostatak joda u detinjstvu vezuje se za pojavu gušavosti, smanjenje intelektualnih i motoričkih sposobnosti, kao i povećanim rizikom za pojavu hiperkinetičkog poremećaja kod dece [30, 31].

U svom elementarnom stanju, jod je sjajno metalnosive boje i pri normalnim uslovima nalazi se u čvrstom stanju iz kog lako može



Slika 7. Radiojodna terapija. Radioaktivni jod se unosi u vidu tečnog rastvora ili čvrste pilule i potom se nakuplja u tkivu tiroidne žlezde koje ga ne razikuje od stabilnog joda i uključuje ga u proces sinteze tiroidnih hormona [29].



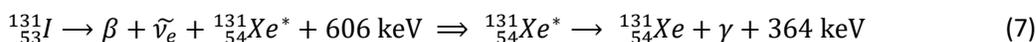
Slika 8. Molekuli tiroidnih hormona: (A) tiroksin i (B) trijodtironina [32].

¹⁴ Struma ili gušavost je uvećanje tiroidne žlezde usled smanjene sinteze tiroidnih hormona.

preći u ljubičast gas (paru) procesom sublimacije. Budući da je redni broj joda $Z=53$, klasifikovan je kao nemetal i halogeni element i dosta je reaktivan [6]. Od 37 do sada poznatih izotopa joda svi podležu radioaktivnom raspadu sem izotopa ^{127}I koji je stabilan i koji se može naći u prirodi. Od svih radioizotopa joda najčešće korišćeni je jod ^{131}I .

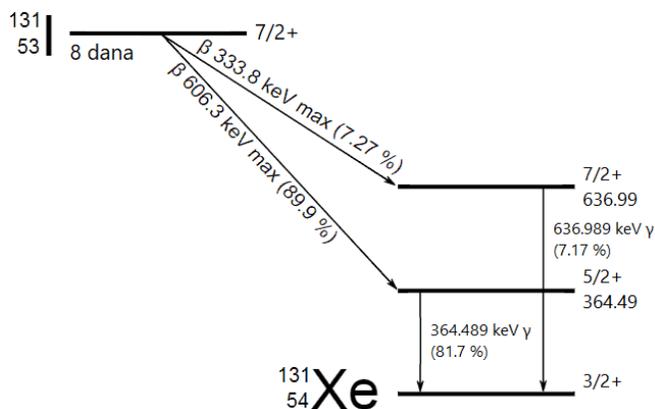
Radioizotop joda ^{131}I , kao što smo spomenuli, spada u grupu kratkoživećih izotopa i ima period poluraspada od 8.0545 ± 0.0063 dana [33]. Može se proizvesti fisijom urana ^{235}U ili ozračivanjem stabilnog telura neutronima u nuklearnom reaktoru.

Najčešće se koriste nuklearne reakcije pri kojima se meta od telura bombarduje neutronima. Pri jednoj ovakvoj reakciji, usled ozračivanja mete od telura ^{130}Te dolazi do neutronskog zahvata pri čemu nastaje nestabilni izotop telura ^{131}Te i ova reakcija se može prikazati kao $^{130}\text{Te}(n,\gamma)^{131}\text{Te}$. Nestabilni izotop telura potom doživljava beta raspad čime nastaje radioaktivni jod ^{131}I koji se i sam raspada beta raspadom do stabilnog izotopa ksenona ^{131}Xe . Isečak šeme raspada radioaktivnog joda ^{131}I prikazan je na slici 9 i sa nje se jasno vidi da primarni kanal raspada podrazumeva emisiju elektrona maksimalne energije od približno 606 keV i gama kvanta od 364 keV [34, 35]. Ovaj kanal raspada se može jednostavno prikazati kao:



Budući da je tkivo štitne žlezde jedino tkivo u kome se vrši nakupljanje joda, prilikom radiojodne terapije koristi se radioaktivni jod ^{131}I koji aktivno oponaša stabilni jod zbog čega će do njegovog radioaktivnog raspada doći upravo u tkivu štitnjače (hemijske osobine radioaktivnog i stabilnog joda su iste jer se radi o izotopima istog hemijskog elementa). Ovaj radioizotop najčešće se koristi u formi natrijum-jodida (Na^{131}I) i ^{131}I -jobenguana (^{131}I -MIBG) [34, 37]. Radioaktivni raspad, kao što smo videli, odvija se u dva koraka i tom prilikom se emituje gama zračenje i visokoenergetski elektroni koji prodiru kroz tkivo štitne žlezde i oštećuju okolno tkivo do rastojanja od nekih 2 mm od izvora zračenja [7].

Svaki oblik radiokontaminacije jodom ^{131}I , bilo radnog prostora, životne sredine usled neadekvatno odloženog radioaktivnog otpada ili spoljašnje i unutrašnje kontaminacije pojedinca uopšte, predstavlja veliku opasnost upravo zbog prirode radioaktivnog raspada ovog izotopa. Ukoliko bi došlo do unutrašnje kontaminacije pojedinca jodom ^{131}I , najveću štetu primila bi štitna žlezda u kojoj bi se ovaj izotop taložio, jer bi bila izložena razornom dejstvu zračenja ovog beta emitera. Dodatno, činjenica da jod lako sublimiše u izuzetno pokretljivu ljubičastu paru, koja se inhalacijom jednostavno može uneti u organizam, predstavlja samo još jednu dodatnu opasnost u slučaju akcidenta/radiokontaminacije. Jedan ovakav radioaktivni izotop joda ispušten u prirodu lako postaje deo lanca ishrane budući da ga biljke apsorbuju u svom korenu i listovima koje potom mogu konzumirati životinje i/ili ljudi. Uneti radioaktivni izotop joda se iz organizma može izbaciti prirodnim lučenjem najviše kroz urin, mada se deo može izlučiti i kroz pljuvačku, feces i znoj [26]. Biološki period poluraspada joda iznosi oko 80 dana, što bi uz fizički period poluraspada joda ^{131}I od približno 8 dana dalo efektivni period poluraspada od oko 7 dana (ove vrednosti mogu varirati) [38]. Toksičnost ovog radioizotopa kod ljudi, kao što smo napomenuli, zavisi od uzrasta izloženog pojedinca i svakako je najizraženija kod dece i adolescenata nego kod odraslih.



Slika 9. Isečak šeme raspada joda ^{131}I [36].

RADIOAKTIVNI OTPAD

Svaki otpad koji u sebi sadrži radioaktivne materijale čija dalja upotreba nije ni planirana ni predviđena karakteriše se kao radioaktivni otpad (skraćeno RAO) [39]. Ukoliko ovaj otpad nastaje prilikom različitih primena radioizotopa u medicini onda se on označava kao medicinski radioaktivni otpad. Prema tome, sve nuklearno-medicinske procedure, kako dijagnostičke tako i terapijske, neizbežno stvaraju radioaktivni otpad sa kojim se mora pažljivo postupati budući da je opasan po životnu sredinu i zdravlje čoveka. Ovaj radioaktivni otpad može se javiti u više različitih formi - kontaminirana medicinska oprema na kojoj se određeni radioizotopi mogu pronaći u tragovima, odeća, pa na kraju krajeva, i sam izvor zračenja (kobaltne jedinice ili na primer izvori u brahiterapiji nakon isteka "roka trajanja") [40]. Uz ove standardne oblike medicinskog radioaktivnog otpada, javlja se još i izlučeni radioaktivni otpad. Ovaj izlučeni (organski) radioaktivni otpad posledica je apliciranja radionuklida u telo čoveka, radi sprovođenja odgovarajuće nuklearno-medicinske procedure, i njegovog metabolizma. Pod izlučenim radioaktivnim otpadom podrazumevamo najčešće urin i feces koji u sebi sadrže radioaktivne izotope. U prethodnom poglavlju istakli smo problem odlaganja izlučenog radioaktivnog otpada koji nastaje kao posledica radiojodne terapije izotopom ¹³¹I i sada ćemo, nakon iznošenja odgovarajuće zakonske regulative i osnova upravljanja radioaktivnim otpadom, razmotriti malo detaljnije kako se to može odlagati tačno radioaktivni otpad, budući da je osnovni cilj ovog rada procena radijacionog rizika u okolini privremeno skladištenog tečnog radioaktivnog otpada koji sadrži ovaj izotop joda.

Pri rukovanju sa radioaktivnim otpadom i u svim fazama upravljanja radioaktivnim otpadom moraju se poštovati osnovni principi zaštite od jonizujućeg zračenja. Upravljanje radioaktivnim otpadom sprovodi se uz sledeće obavezne mere [42]:

- izbegavanje generisanja, odnosno smanjivanje količine generisanog radioaktivnog otpada;
- sprečavanje nenadgledanog rukovanja radioaktivnim otpadom;
- kontrolisano skladištenje i odlaganje radioaktivnog otpada;
- vođenje zapisa i tačne evidencije o radioaktivnom otpadu;
- obezbeđenje plana delovanja u slučaju akcidenta.

Pri svim postupcima upravljanja radioaktivnog otpada mora se postupati tako da kontaminacija životne sredine bude unutar propisanih granica [43], dok se opasnost za biljni i životinjski svet, kao i nekontrolisano odlaganje i rukovanje sa radioaktivnim otpadom moraju sprečiti [42].

Kako i pri kojim uslovima će se vršiti sakupljanje, čuvanje, evidentiranje, skladištenje, obrađivanje i odlaganje radioaktivnog otpada utvrđuje se na osnovu njegovih karakteristika, tj. njegove klasifikacije. Neke osnovne osobine radioaktivnog otpada su poreklo, radiološke osobine poput vremena poluraspada, aktivnosti i vrste zračenja, potom fizičke osobine u koje bi spadale fizičko stanje (tečno, čvrsto ili gasovito), rastvorljivost, veličina i težina, hemijske osobine u vidu hemijskog sastava, zapaljivosti i stvaranja gasova na primer, kao i biološke koje se tiču potencijalne biološke štetnosti i biološkog nagomilavanja [42], itd. U tabeli 2 prikazane su kategorije radioaktivnog otpada sa opisom karakterističnih osobina i načinom odlaganja.



Slika 10. Standardna oznaka za radioaktivni otpad [41].

Tabela 2. Kategorije radioaktivnog otpada sa opisom karakterističnih osobina i načina odlaganja [42].

Kategorija	Tipične osobine i način odlaganja
Izuzeti RAO (<i>Exempt waste - EW</i>)	Specifična aktivnost ili ukupna aktivnost u radioaktivnom otpadu je jednaka ili niža od propisanih nivoa za isključenje ili izuzeće od regulatornog nadzora odnosno <i>klirens</i> .
Veoma kratkoživeći RAO (<i>Very short lived waste - VSLW</i>)	Otpad koji se može skladištiti do raspada u toku ograničenog vremenskog perioda od nekoliko godina nakon čega se može osloboditi regulatorne kontrole u skladu sa odobrenjem Agencije za zaštitu od jonizujućeg zračenja i nuklearnu sigurnost Srbije radi odlaganja bez kontrole, korišćenja ili ispuštanja u životnu sredinu. Ova klasa podrazumeva otpad koji sadrži radionuklide sa veoma kratkim vremenom poluraspada obično korišćene u istraživanjima i medicini.
Veoma niskoaktivni RAO (<i>Very low level waste - VLLW</i>)	Otpad koji ne zadovoljava kriterijume za izuzeti RAO (<i>EW</i>), ali takav da nema potrebe za visok nivo kontejnmenta i izolacije, pa je zbog toga pogodan za odlaganje u nisko ukopanim odlagalištima sa ograničenom regulatornom kontrolom. Ovakva odlagališta mogu sadržati i druge vrste opasnog otpada. Tipičan otpad u ovoj klasi je zemlja i šut sa niskom specifičnom aktivnošću. Koncentracije dugoživećih radionuklida u <i>VLLW</i> su veoma ograničene.
Niskoaktivni RAO (<i>Low level waste - LLW</i>)	Otpad koji je iznad nivoa izuzeća ali sa ograničenom količinom dugoživećih radionuklida. Ovaj otpad zahteva izolaciju i kontejnment za period duži od nekoliko stotina godina i pogodan je za odlaganje u inženjerskim niskoukopanim odlagalištima. Ova klasa pokriva široki spektar otpada. <i>LLW</i> može da sadrži kratkoživeće radionuklide sa visokom specifičnom aktivnošću, kao i dugoživeće radionuklide ali sa relativno niskom specifičnom aktivnošću.
Srednjeaktivni RAO (<i>Intermediate level waste - ILW</i>)	Otpad koji, zbog svog sadržaja, posebno dugoživećih radionuklida, zahteva viši nivo kontejnmenta i izolacije nego što to pruža niskoukopano odlagalište. <i>ILW</i> ne zahteva mere, ili samo u ograničenom obimu, za odvođenje toplote tokom skladištenja i odlaganja. <i>ILW</i> može da sadrži dugoživeće radionuklide, posebno alfa emitere koji se neće raspasti do nivoa specifične aktivnosti pogodne za niskoukopna odlagališta tokom vremena za koje je predviđena institucionalna kontrola. Otpad u ovoj kategoriji zahteva odlaganje na većim dubinama, u rasponu od nekoliko desetina do nekoliko stotina metara.
Visokoaktivni RAO (<i>High level waste - HLW</i>)	Otpad sa specifičnom aktivnošću koja je dovoljno visoka da generiše značajnu toplotu u toku procesa radioaktivnog raspada ili otpad koji sadrži značajne količine dugoživećih radionuklida koji se moraju posebno razmatrati pri planiranju odlagališta takvog otpada. Odlaganje u duboka stabilna geološka odlagališta dubine više stotina metara je opšte priznata opcija za <i>HLW</i> .

Radioaktivni otpad koji će se u nastavku spominjati biće u kontekstu radioaktivnog otpada koji se čuva do nivoa oslobađanja. Čuvanje radioaktivnog otpada podrazumeva privremeno skladištenje radioaktivnog otpada koji sadrži radioizotope sa veoma kratkim vremenom poluraspada u toku definisanog vremenskog perioda za koji aktivnost radioaktivnog otpada padne ispod vrednosti propisanih za nivo oslobađanja. Nivo oslobađanja ili *klirens* označava graničnu vrednost specifične ili ukupne aktivnosti radioaktivne supstance ili materijala pri kojoj, ili ispod koje, radioaktivna supstanca ili materijal mogu da se oslobode dalje regulatorne kontrole. Prema Pravilniku o granicama radioaktivne kontaminacije lica, radne i životne sredine i načinu sprovođenja dekontaminacije¹⁵ nivo za oslobađanje od regulatorne kontrole materijala koji sadrži radioaktivni izotop joda ¹³¹I iznosi 1 Bq/g [43] i ukoliko je specifična aktivnost posmatranog uzorka radioaktivnog otpada manja od te vrednosti, takav radioaktivni otpad se može ispustiti u životnu sredinu, na osnovu rešenja Agencije za zaštitu od jonizujućeg zračenja i nuklearnu sigurnost Srbije [42].

Budući da je nama od interesa isključivo tečni radioaktivni otpad sa radiojodne terapije koji sadrži izotop joda ¹³¹I, u nastavku će biti više reči o rešenjima za skladištenje tj. privremeno odlaganje ovakve vrste radioaktivnog otpada.

¹⁵ „Sl. glasnik RS” br. 38/2011

SKLADIŠTENJE TEČNOG RADIOAKTIVNOG OTPADA

Ovo poglavlje biće bazirano na publikaciji Međunarodne agencije za atomsku energiju - „*Management of discharge of low level liquid radioactive waste generated in medical, educational, research and industrial facilities*” (IAEA TECDOC 1714) [28].

Bezbedno privremeno odlaganje tečnog radioaktivnog otpada¹⁶ radi radioaktivnog raspadanja i naknadnog otpuštanja zahteva tehničku i administrativnu infrastrukturu, kao i kontolu zaštite od zračenja. Za skladištenje radioaktivnih efluenta radi raspadanja potrebno je uzeti u obzir brojne faktore koji uključuju administrativna i tehnička uređenja, dizajn objekta za skladištenje, procenu bezbednosti i plan osiguranja kvaliteta. Skladišta za privremeno odlaganje radioaktivnog otpada se u principu mogu koristiti za sve tipove otpada koji sadrže razne radionuklide, mada radionuklidima sa periodom poluraspada kraćim od 100 dana više odgovaraju. Pod privremenim skladištenjem radioaktivnog otpada podrazumevamo period vremena koji je potreban da se izvrši sakupljanje otpada, kao i vremena potrebnog da „odleži” kako bi se raspao do aktivnosti potrebnih za oslobađanje od regulatorne kontrole [28].

Količina tečnog radioaktivnog otpada koji se proizvede prilikom medicinskih ili nekih drugih institucionalnih primena ne mora nužno biti redovna. Tako recimo u nekim postrojenjima tečni radioaktivni otpad može nastati samo jedanput prilikom nekog istraživačkog eksperimenta, a zapremina generisanog efluenta bila bi od nekoliko cm³ do par m³. U slučaju objekata poput medicinskih ustanova koje koriste velike količine radioaktivnog materijala, tečni radioaktivni otpad generisaće se redovno. Dizajn sistema za skladištenje radioaktivnog otpada stoga mora biti prilagođen potrebama objekta, u smislu redovnog ili neredovnog generisanja otpada, i u skladu sa osnovnim principima zaštite od zračenja osoblja, stanovništva i životne sredine, dok se generisanje radioaktivnog otpada mora svesti na minimum. Plan osiguranja kvaliteta jednog ovakvog skladišta podrazumeva vođenje odgovarajuće evidencije i potrebno ga je sprovoditi od samog početka sakupljanja tečnog radioaktivnog otpada [28].

PRINCIPI ISPUŠTANJA RADIOAKTIVNIH EFLUENATA U ŽIVOTNU SREDINU

Niskoaktivnim medicinskim radioaktivnim otpadom potrebno je upravljati na bezbedan način u skladu sa zakonskom regulativom. Osnovni principi upravljanja niskoaktivnim tečnim radioaktivnim otpadom su [28]:

- „odgađanje” i „raspadanje”,
- „koncentrisanje” i „kontejnment” (zadržavanje/obuzdavanje), i
- „razblaživanje” i „raspršivanje” (dispervovanje/suspendovanje).

„Odgadjanje” i „raspadanje” podrazumeva skladištenje niskoaktivnog tečnog radioaktivnog otpada sve dok se ne ostvari željeno smanjenje aktivnosti putem radioaktivnog raspada kako bi mogao da se ispusti u kanalizacioni sistem bez potrebe za daljim razblaživanjem. Pod „koncentrisanjem” i „kontejnmentom” misli se na smanjenje zapremine i ograničavanje radionuklidnih komponenata radi sprečavanja njihovog potencijalnog raspršivanja u životnu sredinu, dok se pod „razblaživanjem” i „raspršivanjem” misli na ispuštanje niskoaktivnog radioaktivnog efluenta u životnu sredinu ali tako da procesi i uslovi u toj sredini obezbeđuju smanjenje koncentracije radionuklida do takvih nivoa pri kojima bi radiološki uticaj oslobođenog materijala bio prihvatljivih. U nekim slučajevima moguće je kombinovati princip „odgađanja” i „raspadanja” sa principom „razblaživanja” i „raspršivanja”. Upravo na ovakvoj kombinaciji principa funkcionišu bazeni za privremeno skladištenje joda ¹³¹I sa Nuklearne medicine. Hospitalizovani pacijent u terapijskom bloku u proseku dnevno proizvede oko 5 litara tečnog radioaktivnog otpada u vidu urina koji se, pre dolaska u bazene za raspadanje, razblažuje sa puštenom vodom nakon upotrebe toaleta do 50 litara. Kompleksnost i razvijenost kanizacionog sistema u koji se ispušta ovaj tečni radioaktivni otpad

¹⁶ Za tečni radioaktivni otpad koristi se i termin „radioaktivni efluent”.

veoma su važni. U državama koje imaju izuzetno razvijenu gradsku infrastrukturu i veliku kanalizacionu mrežu sa postrojenjima za obradu otpadnih voda, nastali tečni radioaktivni otpad se može direktno ispuštati u gradsku kanalizaciju, pod uslovom da se ne zapažaju štetni efekti. Sa druge strane, u državama u kojima su gradovi konstruisani bez sistema za obradu otpadnih voda, ili eventualno sa ali neadekvatnim, potrebno je razmotriti postavku isprojektovanog sistema bazena za raspad radioaktivnog efluenta radi smanjenja štetnog uticaja na životnu sredinu i stanovništvo [28].

Prema članu 20 Pravilnika o upravljanju radioaktivnim otpadom („Sl. glasnik RS” br. 60/2011), svako mesto na kome dolazi do generisanja tečnog radioaktivnog otpada mora biti opremljeno tako da se ovaj nastali otpad može adekvatno sakupljati, a izlaganje jonizujućem zračenju svelo na minimum. Ukoliko se radioaktivni efluent generiše redovno, odnosno kontinuirano u radnom procesu, pri čemu je dnevna količina nastalog niskoaktivnog ili srednjeaktivnog radioaktivnog otpada veća od 200 litara, odnosno 100 litara u slučaju visokoaktivnog, potrebno je izgraditi poseban, zatvoreni kanalizacioni sistem specijalne kanalizacije za odvođenje otpada od mesta nastanka do prihvatnog rezervoara (bazena). Ovakav kanalizacioni sistem treba da bude odvojen od drugih kanalizacionih sistema i mora biti pristupačan pregledu, kontroli ili popravci. Materijal za izgradnju kanalizacionog sistema bira se tako da sistem bude prilagođen svim vrstama tečnog radioaktivnog otpada koji bi se kroz njega otpuštao [42].

Kao što smo videli, postoje dva operativna načina za ispuštanje generisanog tečnog radioaktivnog otpada: direktno ispuštanje u gradsku kanalizaciju i privremeno skladištenje pre otpuštanja u gradsku kanalizaciju. Za potrebe ovog rada u nastavku će malo detaljnije biti opisan drugi slučaj, budući da se upravo na njemu zasniva ispuštanje tečnog radioaktivnog otpada koji nastaje pri radiojodnoj terapiji u Centru za nuklearnu medicinu Instituta za onkologiju Vojvodine, u Sremskoj Kamenici.

ISPUŠTANJE RADIOAKTIVNIH EFLUENATA - SISTEM BAZENA ZA RASPAD ¹³¹I

U slučaju generisanja velike zapremine radioaktivnih efluenata viših aktivnosti (reda kBq do GBq po litru) privremeno skladištenje nastalih efluenata se realizuje pomoću serijski povezanih rezervoara (bazena) iz kojih se ispuštaju u gradsku kanalizaciju nakon što aktivnost efluenata opadne do nivoa oslobađanja od regulatorne kontrole (klirensa). Sistem bazena za raspadanje tečnog radioaktivnog otpada obično se preporučuje za radionuklide čiji je period poluraspada manji od 100 dana. Ovakvo ispuštanje radioaktivnih efluenata smanjuje radioaktivnost koja se oslobađa u gradsku kanalizacionu mrežu i često zahteva minimalnu intervenciju od strane operatera. U bolnicama koje imaju odeljenje za nuklearnu medicinu ovaj oblik sakupljanja tečnog radioaktivnog otpada najčešće se realizuje i na ovaj način se skladište radioaktivni efluenti u vidu prirodnih izlučevina pacijenata kojima je aplikovana radiojodna terapija izotopom ¹³¹I. Količina otpada koja nastaje ovim putem i koji se privremeno skladišti zavisi od mesečnog broja pacijenata koji primaju ovu terapiju i trajanja njihove hospitalizacije u terapijskom bloku [28]. Na Institutu za onkologiju radiojodnu terapiju primaju 2 pacijenta nedeljno i zadržavaju se na odeljenju 5 dana.

Bazeni za raspad mogu u većoj i manjoj meri biti automatizovani, a prikladnost i održivost dizajna su dve osnovne stavke koje treba uzeti u obzir prilikom projektovanja sistema bazena za tečni radioaktivni otpad. Ukoliko lice zaduženo za projektovanje sistema bazena za raspad ne bi imalo adekvatno znanje ili ne bi razumelo potrebe ustanove koju bi ovi bazeni trebalo da isprate, moglo bi doći do postavljanja većih ili manjih sistema od potrebnih ili čak do previše složenog dizajna zbog kog bi ovakav sistem bio težak za korišćenje i održavanje, te ne bi ispunjavao potrebe medicinske ustanove. Sa druge strane, prilikom projektovanja sistema bazena za raspad treba voditi računa i o tehnologiji i dostupnosti rezervnih materijala za održavanje sistema, kao i o nivou stručnosti dostupnih inženjera koji bi bili zaduženi za održavanje sistema ili popravku u slučaju kvara. Prilikom postavke sistema bazena za radioaktivni raspad, relevantnom zaposlenom osoblju mogu se održati kratak kurs i obuka o održavanju i upravljanju montiranog sistema [28].

Neki od uslova koje bi dizajn sistema bazena za raspad tečnog radioaktivnog otpada trebalo da ispuni su sledeći [28]:

- Treba biti izgrađen od prikladnih materijala (poput nerđajućeg čelika, betona ili polietilena velike gustine) koji mora biti dobrog kvaliteta kako ne došlo do curenja sadržaja iz sistema u toku celog njegovog radnog veka;
- Treba biti dovoljne zapremine kako bi mogao da skladišti trenutnu proizvodnju radioaktivnih efluenata ali i da podrži potrebe ustanove u slučaju povećanja generisanog otpada u budućnosti;
- Treba biti lakopristupačan zbog upravljanja, održavanja i intervencija u slučaju opasnosti;
- Treba da sadrži ugrađene odgovarajuće i adekvatne bezbednosne sisteme, poput uređaja za kontrolu nivoa efluenata u bazenu, koji bi mogli da ukažu na opasnost od preliivanja;
- Treba da poseduje odgovarajuću instrumentaciju i kontrolne ventile za rukovanje u slučaju ispunjavanja punog kapaciteta bazena kako bi se efluenti ručno ili automatski preusmerili u drugi bazen ili ispuštali ukoliko zadovoljavaju uslove za klirens.
- Treba da budu adekvatno obeleženi, itd.

U neke dodatne karakteristike spadala bi na primer izgradnja dodatnog kućišta za sistem koji bi bio dovoljno velike zapremine da uskladišti sadržaj bazena (jednog i više) u slučaju kvara odnosno izlivanja, pa se tako u slučaju da nije odmah dizajnom ugrađen u bazene mora nadomestiti odgovarajućim osobinama prostora u kom se nalaze sami bazeni. Dalje, u slučaju da su bazeni izgrađeni od metala ili betona poželjno je unutrašnju stranu zidova bazena, koja je u direktnom kontaktu sa radioaktivnim efluentima, presvući nekim materijalom koji je otporan na koroziju kako bi se smanjila bilo kakva mogućnost unutrašnjeg korodiranja odnosno degradacije. Takođe, bazeni mogu biti dizajnirani tako da imaju dostupna mesta sa kojih se može vršiti uzorkovanja njihovog sadržaja, kao i ventile za regulaciju pritiska koji bi ispuštali svaki višak gasa koji se može javiti unutar jednog ili više bazena [28].

Sistem bazena za raspad tečnog radioaktivnog otpada može biti montiran unutar objekta/zgrade ili na otvorenom i mogu se postaviti horizontalno ili vertikalno. Sistem bi trebalo postaviti što nepristupačnije stanovništvu, a u slučaju da se postavlja na otvorenom neophodno ga je i ograditi i adekvatno obeležiti zonu zračenja. Prilikom postavke sistema, uglavnom se savetuje montiranje iznad površine zemlje kako bi bio lakopristupačan za održavanje, preduzimanje mera u slučaju opasnosti i, na kraju krajeva, stavljanja postrojenja van pogona. U slučaju da ne postoji adekvatan prostor iznad zemlje, ili da se sistem bazena montira u okviru konstrukcije nove ustanove, poželjno je postaviti sistem u suterenu (slika 11). Montiranje sistema bazena ispod zemlje, u suterenu, ima jednu manu - stalni zahtev za aktivnom pumpom koja će vršiti ispuštanje efluenata u gradsku kanalizaciju, te iziskuje izuzetan utrošak električne energije i stalne troškove održavanja. Sa druge strane, u slučaju postavljanja sistema iznad površine zemlje proces ispuštanja efluenata u kanalizacioni sistem odvija se pod uticajem gravitacije, te nema dodatnih finansijskih troškova. Postavljanje bazena direktno u iskopane rupe u zemlji se ne preporučuje ni u kakvim okolnostima [28].

Kako bi izgledao jedan proces odlaganja tečnog radioaktivnog otpada na nuklearnoj medicini od početka do kraja pri



Slika 11. Prikaz sistema bazena za raspad tečnog radioaktivnog otpada postavljenog u suterenu (podrumu) ustanove [44].

korišćenju sistema sa slike 11? Pacijenti nakon primljene radiojodne terapije hospitalizuju se u terapijskom bloku u kom im je obezbeđen poseban toalet. Pri upotrebi toaleta organski radioaktivni otpad se oslobađa u vidu urina i fecesa. Ovaj organski otpad se jedinicom za sortiranje raspoređuje u prvi ili drugi Imhofov tank¹⁷ (2 bela rezervoara na slici odmah ispod toaleta). Ovako sortirani otpad se u jedinici za prečišćavanje obrađuje i izdvaja se čvrsti deo i vrši njegova anaerobna biodegradacija¹⁸. Nakon ove jedinice, prečišćeni otpad ide u post-Imhofovu jedinicu (mala bela jedinica ispred Imhofovih rezervoara) koju čine dve pumpe i sistem koji sprečava blokiranje rotora pumpe usled prisustva veće količine čvrstog materijala u efluentu. Iz ove jedinice vrši se sortiranje obrađenog tečnog radioaktivnog otpada u bazene, ispunjavajući postepeno prvo jedan, pa nakon što se on napuni do određene granice drugi i na kraju treći (3 velika bela rezervoara, popunjavanje se vrši sleva na desno). Unutar ovih bazena radioaktivni otpad se ostavlja da odleži kako bi mu aktivnost opala usled radioaktivnih raspada. Jedinica za automatsko prikupljanje efluenata, sprovodi otpad iz bazena do jedinice za kontrolno merenje (tirkiznom obojena jedinica naspram trećeg bazena) koja vrši proveru aktivnosti uzorka. Ukoliko je aktivnost ispod nivoa oslobađanja od regulatorne kontrole, otpad se ispušta naizmenično pomoću dve pumpe koje čine jedinicu za ispuštanje (tamnoplavom obojena jedinica naspram drugog bazena). U slučaju kompjuterski kontrolisanog rada sistema, ovo ispuštanje se vrši pritiskom odgovarajućeg tastera na kontrolnoj tabli. U sistemu postoji još i jedinica za prikupljanje izlivenog otpada iz bazena (na slici je ukopana naspram prvog bazena) u slučaju curenja iz bazena ili kvara jedinice za kontrolu nivoa tečnosti unutar bazena. Iz ove jedinice otpad se vraća nazad u jedinicu za sortiranje.

Sistem prikazan na slici 11 prikazuje sistem sa tri bazena za raspad tečnog radioaktivnog otpada i sličan je sistemu koji se koristi na Institutu za onkologiju Vojvodine, u Sremskoj Kamenici. Na osnovu ove slike, kao što smo videli, lako se može razumeti proces privremenog odlaganja tečnog radioaktivnog otpada generisanog usled primene radiojodne terapije.

Dokumentacija od izgradnje sistema bazena za privremeno odlaganje radioaktivnih efluenata Instituta za onkologiju Vojvodine, nažalost, nije dostupna. Sistem bazena montiran je pod zemljom i poznato je da ga čini pet serijski povezanih bazena pri čemu je prvi sam odvod, drugi septička jama, a treći, četvrti i peti su bazeni za raspad. Princip rada zasnovan je na kaskadnom punjenju bazena - kad se jedan bazen napuni do određene tačke, pumpom bi trebalo da se ispumpa sadržaj u naredni. Budući da pumpe više ne rade, prelaz iz jednog u drugi bazen vrši se prostim prelivanjem zbog čega će se u daljem tekstu za ove bazene upotrebljavati i izraz „prelivni bazeni”. Bazeni su zidani betonom i duboki su nekoliko metara. Prema informaciji od tehničke službe, nikada nisu čišćeni niti pražnjeni. Procena radijacionog rizika u blizini ovih bazena biće izvršena na kraju rada, nakon što se najpre upoznamo sa relevantnim dozimetrijskim veličinama i jedinicama.

¹⁷ Imhofov tank predstavlja komoru/rezervoar koji se koristi za prijem i obradu efluenata i u principu predstavlja dvospratnu septičku jamu [45].

¹⁸ Proces anaerobne biodegradacije podrazumeva razgradnju biorazgradivih materijala mikroorganizmima u odsustvu kiseonika pri čemu nastaje biogas [45].

DOZIMETRIJA

Odmah po otkriću rendgenskih zraka i prirodne radioaktivnosti jonizujuće zračenje je pronašlo značajnu ulogu kako u atomskoj i nuklearnoj fizici, tako i u medicini, industriji i poljoprivredi. U atomskoj i nuklearnoj medicini zračenje se koristilo za izučavanje strukture atoma i jezgra, u medicini su počele ubrzano da se razvijaju radiološke i radioterapijske tehnike, u industriji se počelo sa upotrebom nedestruktivnih tehnika, dok se u poljoprivredi jonizujuće zračenje koristilo za sterilizaciju hrane i kontrolu pesticida. Sve veća upotreba jonizujućeg zračenja za posledicu je dala sve češće i veće izlaganje ljudi zračenju, pogotovo u medicini pri imidžing i terapijskim procedurama, zbog čega se nametnula potreba za razvojem medicinske fizike i dozimetrije. Već nakon prvih par godina od otkrića rendgenskog zračenja i radioaktivnosti postale su vidne prve posledice prekomernog ozračivanja, te je bilo neophodno otpočeti novi pravac izučavanja jonizujućeg zračenja u kontekstu njegovog dejstva na organske strukture i procene radijacionog rizika usled izlaganja zračenju, odakle su se i razvile oblasti poput radiobiologije, radioekologije i radijacione zaštite i osnovale međunarodne organizacije¹⁹ koje su zadužene za istraživanje efekata jonizujućeg zračenja i njegovu što sigurniju upotrebu uvodeći određene preporuke i propise za bezbedno korišćenje nuklearne i atomske energije [3, 4].

Posebna naučna disciplina koja se bavi mehanizmima predaje energije jonizujućeg zračenja, potom postupcima merenja, proračuna i procena apsorbovanih doza emitovanog zračenja naziva se dozimetrija. Posebnu primenu radijaciona dozimetrija pronašla je upravo u medicini zbog imidžing i terapijskih postupaka baziranih na upotrebi jonizujućeg zračenja. Posledica svakog izlaganja jonizujućim zračenjima i/ili radioaktivnim materijalima je primanje doza zračenja i ona predstavlja kvantitativnu meru nivoa izlaganja. Na osnovu izmerenih i izračunatih doza vrši se procena radijacionog rizika tj. verovatnoće pojavljivanja štetnih efekata kao posledice izlaganja pojedinca jonizujućem zračenju [3, 46].

DOZIMETRIJSKE VELIČINE I JEDINICE

Dakle, da bi bilo moguće izučavati efekte zračenja na organske strukture i ujedno vršiti i procene rizika, neophodno je najpre izvršiti kvantifikaciju zračenja i specificirati prenos energije pri njegovoj interakciji sa materijom. U tom smislu se uvode posebne dozimetrijske veličine, u vidu kombinacija radiometrijskih veličina i koeficijenata interakcije, kao i njihove odgovarajuće dozimetrijske jedinice [3, 4, 46].

EKSPOZICIONA DOZA

Osnovni mehanizam putem kojeg zračenje interaguje sa materijom nezavisno od njene prirode je jonizacija. Prva dozimetrijska veličina koja je uvedena imala je zadatak da opiše efekte elektromagnetnog (fotonskog) jonizujućeg zračenja. Ova veličina dobila je naziv ekspoziciona doza i opisivala je isključivo interakciju x - i γ - zračenja sa materijom [4]. Ekspoziciona doza se definiše kao:

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (8)$$

gde dQ predstavlja apsolutnu vrednost ukupnog istoimenog naelektrisanja (pozitivnog ili negativnog) nastalog u vazduhu, oslobođenog od strane fotona u malom zapreminskom elementu vazduha i potpuno

¹⁹ Osnovane međunarodne organizacije: UNSCEAR (United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation), BEIR (Advisory Committee on the Biological Effects of Ion. Radiation), ICRP (International Commission on Radiological Protection), IAEA (International Atomic Energy Agency).

zaustavljenog, dok dm predstavlja masu zapreminskog elementa vazduha. Prema gornjoj definiciji za jedinicu se po SI sistemu dobija [$C \cdot kg^{-1}$], međutim uvedena je posebna jedinica za izražavanje ekspozične doze, u slučaju fotona energija manjih energija od 3 MeV [4], i ime joj je rendgen [R]. Jedan rendgen odgovara onoj količini elektromagnetnog zračenja koja u jednom gramu vazduha, na sobnoj temperaturi i pod normalnim pritiskom, proizvede naelektrisanje od $2.58 \cdot 10^{-7}$ C, tj:

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

Zgodno je definisati i brzinu ekspozične doze kao:

$$\dot{X} = \frac{dX}{dt} = \frac{d}{dt} \left(\frac{dQ}{dm} \right) \quad (9)$$

pri čemu se jedinica može izraziti u [$R \cdot s^{-1}$] ili [$C \cdot kg^{-1} \cdot h^{-1}$]. Merenje brzine ekspozične doze se relativno lako izvodi pomoću jonizacione komore na osnovu merenja jačine struje $\frac{dQ}{dt}$ koja protiče kroz strujno kolo jonizacione komore koja radi u integralnom režimu [4].

U slučaju korišćenja gama emitera jednostavnih geometrija, na primer poput tačkastog izvora, takođe se mogu definisati ekspozična doza i brzina ekspozične doze. Kako broj fotona zavisi od aktivnosti A posmatranog uzorka, jasno je da će i ekspozična doza biti direktno proporcionalna sa A . Ukoliko pretpostavimo da je emisija gama zračenja izotropna, fluks emitovanih fotona opadaće sa kvadratom rastojanja od izvora d pa se brzina ekspozične doze može predstaviti kao:

$$\dot{X} = \Gamma \cdot \frac{A}{d^2} \quad (10)$$

gde veličina Γ predstavlja gama konstantnu i karakteristika je svakog izvora. Jedinica konstante ekspozične doze je [$(R \cdot cm^2)/(h \cdot mCi)$] [4].

APSORBOVANA DOZA

Osnovni nedostatak dozimetrijske veličine ekspozične doze je bio u tome što je definisana na osnovu količine oslobođenog naelektrisanja. Hemijske i biološke promene se mnogo jednostavnije mogu dovesti u vezu sa energijom nego sa naelektrisanjem koje zračenje ostavi u tkivu prilikom interakcije. Stoga je ICRU²⁰ definisao novu veličinu - apsorbovanu dozu D kao energiju $d\bar{\epsilon}$ koju zračenje zaista ostavi unutar određene zapremine ozračenog materijala mase dm (podrazumevamo $d\bar{\epsilon} = E_{in} - E_{out}$) [4]:

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (11)$$

Prema SI sistemu jedinica apsorbovane doze je [$J \cdot kg^{-1}$], a naziva se grej i obeležava sa [Gy]. U praksi se često koristi manja jedinica rad [rad], pri čemu je $1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad}$. Moguće je definisati i brzinu apsorbovane doze kao:

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} = \frac{d}{dt} \left(\frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \right) \quad (12)$$

Može se izraziti u [$Gy \cdot s^{-1}$] ili [$Gy \cdot h^{-1}$], kao i u [$rad \cdot s^{-1}$] ili [$rad \cdot h^{-1}$] [4].

²⁰ eng. *International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU)* - Internacionalna komisija za radijacione jedinice i mere

Veza između ekspozicione i apsorbovane doze se označava kao energetski ekvivalent jedinične ekspozicije i može se izraziti kao:

$$D = E \cdot W_{1p} \quad (13)$$

gde smo sa E obeležili jediničnu ekspoziciju od 1 R, a sa W_{1p} srednji jonizacioni potencijal vazduha koji iznosi 33.85 eV [4]. Odavde se pronalazi veza:

$$1 \frac{\text{C}}{\text{kg}} = 33.85 \text{ Gy} \Rightarrow 1 \text{ R} = 86.9 \cdot 10^{-4} \text{ Gy} = 0.869 \text{ rad}$$

KERMA

Veoma je važno naglasiti da zračenje koje se preda nekoj zapremini materije ne mora u njoj nužno ostati, te se u tom smislu mora praviti distinkcija između predate i apsorbovane energije, što je prećutno i urađeno prilikom definisanja apsorbovane doze. Ukoliko želimo da uračunamo i energiju koja uspeva da pobegne iz posmatranog elementa, moramo uvesti novu veličinu koja se naziva KERMA²¹ [46, 47]. Kerma K se definiše za indirektno jonizujuće zračenje i predstavlja ukupnu inicijalnu kinetičku energiju svih čestica dE_{tr} koje oslobađa nenaelektrisano jonizujuće zračenje unutar posmatrane zapremine mase dm i data je izrazom:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (14)$$

Pri nižim energijama fotona kerma i apsorbovana doza su približno jednake, međutim pri višim energijama kerma je obavezno veća od apsorbovane doze (disipacija energije)! Visokoenergetski fotoni interaguju sa materijom i doživljavaju fotoelektrični efekat, rasejanje ili dovode do stvaranja para elektron-pozitron. Sekundarno nastali elektroni bi u ovom slučaju bili viših energija i napuštali bi posmatranu zapreminu pre nego što stignu da u njoj ostave svoju energiju.

Analogno ostalim brzinama doza se uvodi i brzina kerme:

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt} = \frac{d}{dt} \left(\frac{dE_{tr}}{dm} \right) \quad (15)$$

EKVIVALENTNA DOZA

Do sada definisane veličine, ni ekspoziciona ni apsorbovana doza, nisu u stanju da razlikuju vrste zračenja. U praksi je pokazano da iste doze različitih tipova zračenja ne izazivaju radijacione štete istog stepena, te se morala uvesti neka veličina koja će biti u stanju da razlikuje izlaganje različitim vrstama zračenja.

Biološki efekti zračenja mahom su posledica hemijskih promena na nekim organskim molekulama (biomolekulima) neophodnim za normalno funkcionisanje ćelije. Pokazano je da je verovatnoća da dođe do biološkog oštećenja veća ukoliko je specifična jonizacija²² zračenja veća [4]. Kako je specifična jonizacija direktno povezana sa linearnim energetskim transferom²³ (LET), jasno je da će zračenje koje ima

²¹ eng. *Kinetic Energy Released per unit Mass (KERMA)* - Kinetička energija koja se oslobađa po jedinici mase

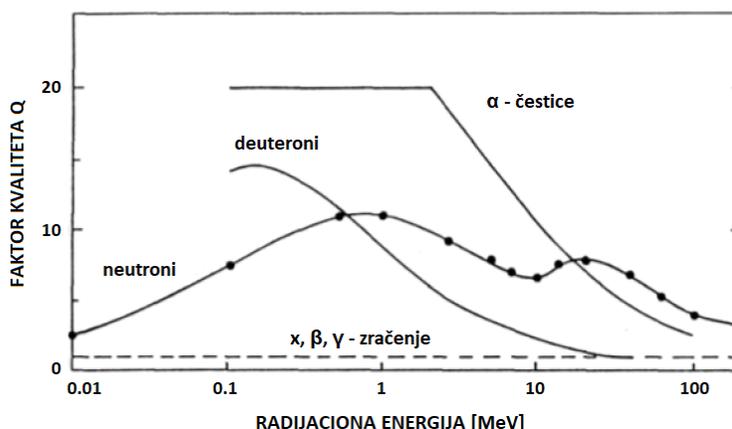
²² Specifična jonizacija S predstavlja broj jonskih parova koje zračenje proizvede po jedinici puta.

²³ U dozimetriji linearni energetski transfer tj. LET (eng. *Linear Energy Transfer*) predstavlja onu količinu energije koju jonizujuća čestica prenese materijalu kroz koji prolazi duž svoje putanje i definiše se kao $LET = \frac{dE}{dl} \left[\frac{\text{keV}}{\mu\text{m}} \right]$ [4]. Prilikom interakcije zračenja koje ima visoku vrednost LET-a (preko 100 keV/μm) sa ćelijom dolazi do višestrukog cepanja DNK lanca što uzrokuje nemogućnost repariranja i odumiranje ćelije. Veza između LET i S je $LET = S \cdot E_{1p}$, gde je E_{1p} deponovana energija po jednom jonskom paru.

veći LET nanositi veće štete ćelijama. Na primer, hadronsko zračenje ima mnogo veći LET od elektromagnetnog x- ili γ -zračenja usled čega će imati i mnogo pogubnije dejstvo na ćelije ozračenog tkiva. Ova karakteristika sadržana je u takozvanom faktoru kvaliteta Q koji se dodaje apsorbovanoj dozi D kako bi se izračunala ekvivalentna doza H (dozni ekvivalent) koja numerički obračunava različita biološka dejstva raznih vrsta zračenja:

$$H = D \cdot Q \quad (16)$$

Jedinica za ekvivalentnu dozu je po SI sistemu takođe $[J \cdot kg^{-1}]$, ali se koristi jedinica sivert [Sv]. U praksi se često koristi i nešto manja jedinica - rem [rem], pri čemu je $1 Sv = 100 rem$. Kako faktor kvaliteta nije nužno jednak jedinici, ni sivert neće biti nužno ekvivalentan greju. Na osnovu ICRP²⁴ preporuke usvojene su vrednosti za faktor kvaliteta Q koje se kreću u opsegu od 1 do 20, zavisno od tipa zračenja [4]. Vrednosti faktora kvaliteta Q u zavisnosti od energije zračenja za različite vrste zračenja prikazane su na slici 12.



Slika 12. Grafički prikaz vrednosti faktora kvaliteta Q u zavisnosti od energije zračenja za različite tipove zračenja.

EFEKTIVNA DOZA

Budući da je morfologija ljudskog tela izuzetno kompleksna i da se tkiva međusobno mogu drastično razlikovati, jasno da će različiti organi imati različit odgovor (reakciju) na izlaganje zračenju. Kako bi se izrazio stepen osetljivosti na zračenje različitih organa, uveden je takozvani tkivni težinski faktor w_T za svaki organ. Prilikom ozračivanja celog tela, za tkivni težinski faktor w_T se uzima da je jednak jedinici (100%), dok je u slučaju selektivnog zračenja tkivni težinski faktori za različite organe obavezno imaju vrednosti manje od jedinice. Na osnovu ICRP preporuke [48], u tabeli 3 date su vrednosti za težinske faktore. Vrednosti su pogodno odabrane kako bi se sprečili deterministički efekti zračenja, a stohastični minimalizovali. Deterministički efekti su oni za koje postoje prag zračenja i sa porastom doze raste stepen ozbiljnosti radijacione štete (povrede), dok za stohastične ne postoji prag i mogu nastati i usled malih primljenih doza. Verovatnoća javljanja stohastičnih efekata raste sa porastom primljene doze.

Pomoću novouvedenih faktora rizik od zračenja se mnogo bliže opisuje i kao osnovna mera uvodi se efektivna doza ili efektivni ekvivalent doze H_ϵ pomoću relacije:

$$H_\epsilon = \sum_T w_T \cdot H_T \quad (17)$$

gde je sa H_T data ekvivalentna doza koju primi neki organ ili tkivo [49]. U slučaju da se vrši zračenje celog tela uniformo H_T je isto za sve organe pa gornji izraz prelazi u:

²⁴ eng. *International Commission on Radiological Protection (ICRP)* - Internacionalna komisija za zaštitu od zračenja

$$H_E = \sum_T w_T \cdot H_T = H_T \cdot \sum_T w_T = H_T \quad (18)$$

Jedinica za efektivnu dozu zračenja je takođe sivert [Sv].

Tabela 3. ICRP preporuka za težinske faktore w_T [48].		
Tkivo	Tkivni težinski faktor, w_T	$\sum w_T$
Koštana srž (crvena), debelo crevo, pluća, želudac, dojka, ostalo(*)	0.12	0.72
Gonade	0.08	0.08
Mokraćna bešika, jednjak, jetra, štitna žlezda	0.04	0.16
Površina kostiju, mozak, pljuvačne žlezde, koža	0.01	0.04
	Ukupno	1.00
(*) Ostalo: nadbubrežne žlezde, ekstratorakalni predeo, žučna kes, srce, bubrezi, limfni čvorovi, mišići, sluzokoža usne duplje, gušterača, prostata (♂), tanko crevo, slezina, timus, materica/grlič materice (♀)		

Napomenimo za kraj da se za organ ili tkivo T ekvivalentna doza koja potiče od zračenja R izražava kao:

$$H_{T,R} = w_R \cdot D_{T,R} \quad (19)$$

gde $D_{T,R}$ predstavlja prosečnu vrednost apsorbovane doze zračenja R u organu ili u tkivu T , a w_R radijacioni težinski faktor za vrstu zračenja R [49]. Vrednosti radijacionih težinskih faktora w_R zavise od vrste i kvaliteta spoljašnjeg zračenja ili od vrste i kvaliteta emitovanog zračenja od radionuklida deponovanih unutar organa ili tkiva i prema preporukama koje je dala ICRP bi trebalo da ukazuju na relativne biološke efektivnosti (RBE). Preporučene vrednosti za radijacione težinske faktore w_R su dosta kompatibilne sa vrednostima faktora kvaliteta Q , koji je sa druge strane u vezi sa linearnim energetske transferom (LET). Vrednosti za radijacione težinske faktore w_R su date u tabeli 4.

Tabela 4. Vrednosti radijacionih težinskih faktora w_R [49].	
Vrsta zračenja i energijski opseg	Radijacioni težinski faktor w_R
Fotoni, elektroni i mioni svih energija	1
Neutroni	
$E_n < 10$ keV	5
$10 \text{ keV} < E_n < 100 \text{ keV}$	10
$100 \text{ keV} < E_n < 2 \text{ MeV}$	20
$2 \text{ MeV} < E_n < 20 \text{ MeV}$	10
$E_n > 20 \text{ MeV}$	5
Protoni, sem uzmaklih protona energije $E_p > 2 \text{ MeV}$	5
Alfa čestice, fisioni fragmenti, teška jezgra	20

Sva dozimetrijska merenja vrše se pomoću posebnih instrumenata - dozimetara. Dozimetar je uređaj koji direktno meri ekspoziciju, apsorbovanu dozu, kermu ili neku sličnu veličinu na osnovu koje se mogu proračunati željene vrednosti ekvivalentnih i efektivnih doza. Dozimetar zajedno sa sistemom za očitavanje čini dozimetrijski sistem. Da bismo za neki dozimetar mogli da kažemo da je koirstan on mora posedovati sledeće osobine [50]:

- visoka tačnost i preciznost (preciznost definiše stepen reproducibilnosti, a tačnost odstupanje srednje vrednosti izmerenih vrednosti od tačne),
- linearnost signala u širokom doznom opsegu,
- velika prostorna rezolucija,
- mala direkcionalna zavisnost, itd.

Neki najčešće korišćeni dozimetrijski sistemi su jonizacione komore, radiografski filmovi i TL dozimetri²⁵ koji se koriste u dozimetrijskim kontrolama imidžing i terapijskih sistema odnosno procedura. Posebno se može izdvojiti grupa takozvanih ličnih dozimetara koji se koriste u ličnoj dozimetriji i izgled jednog ovakvog dozimetra može se videti na slici 13. Profesionalno izložena lica dužna su da koriste lične dozimetre zarad vršenja ličnog monitoringa primljenih doza. Može se koristiti jedan ili dva, pri čemu se u slučaju jednog on postavlja u predelu grudnog koša, između vrata i pojasa, dok se u slučaju nošenja dva dozimetra jedan stavlja ispod a drugi iznad zaštitne keclje [52, 53]. Lice koje je odgovorno za zaštitu od zračenja treba da se brine o redovnoj zameni ličnih dozimetara i njihovom slanju na očitavanje. Na osnovu merenih vrednosti ličnih dozimetara mogu se pratiti i promene u nivoima zračenja na radnim mestima i registrovati informacija u slučaju akcidenta. Uz profesionalno izlaganje razlikuje se još i izlaganje stanovništva i medicinsko izlaganje (zarad dijagnostičkih pretraga i terapijskih procedura) [39].

Granice efektivnih i ekvivalentnih doza regulišu se propisima, odnosno postoji zakonska regulativa o dozvoljenim vrednosti doza koje se smeju primiti na godišnjem nivou kako za profesionalno izložena lica tako i za stanovništvo. Tako na primer efektivna doza za celo telo za profesionalno izloženo lice ne sme da pređe 100 mSv za 5 uzastopnih godina, odnosno prosečno 20 mSv godišnje pri čemu u jednoj godini ne sme da pređe 50 mSv [49], dok je stanovništvo ova granica svega 1 mSv. Granice se takođe definišu i za pojedine organe, recimo za očno sočivo je prema ICRP preporukama (2011) godišnja granica ekvivalente doze od 150 mSv spuštena na prosečno 20 mSv (100 mSv na 5 godina, u jednoj ne više od 50 mSv) kako bi se smanjio rizik za zamućenje očnog sočiva (i razvijanja katarakte) [54].



Slika 13. Lični bež dozimetar [51]. Na nalepnici dozimetra navodi se ime i prezime korisnika, broj LAB (jedinstveni broj koji laboratorija za ličnu dozimetriju i kontrolu izvora zračenja dodeljuje svakoj ustanovi) i redni broj korisnika sa spiska korisnika koji lice odgovorono za zaštitu od zračenja dostavlja laboratoriji i mesec za koji je dozimetar namenjen za nošenje [52].

OPERATIVNE DOZIMETRIJSKE VELIČINE

Prilikom utvrđivanja primljenih doza zračenja neophodno je prvo ustanoviti način izlaganja zračenju. U tom smislu se pristup proceni primljenih doza može razlikovati u zavisnosti od toga da li se radi o unutrašnjem, spoljašnjem ili možda kombinovanom izlaganju (kombinovano uzima u obzir oba

²⁵ Termoluminescentni dozimetri ili skraćeno TLD

prethodna). Tako se recimo u slučaju unutrašnjeg izlaganja može proceniti doza koju prima neki organ, odnosno pojedinac, na osnovu informacija o unosu radioaktivnih supstanci u organizam i njihovom izlučivanju. Na osnovu poznatih karakteristika emitera i vrednosti specifične aktivnosti unetih uzoraka i količine koja je ostala inkorporirana u organizmu može se proceniti primljena doza. Međutim, kako bi se procena realizovala u slučaju spoljašnjeg izlaganja? Apsorbovane, ekvivalentne i efikasne doze koje primaju organi nemoguće je direktno izmeriti, stoga se ove veličine ni ne mogu koristiti za monitoring primljenih doza i zaštitu od zračenja, generalno, stoga je neophodno uvesti neke nove, merljive. Kako zaštita od zračenja predstavlja dosta širok pojam i obuhvata više različitih zadataka poput monitoringa izloženosti zračenju na radnom mestu, definisanja zabranjenih zona, pa i ličnog monitoringa koji omogućava ograničeno i kontrolisano izlaganje zračenju, jasno je da je potrebno uvesti više operativnih veličina koje bi bile merljive, a na osnovu kojih bi se mogla vršiti procena nivoa izloženosti zračenju, kao i primljenih doza. Na osnovu ICRU i ICRP preporuka, uvedene su nove operativne veličine pomoću kojih se može vršiti i individualni monitoring i monitoring prostora. Kako se pri monitoringu prostora kontrolna merenja najčešće odvijaju u vazduhu, dok se u individualnom dozimetri nose na telu, jasno je da onaj uređaj koji se nalazi slobodan u vazduhu i onaj na telu pojedinca neće isto "videti" radijaciono polje, budući da na polje koje vidi lični dozimetar veoma utiče apsorpcija u telu pojedinca i zračenje koje se rasejava unazad. Ovaj problem se rešava upotrebom različitih operativnih veličina [55].

Operativne veličine za spoljašnje izlaganje su ambijentalni ekvivalent doze $H^*(d)$, usmereni (direkcionni) ambijentalni ekvivalent doze $H'(d, \Omega)$ i lični (personalni) ekvivalent doze $Hp(d)$. Za prostorni monitoring koriste se ambijentalni ekvivalent doze i usmereni ambijentalni ekvivalent doze, a za individualni, naravno, personalni. U simbolima za ambijentalni i usmereni ambijentalni ekvivalent doze $H^*(d)$ i $H'(d, \Omega)$, respektivno, sa d je obeležena dubina u milimetrima ispod površine ICRU sfere ²⁶, a sa Ω upadni ugao na površinu ICRU sfere (pravac), dok je u slučaju ličnog ekvivalenta doze $Hp(d)$ sa d obeležena dubina u milimetrima ispod površine tela. Jedinica za operativne dozimetrijske veličine je takođe siver [Sv] [55].

AMBIJENTALNI EKVIVALENT DOZE

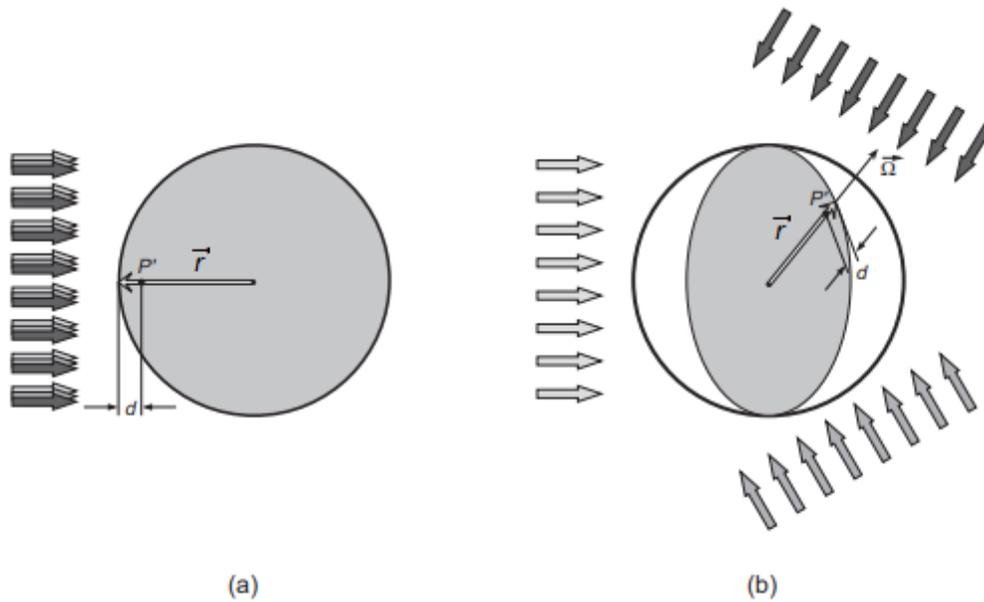
Ambijentalni ekvivalent doze $H^*(d)$, u nekoj tački stvarnog radijacionog polja, predstavlja onaj ekvivalent doze koji bi proizvelo odgovarajuće poravnato i prošireno polje, u ICRU sferi na dubini d , duž radijus vektora suprotno orijentisanog u odnosu na pravac upadnog poravnatog radijacionog polja (slika 14a). Ambijentalni ekvivalent doze $H^*(10)$ se koristi za monitoring prodornog zračenja (tvrdog) i predstavlja onu vrednost ekvivalenta doze koju bi proizvelo odgovarajuće poravnato i prošireno polje, u ICRU sferi na dubini od 10 mm duž radijus vektora suprotno orijentisanog u odnosu na pravac upadnog poravnatog radijacionog polja [55]. Ovakva definicija $H^*(10)$ simulira zapravo ljudsko telo pomoću upotrebe fantoma - ICRU sfere koja je tkivni ekvivalent. Prema tome, $H^*(10)$ odgovara ekvivalentu doze na dubini od 10 mm unutar sfere koja se nalazi na mestu nekog pretpostavljenog unutrašnjeg organa. Sam instrument koji meri ambijentalni ekvivalent doze ili brzinu ambijentalnog ekvivalenta doze po dizajnu mora da oponaša efekte ICRU sfere kako bi dobijene eksperimentalne vrednosti mogle da posluže kao dobra procena doza koje bi pojedinac primio ukoliko bi se našao na mestu na kom se ambijentalna ekvivalentna doza u stvarnosti merila.

USMERENI AMBIJENTALNI EKVIVALENT DOZE

Usmereni ambijentalni ekvivalent doze $H'(d, \Omega)$, u nekoj tački stvarnog radijacionog polja, predstavlja onaj ekvivalent doze koji bi proizvelo odgovarajuće prošireno polje, u ICRU sferi na dubini d duž radijusa u pravcu $\vec{\Omega}$ (slika 14b). Za meko zračenje (fotoni sa $E < 15$ keV i beta zračenje [3]) se koriste

²⁶ ICRU sfera je tkivno ekvivalentna sfera prečnika 30 cm, gustine 1 g/cm^3 i masenog sastava: 76,2% kiseonika, 11,1% ugljenika, 10,1% vodonika i 2,6% azota [49].

usmereni ambijentalni ekvivalenti doze u koži na $d = 0.07$ mm, $H'(0.07, \Omega)$, i u očnom sočivu na $d = 3$ mm, $H'(3, \Omega)$ [55].



Slika 14. Radijacione geometrije ICRU sfere u tački P' unutar sfere u kojoj se određuje ekvivalent doze pri (a) proširenom i poravnatom radijacionom polju i (b) proširenom radijacionom polju [55].

LIČNI EKVIVALENT DOZE

Lični ekvivalent doze $H_p(d)$ predstavlja onaj ekvivalent doze u ICRU tkivu (fantomu - gruba reprezentacija dela tela na kom se nosi dozimetar) na odgovarajućoj dubini d ispod određene tačke na telu (ispod kože). Za meko zračenje se koriste lični ekvivalenti doze u koži na $d = 0.07$ mm, $H_p(0.07)$, i u očnom sočivu na $d = 3$ mm, $H_p(3)$, a za tvrdo na $d = 10$ mm, $H_p(10)$ [55].

EKSPERIMENTALNI REZULTATI

GAMASPEKTROMETRIJSKA ANALIZA UZORAKA OTPADNE VODE IZ PRELIVNIH BAZENA SA RADIOAKTIVNIM OTPADOM CENTRA ZA NUKLEARNU MEDICINU INSTITUTA ZA ONKOLOGIJU VOJVODINE

Gamaspektrometrijska analiza uzoraka otpadne vode iz prelivnih bazena Instituta za onkologiju Vojvodine, u Sremskoj Kamenici, izvršena je od strane akreditovane Laboratorije za ispitivanje radioaktivnosti uzoraka i doze jonizujućeg i nejonizujućeg zračenja. Dobijeni rezultati su, uz dozvolu Laboratorije, iskorišćeni u ovom radu radi sagledavanja opšteg radijacionog rizika.

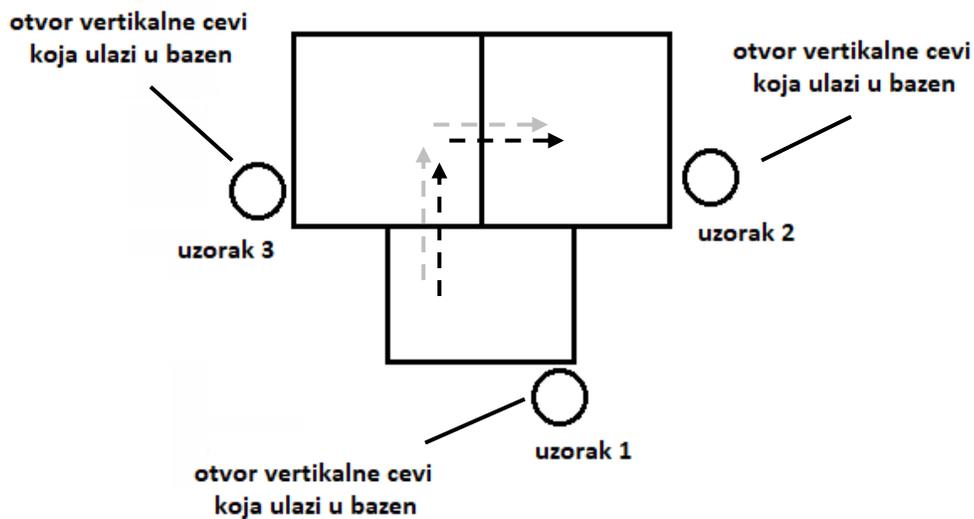
Institut za onkologiju Vojvodine osnovao je Centar za nuklearnu medicinu još 1971. godine. Centar za nuklearnu medicinu pacijentima uz dijagnostičke procedure, kao što smo rekli, pruža i terapijske. Radiojodna terapija izotopom joda ^{131}I na Institutu praktikuje se već dugi niz godina i primenjuje se u dve standardizovane varijante, odnosno sa dve vrednosti aktivnosti - 1.85 GBq i 3.7 GBq. Ove vrednosti daleko premašuju granicu od 400 MBq zbog čega se terapija obavazeno pruža u bolničkim uslovima. Pacijenti nakon primljene terapije postaju i sami izvor zračenja i ostaju hospitalizovani u terapijskom bloku sve dok aktivnost apliciranog radioaktivnog joda ne opadne ispod 400 MBq [23]. Za vreme boravka u terapijskom bloku aktivnost radioaktivnog joda eksponencijalno opada prema zakonu radioaktivnog raspada, međutim znamo da uz ovaj fizički postoji još i biološki vid eliminisanja joda iz organizma. Prema tome, određena količina joda biološkim transportom - kroz procese mikcije i defekacije, napušta organizam pacijenta pre nego što stigne da doživi radioaktivni raspad i pređe u stabilan izotop ksenona ^{131}Xe . Ovaj organski otpad se prikuplja na način koji je opisan prilikom analize sistema bazena za privremeno skladištenje tečnog radioaktivnog otpada. Podsetimo se samo da se generisani radioaktivni efluenti, u vidu organskog otpada, kroz odvojeni kanalizacioni sistem sprovode iz toaleta za pacijente do bazena za raspad ovog tečnog radioaktivnog otpada. Sistem bazena za skladištenje radioaktivnih efluenta Instituta se sastoji od pet bazena od kojih je prvi zapravo direktno povezan sa odvodom iz toaleta, drugi je septički, a treći, četvrti i peti služe za raspad. Radioaktivna tečna kanalizaciona masa preliva se iz prvog u drugi, iz drugog u treći i tako sve do poslednjeg bazena iz kog se ispušta u gradsku mrežu. Ovom prilikom preostali radionuklidi iz efluenta stižu i do reke Dunav.

Na osnovu niskofonske gamaspektrometrijske analize određena je koncentracija aktivnosti radioaktivnog joda ^{131}I u brisevima prelivnih bazena sa radioaktivnim medicinskim otpadom Instituta. Uzorkovanje je vršeno metodom IAEA TRS 295. Uzeta su tri uzorka kroz vertikalne cevi na način opisan na slici 15, a rezultati analize prikazani su u tabeli 5. Na osnovu ovih merenja ustanovljen je i smer toka otpadnih voda i odabrana pozicija za postavku detektora za monitoring radioaktivnoj joda ^{131}I u otpadnim vodama.

Tabela 5. Vrednosti koncentracija aktivnosti radionuklida ^{131}I u uzorcima otpadne vode iz prelivnih bazena. Vrednosti su određene na osnovu rezultata niskofonske gamaspektrometrijske analize standardnom metodom IAEA TRS 295. Za prikazane rezultate zaslužna je akreditovana Laboratorija za ispitivanje radioaktivnosti uzoraka i doze jonizujućeg i nejonizujućeg zračenja.

	Uzorak 1	Uzorak 2	Uzorak 3
Radionuklid	koncentracija aktivnosti [kBq/kg]	koncentracija aktivnosti [kBq/kg]	koncentracija aktivnosti [kBq/kg]
^{131}I	441 ± 22	33.4 ± 1.7	95.6 ± 4.8

Dobijeni rezultati jasno ukazuju koliko su skladištene aktivnosti tečnog radioaktivnog otpada sa jodom ^{131}I više od nivoa oslobađanja, koji iznosi 1 Bq/g, i da se nikako ne sme ispuštati u gradsku kanalizaciju. Prema dizajnu i zapremini prelivnih bazena Instituta za onkologiju Vojvodine proračunato je prosečno vreme otpuštanja radioaktivnog otpada od 90 dana, što bi trebalo da obezbedi dovoljno vremena za dostizanje klirensa.



Slika 15. Pozicije sa kojih su uzeti uzorci iz prelivnih bazena. Strelice na slici označavaju smer protoka otpadne vode. Za dobijenu šemu zaslužna je akreditovana Laboratorija za ispitivanje radioaktivnosti uzoraka i doze jonizujućeg i nejonizujućeg zračenja.

MERENJE BRZINE AMBIJENTALNOG EKVIVALENTA DOZE - INSTRUMENTACIJA

Za merenje brzine ambijentalnog ekvivalenta doze $H^*(10)$ korišćena su tri dozimetra: RADIAGEM 2000, LB 123 UMo i Inspector Alert V2.

CANBERRA RADIAGEM 2000

Dozimetar CANBERRA RADIAGEM 2000 radi na principu Gajger-Milerovog brojača i izuzetno je lagan (300g) i jednostavan za rukovanje. Kalibrisan je da meri $H^*(10)$ i pomoću njega se može mogu izmeriti ambijentalni dozni ekvivalenti brzine od 0.01 $\mu\text{Sv/h}$ do 100 mSv/h, a vrednost se direktno očitava sa LCD ekrana uređaja. Pogodan je za detekciju gama zračenja u rasponu od 40 keV do 1.5 MeV, dok se ostale vrste zračenja, poput alfa i beta detektuju upotrebom spoljašnje sonde. Dimenzije su mu 150 x 85 x 45 mm. Vodootporan je i dosta jednostavan za dekontaminaciju [56]. Uređaj je prikazan na slici 16.

BERTHOLD TECHNOLOGIES UMO LB 123

Dozimetar LB 123 UMo može se koristiti za monitoring doza zračenja koje potiču od alfa, beta i gama zračenja, kao i neutrona. Opseg merenja kao i energija za detekciju zavisi od odabira odgovarajuće sonde. Može se postaviti na nosač i na zid radi vršenja prostornog monitoringa. Dimenzije su mu 145 x 170 x 45 mm i težak je 800g. U zavisnosti od odabira sonde može raditi na principu gasnog i scintilacionog detektora [57]. Izgled uređaja može se videti na slici 17.

IMI INSCPECTOR ALERT V2

Dozimetar IMI Inspektor Alert V2 meri alfa, beta i x-zračenje. Radi na principu Gajger-Milerovog brojača i veoma je osetljiv na uobičajene beta i alfa izvore zračenja. Ovaj dozimetar omogućava precizno merenje niskih nivoa kontaminacija. Efikasnost detekcije alfa zračenja pri energijama od 3.6 MeV iznosi preko 80%, dok za beta zračenje energije 50 keV iznosi 35%, a za 150 keV 75%. Može da meri brzinu ambijentalog ekvivalenta doze u rasponu od 0.01 $\mu\text{Sv/h}$ do 1.1 mSv/h. Jednostavan je za rukovanje i ne baguje u velikim poljima zračenja. Rezultati se lako očitavaju sa ekrana u željenim jedinicima. Težak je 323 grama (sa baterijama), a dimenzije su mu 150 x 80 x 30 mm [58]. Ovaj uređaj prikazan je na slici 18.



Slika 16. CANBERRA RADIAGEM 2000 dozimetar [56].



Slika 17. Berthold Technologies, UMo LB 123 dozimetar [57].

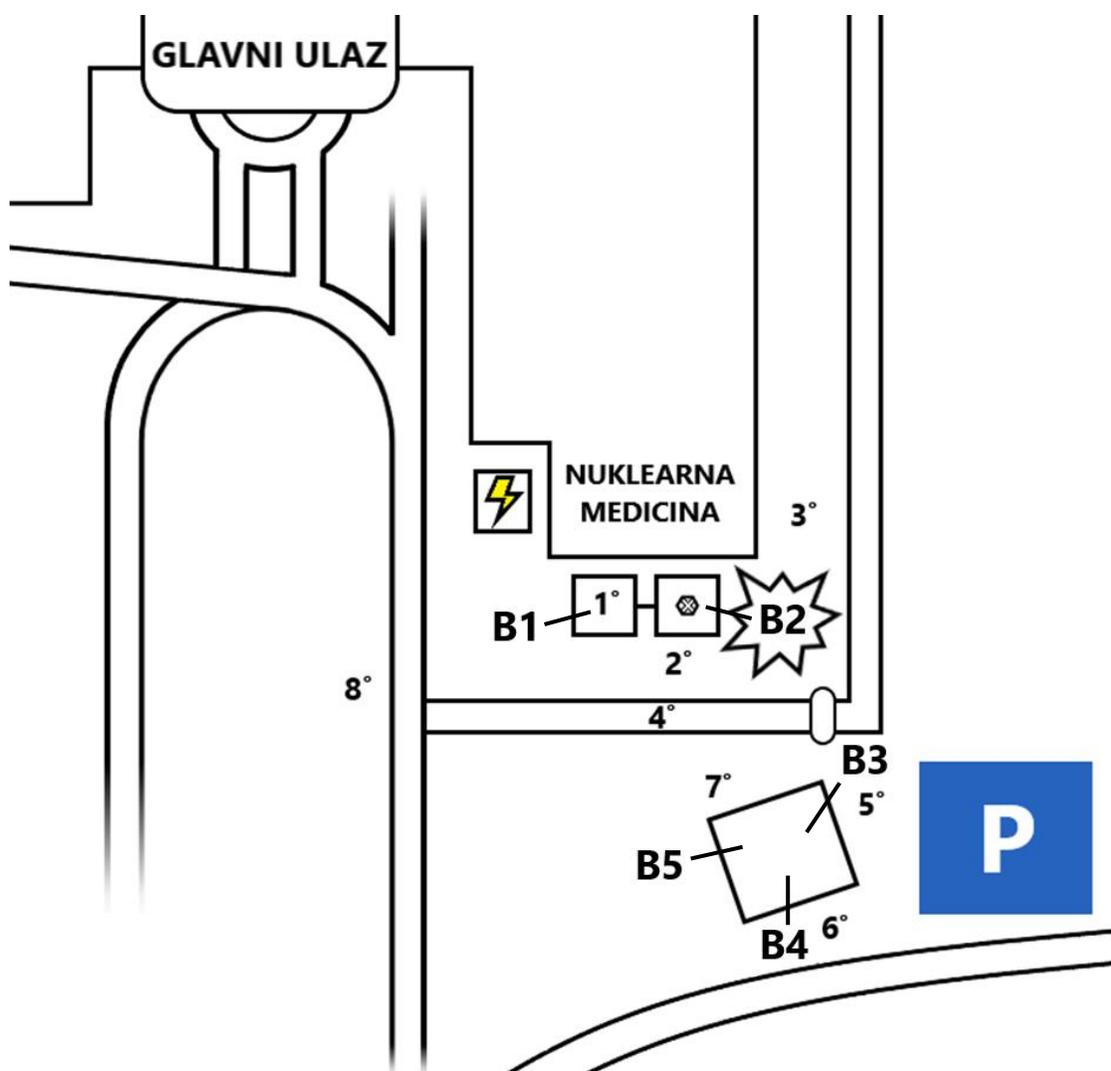


Slika 18. IMI Inspektor Alert V2 dozimetar [58].

MERENJE BRZINE AMBIJENTALNOG EKVIVALENTA DOZE U OKOLINI PRELIVNIH BAZENA SA TEČNIM RADIOAKTIVNIM OTPADOM SA NUKLEARNE MEDICINE

Brzina ambijentalnog ekvivalenta doze $H^*(10)$ u okolini prelivnih bazena sa tečnim radioaktivnim otpadom Centra za nuklearnu medicinu Instituta za onkologiju Vojvodine merena je pomoću prethodno opisanih dozimetara. Merenja su vršena sa kombinovanom mernom nesigurnošću od 20%.

Na slici 19 data je šema okruženja Instituta radi lakšeg razumevanja i obeležavanja lokacija, u blizini prelivnih bazena sa radioaktivnim otpadom, na kojima su merene vrednosti brzine ambijentalnog ekvivalenta doze u vazduhu $H^*(10)$, dok se na slici 20 mogu videti lokacije bazena u realnosti. Najpre je izmerena vrednost fona na dovoljno dalekom odstojanju od svih bazena i dobijena je prosečna vrednost od $0.08 \mu\text{Sv/h}$, a potom su se merile doze na još 7 različitih lokacija u okolini prelivnih bazena. Rezultati ovih eksperimentalnih merenja dati su u tabeli 6.



Slika 19. Šematski prikaz lokacija na kojima su merene doze.

Legenda: B1 - prvi bazen, B2 - drugi bazen, B3 - treći bazen, B4 - četvrti bazen, B5 - peti bazen, P - parking, 1° - poklopac prvog bazena, 2° - poklopac drugog bazena, 3° - prolaz između zgrade i novog ulaza/hodnika, 4° - velika staza od puta do novog ulaza, 5° - pored parkinga kraj trećeg bazena, 6° - pored četvrtog bazena bliže putu koji vodi ka parkingu, 7° - pored petog bazena bliže velikoj stazi, 8° - mesto na putu, koji vodi do glavnog ulaza, na kom je meren fon.



Slika 20. Lokacija prelivnih bazena za skladištenje radioaktivnog medicinskog otpada, Institut za onkologiju Vojvodine.

Tabela 6. Izmerene vrednosti ambijetalnog ekvivalenta doze u vazduhu na raznim lokacijama u blizini prelivnih bazena Centra za nuklearnu medicinu Instituta za onkologiju Vojvodine, u Sremskoj Kamenici.

Lokacija merenja	1°	2°	3°	4°	5°	6°	7°	8°/Fon
$H^*(10)$ [$\mu\text{Sv/h}$]	2.2 ± 0.4	4.6 ± 0.9	0.14 ± 0.03	0.16 ± 0.03	0.17 ± 0.03	0.17 ± 0.03	0.11 ± 0.02	0.08 ± 0.02

Na osnovu prikazanih rezultata vidimo da postoji blago odstupanje od izmerenog fona. Razlog je upravo taj što su se ambijentalni ekvivalenti doze $H^*(10)$ u vazduhu merili u neposrednoj blizini bazena sa privremeno uskladištenim tečnim radioaktivnim otpadom koji sadrži jod ^{131}I . Najveće odstupanje od fona ubedljivo se zapaža kod drugog bazena. Dozimetri su prilikom merenja bili postavljeni na metalni poklopac, a izmerena brzina ambijetalnog ekvivalenta doze na poklopcu drugog bazena je skoro 60 puta veća od izmerene vrednosti fona. Glavni uzrok toliko više izmerene vrednosti je postojanje otvora u vidu ventilacije sa gornje strane ovog bazena, odnosno na metalnom poklopcu, što se može uočiti na slici 21.



Slika 21. Prikaz otvora/ventilacije na drugom bazenu (B2).

Na osnovu izmerenih vrednosti ambijetalnih doznih ekvivalenata u okolini prelivnih bazena sa privremeno uskladištenim tečnim radioaktivnim otpadom, može se zaključiti da u vreme merenja nije bilo kontaminacije okolnog prostora i da betonski zidovi trećeg, četvrtog i petog bazena (bazeni za raspad)

dobro atenuiraju emitovano gama zračenje prilikom radioaktivnog raspada joda ¹³¹I. Izmerene doze zračenja generalno su bile uporedive sa fonom na lokacijama koje su najdostupnije stanovništvu i medicinskom osoblju, dok su odstupale najviše na lokacijama 2° i 1°, što odgovara mestima na kom se nalaze drugi i prvi bazen, respektivno. Izmerene povišene vrednosti brzine ambijentalnog ekvivalenta doze baš na mestima prvog i drugog bazena mogu biti posledica toga što se u njih direktno izlivaju radioaktivni efluenti i nedovoljno kvalitetne zaštite od zračenja, kao i zbog prisustva sistema za ventilaciju u slučaju drugog bazena. Kako se prelivni bazeni u kontinuitetu pune novim radioaktivnim efluentima, u vidu organskog otpada pacijenata hospitalizovanih u terapijskom bloku, oni svakako neprestano predstavljaju potencijalnu opasnost po životnu sredinu.

Prelivni bazeni Centra za nuklearnu medicinu se trenutno nalaze u blizini parkinga, relativno blizu puta koji vodi do glavnog ulaza u Institut zbog čega su veoma pristupačni. Oko bazena je ograničena i obeležena zona zračenja u koju je zabranjen ulaz, međutim, obaveštenje o zabrani pristupa nije dovoljno jasno istaknuto, pa stanovništvo i osoblje (ne nužno profesionalno izložena lica) može praktično nesmetano prilaziti. Takođe, metalni poklopci bazena, koliko god bili teški, mogu se slobodno otvoriti (pogotovo B1 i B2), a oni bi trebalo da budu pod strogom kontrolom, pa bi najbolje bilo kada bi bili zaključani. Kako je otpočeto proširenje Instituta, došlo je do izgradnje novog hodnika/ulaza koji izlazi direktno na veliku stazu između prelivnih bazena što će područje oko bazena sa odloženim tečnim radioaktivnim otpadom učiniti još prometnijim i sve veći broj ljudi i medicinskog osoblja bi potencijalno mogao biti izložen zračenju. Činjenica da se Institut za onkologiju Vojvodine nalazi na samoj granici Nacionalnog parka „Fruška Gora” dodatna je motivacija za podizanje svesti zaposlenog medicinskog osoblja o potencijalnim opasnostima skladištenja tečnog radioaktivnog otpada, kao i o neophodnim merama suzbijanja pojave akcidenta, time i radiokontaminacije životne sredine, do kojeg može doći usled namernog ili slučajnog delovanja nedovoljno edukovanih pojedinaca.

Treba spomenuti još i da Centar za nuklearnu medicinu Instituta za onkologiju Vojvodine planira uskoro da uvede i novi radioizotop u terapiju - izotop lutecijuma ¹⁷⁷Lu. Lutecijum²⁷ ¹⁷⁷Lu je beta emiter i ima fizički period poluraspada od 6.6463(15) dana [59] i efikasan je u terapiji neuroendokrinih tumora. Prilikom raspada lutecijuma ¹⁷⁷Lu emituju se elektroni čiji je domet u mekom tkivu maksimalno 1.77 mm (u proseku 0.23mm) i gama zračenje [60]. Pre uvođenja lutecijuma ¹⁷⁷Lu u praksu neophodno je utvrditi da li su postojeći bazeni uopšte adekvatni za skladištenje i ovog radioizotopa. Ovo nameće dodatni problem, budući da o postojećim bazenima nema dovoljno podataka, ni o njihovoj izgradnji, a ni o načinu održavanja. Na sve to, prema informaciji tehničke službe, ovi bazeni, u kojima se trenutno skladišti tečni radioaktivni otpad koji sadrži jod ¹³¹I, nikada nisu čišćeni niti pražnjeni. Uprkos pokušajima da se uspostavi sistem kontinuiranog monitoringa preko međunarodnih projekata, po završetku projekata kontinuirani monitoring je prestao, a izuzetno je važno da se svaki oblik radioaktivnog otpada drži pod kontrolom.

²⁷ Lutecijum je element koji spada u grupu lantanoida (retke zemlje) i ima redni broj 71. Radioizotop lutecijuma koji se koristi u nuklearno-medicinske, terapijske svrhe - ¹⁷⁷Lu dobija se iz nuklearne reakcije ¹⁷⁶Lu(n,γ)¹⁷⁷Lu [60].

ZAKLJUČAK

Izuzetno efikasna radiojodna terapija danas predstavlja gotovo nezaobilaznu proceduru u tretiranju oboljenja i poremećaja rada štitne žlezde i često je dovoljno samo jedno izlaganje zračenju radi potpunog izlečenja [61]. Doze zračenja koje pacijenti primaju prilikom terapijske procedure znatno su više u odnosu na dijagnostičke, a pacijent pri unosu radioizotopa i sam postaje izvor zračenja zbog čega predstavlja opasnost po sredinu, medicinsko osoblje i ostatak stanovništva. Institut na kome se primenjuje radiojodna terapija mora obavezno imati posebno projektovane prostorije, u skladu sa propisima o zaštiti i bezbednosti od zračenja, za privremeno hospitalizovanje ovih pacijenata. Profesionalno medicinsko osoblje dužno je da vodi brigu o ispravnom isporučivanju terapijske doze, pridržavajući se ALARA principa, kao i o monitoringu doza i potencijalne kontaminacije prostora. Osoblje takođe mora voditi računa i o ličnoj izloženosti budući da se nalazi u zoni zračenja prilikom rukovanja radiofarmaceutikom, ali i pri kontaktu sa ozračenim pacijentom zbog čega je nošenje specijalne zaštitne opreme pri izvođenju procedura obavezno, kao i pridržavanje savetu „što dalje i što kraće”, koliko god da prosto zvučao. Nastali radioaktivni otpad, u vidu pacijentnih izlučevina, mora se skladištiti na propisan način za odlaganje tečnog radioaktivnog otpada i neophodno je vršiti procenu rizika radiokontaminacije životne sredine u njegovom okruženju, kao i procenu granice zabranjene zone zarad smanjenja dodatnog izlaganja stanovništva i osoblja na minimum. Redovnim monitoringom brzina doza zračenja u okolini bazena sa privremeno skladištenim tečnim radioaktivnim otpadom suzbija se pojava akcidenta.

U slučaju prelivnih bazena za skladištenje tečnog radioaktivnog otpada sa Nuklearne medicine Instituta za onkologiju Vojvodine primećeno je da oni predstavljaju potencijalnu opasnost po životnu sredinu i samim tim bi se trebala posvetiti posebna pažnja monitoringu radioaktivnosti u bliskom okruženju ovih bazena. Iako dobijene vrednosti ambijentalnog ekvivalenta doze ne pokazuju veliku opasnost, svakako je neophodno osigurati da neće biti neovlašćenog pristupa ovim bazenima i jasno obeležiti gde se oni nalaze kako bi se i pacijenti ali i osoblje Instituta zaštitilo od nepotrebnog izlaganja. Potrebno je proveriti i u kakvom stanju su ovi bazeni kako bi se procenio njihov potencijal za proširenje terapijskih procedura na odeljenju Nuklearne medicine.

LITERATURA

- [1] D.L. Bailey, J.L. Humm, A. Todd-Pokropek, A. van Aswegen. (2014). Nuclear Medicine Physics: A Handbook for Teachers and Students, International Atomic Energy Agency, Vienna, Austria
- [2] <https://www.iaea.org/resources/rpop/health-professionals/nuclear-medicine>
- [3] P.Ortiz López, G. Rajan, E.B. Podgorsak. (2005). Radiation protection and safety in radiotherapy. In E.B. Podgorsak (Ed.), Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students (pp. 549-609), International Atomic Energy Agency, Vienna, Austria
- [4] Miodrag Krmar. (2013). Uvod u nuklearnu fiziku, Prirodno-matematički fakultet, Univerzitet u Novom Sadu, Trg Dositeja Obradovića 3, 21000 Novi Sad
- [5] Daniel R. McAlister. (2016). Neutron Shielding Materials, University Lane Lisle, USA. Internet stranica: <https://www.eichrom.com/wp-content/uploads/2018/02/neutron-attenuation-white-paper-by-d-m-rev-2-1.pdf>
- [6] http://www.radioactivity.eu.com/site/pages/Iodine_131.htm
- [7] <https://www.khanacademy.org/test-prep/mcat/physical-sciences-practice/physical-sciences-practice-tut/e/the-radioactivity-of-iodine-131>
- [8] Ivan Janić. (1992). Osnovi Atomske Fizike I deo (skripta), Novi Sad
- [9] <https://saintschemistry9.weebly.com/isotopes-and-radioactivity.html>
- [10] <https://www.radiologyinfo.org/en/info.cfm?pg=gennuclear>
- [11] <https://www.pharmadoc.it/radiofarmaci-la-corte-di-giustizia-esclude-il-carattere-gratuito-della-convenzione-e-impone-la-gara/>
- [12] Davor Eterović. (2011). Fizika slikovne dijagnostike za medicinare
- [13] <https://basicmedicalkey.com/radiopharmacy/>
- [14] <https://www.who.int/medicines/publications/pharmacopoeia/Radgenmono.pdf>
- [15] Dragana Marić. (2016). Procena radijacionog rizika za profesionalno izloženo osoblje pri radu sa ^{99m}Tc i ^{131}I , Prirodno-matematički fakultet, Novi Sad
- [16] https://www.who.int/diagnostic_imaging/imaging_modalities/dim_nuclearmed/en/
- [17] <https://www.world-nuclear.org/information-library/non-power-nuclear-applications/radioisotopes-research/radioisotopes-in-medicine.aspx>
- [18] <https://mayfieldclinic.com/pe-spect.htm>
- [19] <http://www.onk.ns.ac.rs/pdf/PET.pdf>
- [20] https://www.researchgate.net/figure/FDG-PET-CT-scans-indicating-hypermetabolic-lymph-nodes-areas-circled-in-blue-A-the_fig2_282908373
- [21] <https://www.iaea.org/resources/rpop/health-professionals/nuclear-medicine/therapeutic-nuclear-medicine>
- [22] <https://www.iaea.org/topics/radionuclide-therapy>
- [23] Pravilnik o primeni izvora jonizujućih zračenja u medicini („Sl. glasnik RS” br. 1/2012)
- [24] <https://www.nrc.gov/reading-rm/basic-ref/glossary/brachytherapy.html>
- [25] <https://www.radiologyinfo.org/en/info.cfm?pg=brachy>
- [26] <https://www.iaea.org/resources/rpop/health-professionals/nuclear-medicine/therapeutic-nuclear-medicine/specific-therapies>
- [27] http://www.onk.ns.ac.rs/pdf/UputstvaPacijenti/Informator_za_pacijente-RAJ.pdf
- [28] International Atomic Energy Agency. (2013). Management of discharge of low level liquid radioactive waste generated in medical, educational, research and industrial facilities (IAEA TECDOC 1714), IAEA, Vienna, Austria
- [29] <https://medlineplus.gov/ency/imagepages/9806.htm>
- [30] <https://ods.od.nih.gov/factsheets/Iodine-Consumer/>
- [31] <https://www.eatright.org/food/vitamins-and-supplements/types-of-vitamins-and-nutrients/iodine-a-critically-important-nutrient>

- [32] https://www.researchgate.net/figure/Structure-of-the-thyroid-hormone-triiodothyronine-T3-and-thyroxine-T4_fig5_258056929
- [33] Burkinshaw L. (1958). The Half-Life of Iodine 131, *Physics in Medicine & Biology*, 2(3). <https://doi.org/10.1088/0031-9155/2/3/305>
- [34] <https://www.alims.gov.rs/ciril/files/lekovi/smcp/515-01-8622-12-001.pdf>
- [35] C.C.Lin, J.H. Chao. (2009). Radiochemistry of Iodine: Relevance to Health and Disease. In Victor R. Preedy, Gerard N. Burrow, Ronald Watson (Eds.), *Comprehensive Handbook of Iodine* (1st edition, pp. 171-182) Academic Press (Elsevier). Internet stranica: <https://www.sciencedirect.com/topics/biochemistry-genetics-and-molecular-biology/isotopes-of-iodine>
- [36] <https://www.nuclear-power.net/nuclear-power/reactor-physics/atomic-nuclear-physics/radioactive-decay/radioactive-decay-law/decay-constant/>
- [37] Vicky V.Mody, Ajay N.Singh, Rahul Deshmukh, Samit Shah. (2015). Thyroid Hormones, Iodine ad Iodides, and Anthithyroid Drugs. In Sidharta D. Ray (Ed.), *Side Effects of Drugs Annual* (1st edition, Volume 37, pp. 513-519), Elsevier. Internet stranica: <https://www.sciencedirect.com/topics/medicine-and-dentistry/iodine-131>
- [38] <https://www.personal-dosimeter.com/what-is-internal-exposure-internal-contamination-definition/>
- [39] Zakon o radijacionoj i nuklearnoj sigurnosti i bezbednosti („Sl. glasnik RS” br. 95/2018 i 10/2019)
- [40] <https://www.malsparo.com/radioactive.htm>
- [41] <https://clipground.com/nuclear-waste-clipart.html>
- [42] Pravilnik o upravljanju radioaktivnim otpadom („Sl. glasnik RS” br. 60/2011)
- [43] Pravilnik o granicama radioaktivne kontaminacije lica, radne i životne sredine i načinu sprovođenja dekontaminacije („Sl. glasnik RS” br. 38/2011)
- [44] <https://www.comecer.com/isp-radioactive-waste-disposal-plant/>
- [45] <https://sswm.info/factsheet/imhoff-tank>
- [46] E.M. Yoshimura. (2014). Fundamentals of Dosimetry. In D.R. Dance, S. Christofides, A.D.A. Maidment, I.D. McLean, K.H. Ng (Eds.), *Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students* (pp. 35-53), International Atomic Energy Agency, Vienna, Austria
- [47] J.P. Seuntjens, W. Strydom, K.R. Shortt. (2005). Dosimetric principles, quantities and units. In E.B. Podgorsak (Ed.), *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students* (pp. 45-70), International Atomic Energy Agency, Vienna, Austria
- [48] International Commission on Radiological Protection. (2007). The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. *Ann. ICRP* 37 (2-4).
- [49] Pravilnik o granicama izlaganja jonizujućim zračenjima i merenjima radi procene nivoa izlaganja jonizujućim zračenjima („Sl. glasnik RS”, br. 86/2011 i 50/2018)
- [50] J. Izewska, G. Rajan. (2005). Radiation dosimeters. In E.B. Podgorsak (Ed.), *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students* (pp. 71-99), International Atomic Energy Agency, Vienna, Austria
- [51] <https://www.mirion.com/products/apex-dosimeter-radiation-monitoring-with-you-in-mind>
- [52] <http://www.imrs.rs/uploads/5%20UPUTSTVO%20ZA%20KORISNIKE%20USLUGA%20LICNA%20DOZI%20METRIJA.pdf>
- [53] https://research.weill.cornell.edu/sites/default/files/radiation_dosimeter_badge_guidelines_0.pdf
- [54] D'Avino V, Angrisani L, La Verde G, Pugliese M, Raulo A, Sabatino G, Coppola F. New Eye Lens Dose Limit: Status of Knowledge in Campania Hospitals. *Int J Environ Res Public Health*. 2019 Sep 17;16(18):3450. doi: 10.3390/ijerph16183450. PMID: 31533284; PMCID: PMC6765950.
- [55] International Atomic Energy Agency. (2000). Calibration of Radiation Protection Monitoring Instruments, Safety Reports Series No. 16, IAEA, Vienna
- [56] <http://www.gamdata.se/products/radiation-detection/portable-instruments/probes/radiagem-2000/>
- [57] <https://www.gamdata.se/products/radiation-detection/obsolete/lb-123-umo/>
- [58] <https://www.dosimeter.com/survey-meters/inspector-alert-v2/>

- [59] Ferreira, Kelley & Collins, Sean & Fenwick, Andrew. (2017). Half-life measurement of the medical radioisotope ^{177}Lu produced from the $^{176}\text{Yb}(n, \gamma)$ reaction. EPJ Web of Conferences. 146. 08002. 10.1051/epjconf/201714608002.
- [60] Hosono, Makoto & Ikebuchi, Hideharu & Nakamura, Yoshihide & Nakamura, Nobutaka & Yamada, Takahiro & Yanagida, Sachiko & Kitaoka, Asami & Kojima, Kiyotaka & Sugano, Hiroyasu & Kinuya, Seigo & Inoue, Tomio & Hatazawa, Jun. (2018). Manual on the proper use of lutetium-177-labeled somatostatin analogue (Lu-177-DOTA-TATE) injectable in radionuclide therapy (2nd ed.). Annals of Nuclear Medicine. 32. 1-19. 10.1007/s12149-018-1230-7.
- [61] <https://www.endocrineweb.com/conditions/hyperthyroidism/radioactive-iodine-hyperthyroidism>

BIOGRAFIJA

Marija Milosavljević rođena je 16. marta 1995. godine u Zrenjaninu. Završila je osnovnu školu „Jovan Jovanović Zmaj”, u Zrenjaninu, i srednju školu - „Zrenjaninska gimnazija” sa Vukovom diplomom. Osnovne akademske studije fizike - smer medicinska fizika, upisala je 2014. godine na Prirodno-matematičkom fakultetu u Novom Sadu.

UNIVERZITET U NOVOM SADU

PRIRODNO - MATEMATIČKI FAKULTET

KLJUČNA DOKUMENTACIJA

Redni broj:

RBR

Identifikacioni broj:

IBR

Tip dokumentacije: Monografska dokumentacija

TD

Tip zapisa: Tekstualni štampani materijal

TZ

Vrsta rada: Diplomski rad

VR

Autor: Marija Milosavljević

AU

Mentor: Prof. dr Jovana Nikolov

MN

Naslov rada: Procena radijacionog rizika u okolini bazena sa radioaktivnim otpadom sa Nuklearne medicine

NR

Jezik publikacije: srpski

JP

Jezik izvoda: srpski/engleski

JI

Zemlja publikovanja: Republika Srbija

ZP

Uže geografsko područje: Autonomna Pokrajina Vojvodina

UGP

Godina: 2019.

GO

Izdavač: Autorski reprint

IZ

Mesto i adresa: Prirodno-matematički fakultet, Trg Dositeja Obradovića 4, Novi Sad

MA

Fizički opis rada: 7 poglavlja/40 strana/61 referenca/21 slika/6 tabela

FO

Naučna oblast: Fizika

NO

Naučna disciplina: Medicinska fizika

ND

Predmetna odrednica/ ključne reči: Radijacioni rizik, Radioaktivni otpad, Nuklearna medicina

PO

Čuva se: Biblioteka departmana za fiziku, PMF-a u Novom Sadu

ČU

Važna napomena: nema

VN

Izvod: Nuklearna medicina predstavlja multidisciplinarnu oblast koja koristi radiofarmaceutike kako bi proučavala, dijagnostikovala, lečila i izlečila razne vrste oboljenja. Svako izlaganje jonizujućem zračenju

rezultuje primanjem doze zračenja, a stepen ozbiljnosti i verovatnoća javljanja bioloških efekata indukovanih izlaganjem su srazmerni apsorbovanoj dozi. Radioaktivni otpad neizbežna je posledica upotrebe radionuklida u nuklearnoj medicini i predstavlja potencijalnu pretnju po zdravlje i okolinu. Odgovarajuće skladištenje radioaktivnog otpada kao i procena radijacionog rizika u njegovoj blizini su stoga od ključnog značaja za smanjivanje izloženosti zračenju kako populacije tako i okoline na minimum.

IZ

Datum prihvatanja teme od NN veća: Septembar, 2019

DP

Datum odbrane: 30.10.2019.

DO

Članovi komisije:

KO

Predsednik: dr Nataša Todorović, redovni profesor

član: dr Jovana Nikolov, vanredni profesor, mentor

član: dr Olivera Klisurić, redovni profesor

UNIVERSITY OF NOVI SAD
FACULTY OF SCIENCES
KEY WORDS DOCUMENTATION

Accession number:

ANO

Identification number:

INO

Document Type: Monograph publication

DT

Tip zapisa: Textual printed material

TR

Vrsta rada: Final paper

CC

Autor: Marija Milosavljević

AU

Mentor: Prof. dr Jovana Nikolov

MN

Title: Radiation risk assessment in the area of pools with radioactive waste from Nuclear medicine

TI

Language of text: Serbian

LT

Language of abstract: English

LA

Country of publication: Republic of Serbia

CP

Locality of publication: Autonomous Province of Vojvodina

LP

Publication year: 2019.

PY

Publisher: Author's reprint

PU

Publication place: Faculty of Sciences, Trg Dositeja Obradovića 4, Novi Sad

PP

Physical description: 7 chapters/40 pages/61 references/21 pictures/6 tables

PD

Scientific field: Physics

SF

Scientific discipline: Medical physics

SD

Subject/Key words: Radiation risk, radioactive waste, Nuclear medicine

SKW

Holding data: Library of Department of Physics, Trg Dositeja Obradovića 4

HD

Note: None

VN

Abstract: Nuclear medicine is multidisciplinary science that uses radiopharmaceuticals to study, diagnose, treat and cure various types of diseases. Every exposure to ionizing radiation results in radiation dose and probability and severity of radiation induced biological effects are directly proportional to absorbed dose.

Inevitable by-product from the use of radionuclides in nuclear medicine is radioactive waste that is potentially hazardous to health and the environment. Therefore, proper radioactive waste management and radiation risk assessments in the areas of stored radioactive waste are crucial in terms of minimizing environmental and population exposure to radiation.

AB

Accepted by Scientific Board: September, 2019

ASB

Defended on: 30.10.2019.

DO

Thesis defend board:

DB

President: dr Nataša Todorović, Full professor

Member: dr Jovana Nikolov, Associate professor, mentor

Member: dr Olivera Klisurić, Full professor