

UNIVERZITET U NOVOM SADU

PRIRODNO-MATEMATIČKI

FAKULTET DEPARTMAN ZA FIZIKU



# OPTIMIZACIJA ZAŠTITE U

# PET DIJAGNOSTICI

<u>- diplomski rad -</u>

Mentor:

Kandidat:

Prof. dr Nataša Todorović

Miloš Travar

Novi Sad, septembar 2017.

Ovim putem želim da iskažem zahvalnost svim ljudima koji su pomogli pri merenju i izradi ovog rada. Posebno se zahvaljujem mom profesoru i mentoru, prof. dr Nataša Todorović, na korisnim savetima i ukazanoj prilici da naučim nešto novo.

## SADRŽAJ

UVOD	5
1. Istorijski razvoj	5
1.1 Antimaterija	5
1.2 Antičestice - pozitron	7
1.2.1 Eksperiment	7
1.2.2 Pozitron	3
1.3 Istorija PET-a 8	3
2. Pozitronska Emisiona Tomografija (PET)	)
2.1 Tomografska rekonstrukcija u nuklearnoj medicini11	L
2.2 Osnovni principi PET imidžinga11	L
2.3 PET Sistemi	3
2.3.1 Scintilacioni detektori u PET-u 13	3
2.3.2 Detektorske konfiguracije u PET-u15	5
2.4 Prikupljanje podataka	7
2.5 PET/CT Imidžing	)
2.5.1 Kompjuterska tomografija x-zracima19	)
2.5.2 Detekcija x-zračenja	)
2.5.3 PET/CT Sistemi	)
3. Radionuklidi 21	L
3.1 Ciklotroni	L
3.1.1 Princip funkcionisanja ciklotrona 22	2
3.2 Radionuklidi u nuklearnoj medicini 24	1
3.3 Radiofarmaceuti	5
3.4 PET Radionuklidi	5
3.4.1 FDG	5
3.4.2 Biodistribucija FDG-a	7

4. Zaštita od zračenja	. 28
4.1 Radijaciona zaštita u PET ustanovama	. 31
4.1.1 Specijalni aspekti PET ustanova	. 31
4.1.2 Ciljevi zaštite	. 31
4.1.3 Procena zaštite	. 31
4.1.4 Principi zaštite od zračenja	. 32
4.1.5 Klasifikacija zona	. 32
4.2 Interakcija zračenja sa materijom	. 33
4.3 Dozimetrijske veličine	. 36
4.3.1 Ekspoziciona doza	. 36
4.3.2 Apsorbovana doza	. 37
4.3.3 KERMA K	. 37
4.3.4 Efektivna doza	. 38
4.3.5 Ostale primenljivane veličine	. 38
4.4 Osnovne mere projektovanja	. 42
4.5 Faktor zadržavanja	. 43
5.Procena debljine zaštitnih barijera	. 44
5.1 Procena debljine barijera za vruću laboratoriju	. 49
5.2 Procena debljine barijera za sobu sa pacijentima	. 50
5.3 Procena debljine barijera za sobu sa instaliranim PET aparatom	. 52
5.4 Dodatak: Procena debljine barijere hodnika, i zida prostorije za ubrizgavanje FDG-a	. 54
6. Zaključak	. 56
Literatura	. 57
Biografija	. 58

#### **UVOD**

Počeci nuklearne medicine vezani su za prelaz iz XIX u XX vek. Tada je došlo do otkrića radioaktivnosti. Odmah nakon toga došlo je do praktičnih primena radioaktivnog zračenja u oblasti koju mi, u ovom trenutku, nazivamo nuklearnom medicinom. Broj raspoloživih prirodnih radioaktivnih materija u to doba je bio mali, a njihova proizvodnja skupa. Ipak, u periodu dvadesetih i tridesetih godina XX veka došlo je do brzog razvoja nuklearne medicine. Taj razvoj je ubrzao otkriće veštačke radioaktivnosti 1934. godine.

Kako se radilo sve više i više sa radioaktivnim izvorima, polako je počelo biti jasno i njihovo šteto i neželjeno dejstvo na ljudski organizam. Sve ovo proizvelo je novu granu fizike koja se bavi specijalizacijom zaštite prvenstveno od jonizujućeg zračenja, koje danas predstavlja neprelaznu prepreku u nuklearnoj medicini prilikom plana i projekcije zaštite u raznim nuklearnim dijagnostičkim metodama. Da bi se zračenje moglo koristi bezbedno kako to propisuju razne svetske organizacije, osnovane sa ciljem da sprovedu niz zakona o zaštiti od zračenja, mora se pažljivo rukovati sa samim izvorima zračenja, koristiti adekvatna zaštitna oprema i na propisan način konstruisati zaštitne barijere unutar ustanova u kojima se zračenje koristi u svrhu dijagnostičkih metoda, kako bi se izloženost samom zračenju svelo na što je manje moguću vrednost.

U ovom radu biće opisane:

- 1. Osnovne karakteristike PET dijagnostičke metode,
- 2. Prinicipi na kojima je zasnovana,
- 3. Osnovni funkcionalni delovi PET sistema,
- 4. Radioizotopi koji se koriste i način njihovog dobijanja,

5. Princip projektovanja prostorija sa instaliranim PET aparatom u cilju zaštite od zračenja.

#### 1. Istorijski razvoj

#### 1.1 Antimaterija

U fizičkoj teoriji koja opisuje osnovne gradivne elemente i sile u prirodi, antimaterija je supstanca sastavljena od elementarnih antičestica, za razliku od "obične" materije koja je

sastavljena od elementarnih čestica. Svaka elementarna čestica se odlikuje određenim osobinama (masa, naelektrisanje, spin...) po kojima se razlikuje od ostalih čestica. Svaka poseduje i svoju odgovarajuću čestica antičesticu, čije su neke osobine, poput mase ili spina jednake, a druge osobine, poput naelektrisanja ili magnetnog momenta, suprotne. Najpoznatiji je primer elektrona i pozitrona, čija su naelektrisanje i magnetni moment suprotni, a sve ostale osobine identične. Materija i antimaterija ne mogu koegzistirati jedna pokraj druge. Kada se nađu zajedno međusobno se poništavaju (anihilacijom) uz oslobađanje velike količine energije u obliku gama zračenja ili drugih čestica.



Postojanje antičestica i antimaterije prvi je postulirao engleski naučnik Pol Dirak (Paul Adrien Maurice Dirac, 1902-1984), uvodeći 1928. godine koncept "pozitivno naelektrisanog



Pol Dirak (1902 - 1984)

elektrona", tj. pozitrona, čije je postojanje eksperimentalno potvrđeno 1932. od strane Karl D. Andersona. Od 1955. godine, kada su akceleratora pomoću čestica uočeni antiproton i antineutron, eksperimentalno je detektovan i čitav niz antičestica. Krajem devedesetih godina prošlog veka u CERN-u i Fermilab-u sintetisan je antivodonik - prvi antiatom. Kod običnog vodonika oko protona koji predstavlja atomsko jezgro kruži jedan elektron dok kod antivodonika oko antiprotona kruži antielektron (pozitron).

#### 1.2 Antičestice - pozitron

U fizici čestica, svaka čestica poseduje odgovarajuću antičesticu. Antičestice imaju istu masu kao i čestica, ali imaju obrnuto naelektrisanje. Izuzetak su čestice bez mase, bozoni, u koje spada na primer foton. Zanimljivo je, da čak i električno neutralne čestice, na primer neutron, nisu identične sa svojom antičesticom. U navedenom primeru, neutron je izgrađen od kvarkova, dok je antineutron izgrađen od antikvarkova. Čestica i antičestica mogu da unište jedna drugu ukoliko se nalaze u odgovarajućem kvantnom stanju. Mogu se proizvesti u raznim procesima.



Ovi procesi danas se koriste u akceleratorima čestica, u cilju stvaranja novih čestica i testiranju teorije fizike čestica. Procesi sa visokom energijom prirodno mogu da proizvedu antičesticu. Antičestice se mogu videtu u kosmičkom zračenju, kao i u određenim nuklearnim reakcijama.

#### 1.2.1 Eksperiment

Godine 1932., ubrzo nakon pojave pozitrona (Pol Dirak), Karl D. Anderson je pronašao ove čestice u sudarima, u kosmičkom zračenju. Pronađene su pomoću Vilsonove komore tj. detektora.



Karl D. Anderson (1905 - 1991)



U ovom detektoru čestica došlo je do pomeranja elektrona ili pozitrona, a da se pritom vizuelno mogu videti putanje kojima se kreću. Kada se u detektor uvede magnetno polje, dolazi do specifičnog kretanja svake čestice, i upravo po toj putanji se prepoznaje o kojoj čestici je reč. U slučaju elektrona i pozitrona, došlo je do zakrivljenja putanje, ali u obrnutom smeru od smera kojim bi se elektron kretao. Tako je otkriven pozitron tj. elektronova antičestica.

#### 1.2.2 Pozitron

Pozitron je antičestica elektrona: ima naeletrisanje +1 (elementarno naelektrisanje pozitivnog naboja), spin 1/2 (izraženu u ħ jedinicama), i masu jednaku masi elektrona.

Kada se nisko-energetski pozitron sudari sa nisko-energetskim elektronom dolazi do njihove anihilacije pri čemu nastaju dva gama fotona.



Anihilacija elektrona i pozitrona

Pozitron emituju neka nestabilna jezgra tokom radioaktivnog raspada (pozitronski beta raspad,  $\beta^+$ ). Može nastati i u sudaru visoko-energetskog fotona čija je energija veća od  $2m_ec^2 = 2 \times 0,511 \text{ MeV} = 1,022 \text{ MeV}$  sa naeletrisanom česticom, recimo atomskim jezgrom. Ovaj proces se naziva *stvaranje parova* jer u njemu nastaje par pozitron-elektron.

Danas se pozitroni rutinski proizvode u *pozitronskoj emisionoj tomografiji (PET)* koja se koristi za dijagnostiku u medicini i u fizičkim laboratorijama u eksperimentima sa elektron-pozitron sudaračima.

#### 1.3 Istorija PET-a

Početkom 70-tih godina prošlog veka PET skeniranje je formalno uvedeno u medicinsku praksu. Tada je ono smatrano novom, uzbudljivom i istraživačkom metodom koja otvara vrata istraživačima da posmatraju, proučavaju i razumeju biologiju koja leži iza ljudskih bolesti. Godine 1976. je prvi put, bezbedno po pacijenta, upotrebljen radiofarmaceut fluorin-18-2-fluor-2deoksiglukoza (FDG), marker metabolizma šećera sa poluživotom od 110 minuta. Dalji razvoj radionuklida kao što je FDG je omogućio jednostavnije proučavanje živih bića i postavio temelje za dalja istraživanja unutrašnjosti živih bića korišćenjem PET-a, kao i u evaluaciju efekata terapije ljudskih bolesti. Kasnih 70-tih godina prošlog veka korišćenje PET-a je bilo veoma složeno jer je zahtevalo velik broj zaposlenih: od fizičara (koji rade na ciklotronu koji proizvodi sam radionuklid), preko hemičara (koji proizvode pojedinačne doze radionuklida) do lekara različitih specijalnosti (koji vrše samu PET dijagnostičku proceduru). Tokom 80-tih godina prošlog veka, tehnologija koja se tiče PET-a je značajno napredovala. Komercijalni PET skener je razvijen sa mnogo boljom rezolucijom. Kao rezultat toga, broj koraka u pravljenju PET slika se smanjio, a samim tim i troškovi kao i broj ljudi koji je u tome učestvovao. Razvijeni su manji, samooklopljeni ciklotroni i time se omogućila njihova instalacija na mnogo više lokacija. U poslednjih nekoliko godina napravio se novi korak u razvoju kombinovanjem CT i PET skenera na jednom uređaju. Jedan ovakav moderan PET/CT uređaj omogućuje da se slika kreira za kraće vreme sa mnogo više dijagnostičkih informacija.

#### 2. Pozitronska Emisiona Tomografija (PET)

Pozitronska emisiona tomografija (*PET*) je dijagnostička metoda nuklearne medicine koja se od drugih pregleda razlikuje po tome jer detektuje sam metabolizam unutar telesnih tkiva dok ostali tipovi nuklearno medicinskih pregleda detektuju količinu radioaktivne supstance sakupljene unutar telesnog tkiva na datom mestu.

Samo snimanje se izvodi sa radionuklidima koji pri radioaktivnom raspadu (pozitronski beta raspad tj.  $\beta^+$ ) emituju pozitrone tj. pozitivno naelektrisane beta čestice. Radi se sa kratkoživećim radionuklidima, tako da se PET tehnika može primeniti samo u radionuklidnim laboratorijama sa instaliranim medicinskim ciklotronima ili u laboratorijama koje se nalaze na ograničenoj daljini od mesta proizvodnje pozitronskih radionuklida.

Pozitroni su veoma nestabilne čestice i veoma brzo se anihiliraju u sudaru sa slobodnim elektronima pri čemu njihove mase nestaju, a na račun toga emituju se dva gama fotona pod uglom od 180°, gde svaki nosi energiju od po 511 keV-a. Ako se ovi gama fotoni istovremeno detektuju pomoću dva detektora postavljena jedan nasuprot drugom, koincidentno kolo može da odredi mesto njihovog nastanka u organu. Tehnikom filtrovane projekcije računar daje trodimenzionalni presek organa u celini, kao i snimke preseka organa sa različitom orijentacijom (transverzalni, longitudinalni, kosi).



Uređaj za tomografiju se sastoji od *detektorskog* i *računarskog* sistema. Detektorski sistem savremenih tomografa ima nekoliko hiljada malih kristala, najčešće napravljenih od bizmut-germanijum-oksida. Ovi kristali su postavljeni u više prstenova, sa prečnikom od jednog metra. Smeštanjem pacijenta u centralni deo detektorskog sistema obezbeđuje se istovremeno sakupljanje podataka iz velikog broja ravni organa.



Skladištenje snimaka

Zbog veoma kratkotrajne radioaktivnosti, izlaganje zračenju je svedeno na minimum. Količina radioaktivne materije je toliko mala da ne utiče na regularne procese u organizmu. Zbog toga sama osetljivost uređaja za detekciju radioaktivnog zračenja je izrazito visoka. Kvantitativna ispitivanja su ujedno i precizna, jer gama fotoni imaju visoku energiju, samim tim i veliku prodornu moć i na konto toga se ne apsorbuju u okolnim tkivima organizma. Korišćeni radionuklidi u velikom broju pripadaju hemijskim elementima koji se ugrađuju u složena organska jedinjenja organizma, tako da je ova tehnika pogodna i za *in vivo* ispitivanje metabolizma.

PET tehnika je veoma precizna u razlikovanju malignih od benignih izraslina, kao i u pokazivanju širenja malignih tumora. PET može pomoći da se detektuje recidiv tumora na mozgu, plućima, debelom crevu, dojkama, limfnim žlezdama, koži, kao i ostalim organima. Informacije koje PET pruža mogu se upotrebiti u određivanju vrste kombinacije tretmana koja bi bila najuspešnija kod lečenja pacijentovog tumora.

PET takođe može pokazati region mozga koji prouzrokuje pacijentove napade, a daje dobre rezultate i u proceni degenerativnih moždanih oboljenja kao što su Alchajmerova, Hantingtonova, i Parkinsonova bolest. U vreme prvih nekoliko sati napada, PET se može koristiti i za određivanje terapije. Sami rezultati testa kod pacijenata obolelih od dijabetesa ili onih koji su jeli u toku nekoliko sati pre pregleda mogu biti nepovoljni i neprecizni zbog povećanog nivoa šećera ili insulina u krvi.

#### 2.1 Tomografska rekonstrukcija u nuklearnoj medicini

Osnovni problem u uobičajenom imidžingu, koji se bazira na korišćenju radionuklida, jeste taj da se dobijaju slike dvodimenzionalne projekcije trodimenzionalnih objekata. Jedan od pristupa rešenju ovog problema jeste *tomografski imidžing*.

Tomografske slike su dvodimenzionalne reprezentacije struktura koje leže u odabranoj ravni u trodimenzionalnom objektu. Moderne tehnike kompjuterizovane tomografije (pozitronska emisiona tomografija (*PET*), tomografija pojedinačnim fotonom (*SPECT*) i kompjuterizovana tomografija x-zracima (*CT*)), koriste detektorske sisteme postavljene, ili rotirane oko objekta, tako da se dobije veliki broj različitih projekcija objekta. Nakon toga se pomoću matematičkih algoritama vrši rekonstrukcija slika izabranih ravni unutar samog ispitivanog objekta.

Rekonstrukcija slika od velikog broja projekcija na kojima se registruju emisije radionuklida iz tela, naziva se *emisiona kompjuterizovana tomografija*. Rekonstrukcija slika metodom transmisionih emisija sa spoljašnjih izvora zračenja, naziva se *transmisiona kompjuterizovana tomografija (rendgenske cevi)*.

#### 2.2 Osnovni principi PET imidžinga

U pozitronskoj emisionoj tomografiji od koristi su samo oni radionuklidi koji radioaktivni raspad doživljavaju putem pozitronskog beta raspada. Istovremena detekcije dva anihilaciona gama fotona koja potiču od anihilacije elektrona i pozitrona nastalog tokom radioaktivnog raspada omogućuju PET-u da, duž pravca između dva detektora postavljena jedan nasuprot drugom, locira samo mesto nastanka ovih fotona tj, odigravanja procesa anihilacije. Ovaj mehanizam se naziva anihilaciona koincidentna detekcija (AKD). Detekcija fotonskog para u detektorima obično definiše zapreminu iz koje su oni emitovani. Većina AKD detektora imaju kvadratne, ili pravougaone poprečne preseke, stoga i zapremina ima takav poprečni presek, sa dimenzijama jednakim dimenzijama detektora (Slika 1).



Slika 1 : Zapremina (plavo obojena površina) iz koje par istovremeno emitovanih anihilacionih fotona može biti detektovano parom detektora. Unutar ove zapremine, neće svaki raspad dovesti do snimljenog događaja, jer je neophodno da i jedan i drugi foton pogode detektore. Izvan obojene zapremine, nemoguće je detektovati anihilacione fotone, osim ukoliko oba ne podlegnu Komptonovom rasejanju u tkivu i time promene svoj pravac kretanja.

Mnogi PET skeneri imaju elektronske uređaje koji "zakače" neku vrstu digitalnog vremenskog intervala na snimak svakog događaja. Ovo se izvršava sa preciznošću od približno jedne do dve nanosekunde. Koincidentni procesor poredi vremenski interval za svaki događaj sa jednog detektora sa vremenskim intervalom na događaju iz naspramnog detektora. Kada su se ova dva događaja desila unutar unapred definisanog koincidentnog vremenskog intervala ( obično 6 do 12 nanosekundi), kažemo da se desio koincidentni događaj. Iako se anihilacioni fotoni emituju istovremeno, potrebno je ostaviti mali vremenski prozor kako bi se tolerisale razlike u trajanju prenosa signala kroz kablove i elektroniku, kao i razlike u distancama koje prelaze dva fotona od mesta anihilacije do detektora.

Ubacivanjem više parova naspramih detektora i njihovo prostorno uređenje u obliku kruga, ili nekog drugog geometrijskog oblika oko pacijenta, moguće je istovremeno dobiti informacije iz više različitih projekcionih uglova što omogućuje izvođenje relativno brzih i dinamičnih slika, kao i redukciju artefakta izazvanih pomeranjem pacijenta.

#### 2.3 PET Sistemi

#### 2.3.1 Scintilacioni detektori u PET-u

Scintilacioni detektori su najčešći i najbolji izbor za detekciju anihilacionih gama fotona energije od 511 keV u PET imidžingu, zahvaljujući dobroj zaustavnoj moći i velikoj energetskoj rezoluciji. Sastoje se od odgovarajućeg kristala (scintilatora) povezanog sa fotocevi. Najvažnije četiri karakteristike scintilatora koje su krucijalne za njihovu upotrebu u PET-u su:

- 1. Zaustavna moć za anihilacione fotone od 511 keV,
- 2. Konstanta raspada,
- 3. Jačina izlazne svetlosti i
- 4. Energetska rezolucija.

Zaustavna moć scintilatora karakteriše se srednjim rastojanjem koje foton pređe pre nego što preda svu svoju energiju kristalu. Za PET skener sa visokom osetljivošću, poželjno je maksimizirati broj fotona koji interaguju i predaju svoju energiju detektoru. Prema tome, scintilator sa malom atenuacionom dužinom pruža maksimalnu efikasnost u zaustavljanju gama fotona energije 511 keV. Sama atenuaciona dužina scintilatora zavisi od njegove gustine i efektivnog atomskog broja. Vreme scintilacionog raspada utiče na vremenske karakteristike skenera. Ono se javlja kada  $\gamma$ -zrak interaguje sa atomom detektora, koji prelazi u ekscitovano stanje, a zatim se, vraća u osnovno stanje emitujući vidljivu svetlost. Vreme povratka u osnovno stanje se naziva *scintilaciono vreme raspada*. Što je manja vrednost ove konstante, efikasnost detektora biva veća. Scintilator sa jakom izlaznom svetlošću utiče na dizajn PET detektora na dva načina:

 Pomaže pri postizanu dobre prostorne rezolucije sa visokim kodirajućim odnosom (odnos broja elemenata rezolucije, ili kristala i broja foto-detektora, tj fotomultiplikatorskih cevi)
 Daje visoku energetsku rezoluciju.

Visoka energetska rezolucija je neophodna radi eliminisanja fotona koji su pre dolaska do samog detektora podlegli Komptonovom rasejanju u pacijentu i promenili svoj pravac kretanja. Ova rezolucija zavisi ne samo od inteziteta izlazne scintilacione svetlosti već i od untrašnje energetske rezolucije scintilatora. Unutrašnja energetska rezolucija se javlja usled nehomogenosti koje su nastale tokom procesa rasta kristala.

U tabeli 1. su navedeni najčešće korišćeni scintilatori u PET-u i njihove važne fizičke karakteristike.

<b>OSOBINA</b>	NaI(Tl)	BGO	LSO	YSO	GSO	$BAF_2$	$\mathbf{N} = \mathbf{I}(\mathbf{T}_{1}) + \mathbf{N} = \mathbf{I}_{1} + \mathbf{I}_{2}$
Efektivni Z	50	74	66	34	59	52	<u>Nal(11)</u> : Natrijum jodid
Gustina (g/cm <sup>3</sup> )	3.7	7.1	7.4	4.5	6.7	4.9	<u>BGO</u> : Bizmut germanat, BirCerQue
Vreme scintilacionog raspada (ns)	230	300	40	70	60	0.6	<u>LSO</u> : Lutecijum oksiortosilikat
Izlazna svetlost (foton/keV)	38	6	29	46	10	2	Lu2SiO5(Ce)
Relativna izlazna svetlost	100	15	75	118	25	5	<u>YSO</u> : Itrijum oksiortosilikat dopiran cerijumom, Y2SiO5(Ce)
Linearni atenuacioni koeficijent (cm <sup>'1</sup> )	0.35	0.96	0.87	0.39	0.70	0.44	<u>GSO</u> : Gadolinijum oksiortosilikat dopiran cerijumom, Gd2SiO5(Ce)
Energetska rezolucija ∆E/E (% na 511 keV)	6.6	20	10	12.5	8.5	11.4	<u>BaF2</u> : Barijum fluorid

 Tabela 1: Fizičke osobine najčešće koršćenih PET scintilacionih deteketora.

*NaI(Tl)* ima veoma intezivnu izlaznu scintilacionu svetlost, što daje visoku energetsku i prostornu rezoluciju sa visokim kodirajućim faktorom. Dugačko vreme scintilacionog raspada vodi ka povećanju mrtvog vrememena detektora. Ima dosta manju zaustavnu moć od BGO, GSO ili LSO scintilatora jer ujedno ima i manju gustinu.

**BGO** sa druge strane, ima nešto malo lošije vremenske karakteristike od NaI(Tl) kao i izlaznu svetlost manjeg inteziteta. Međutim, njegova odlična zaustavna moć, mu daje mogućnost velike osetljivosti za detekciju fotona. Većina modernih skenera je opremljeno BGO scintilatorima.

*LSO* kao relativno nov kristal, daje utisak idealne kombinacije intezivne izlazne scintilacione svetlosti i velike zaustavne moći, ali je njegova energetska rezolucija lošija u odnosu na rezoluciju NaI(Tl) kristala. Ovo je posledica njegovih unutrašnjih karakteristika.

*GSO* je još jedan scintilator sa korisnim fizičkim osobinama za PET detektore. Jedna od prednosti ovog scintilatora u odnosu na LSO kristal, bez obzira na manju zaustavnu moć i izlaznu svetlost, jeste bolja energetska rezolucija i uniformnija izlazna svetlost. Danas se uglavnom razvijaju komercijalni PET sistemi sa GSO detektorima.

#### 2.3.2 Detektorske konfiguracije u PET-u

Među prvim PET sistemima korišćene su pojedinačne detektorske jedinice koje su se sastojale od jednog scintilatora povezanog sa jednom fotomultiplikativnom cevi. Ovi pojedinačni detektori su ređani u obliku prstena, ili više prstena oko pacijenta. Da bi se poboljšala sama prostorna rezolucija jednog ovakvog sistema, bilo je neophodno napraviti manje detektore. Kako svaki detektorski element zahteva svoju jedinstvenu fotocev, sami troškovi proizvodnje jedne ovakve konfiguracije su znatno povećani.

Blok-detektor, dizajniran sredinom 80-tih godina prošlog veka, omogućuje korišćenje manjih detekcionih elemenata, uz manji broj fotomultiplikatora za njihovo očitavanje (Slika 2).



<u>Slika 2</u>: Blok-detektor uglavnom korišćen u kliničkim PET sistemima. Komad BGO ili LSO scintilatora isečen je na niz manjih elemenata i očitavan preko četiri jednokanalnih fotomultiplikatorskih cevi. Preseci u materijalu su ispunjeni reflektivnim materijalom koji omogućuje kontrolu distribucije scintilacione svetlosti ka fotocevima.

Veliki komad scintilatora je izdeljen na niz manjih elemenata, pravljenjem nepotpunih useka kroz kristal. Useci između elemenata su ispunjeni reflektivnim materijalom koji služi za smanjenje i kontrolu optičkog mešanja između scintilacionih elemenata. Signal iz kristala se očitava uz pomoć 4 pojedinačne fotomultiplikativne cevi. Dubina ovih useka u kristalu određuje se empirijski kako bi se kontrolisala distribucija svetlosti ka fotocevima. Najveća prednost ovih blok-detektora jeste u tome što omogućuju dekodiranje velikog broja detektorskih elemenata korišćenjem samo 4 fotocevi. Ovo drastično smanjuje troškove po detektorskom elementu, a istovremeno pruža visoku prostornu rezoluciju.

Pored standardnog blok-detektora, koristi se i modifikovani blok-detektor, kod kojeg postoji jedna bitna razlika u dizajnu. Ona se sastoji u korišćenju proprocionalno većih fotocevi, postavljenih tako da preklapaju delove susednih blokova (Slika 3). Na ovaj način je svaki blok kontrolisan putem četiri fotocevi, a i svaka fotocev pokriva i uglove četiri različita bloka. Jedan ovakav pristup, poznat kao kvadrantno deljenje, smanjuje ukupan broj potrebnih fotocevi za faktor četiri u odnosu na osnovni blok dizajn.



Slika 3: Levo - standardni blok-detektor, desno - blok-detektor sa kvadratnim deljenjem.

Iako jedan ovakav pristup smanjuje troškove po detektorskom elementu PET sistema (smanjivanjem samog broja fotocevi i potrebnih elektronskih kanala u odnosu na običan blokdetektor), mana mu je u većem mrtvom vremenu detektora jer svaka fotocev prima signale iz veće scintilatorske zapremine

#### 2.4 Prikupljanje podataka

Funkcionisanje PET sistema zasnovano je na koincidentnoj detekciji dva anihilaciona gama fotona koji dolaze iz pacijenta. Ova dva fotona se detektuju unutar vremenskog prozora i moraju biti na pravoj liniji koja povezuje centre detektora i koja se naziva *linija odgovora*. Svi koincidentni događaji se mogu svrstati u četiri grupe, a to su:

tačne,
 nasumične,
 rasejane i
 multikoincidentne događaje.

Primeri ovih događaja su prikazani na slici 4.

- *Pravi (ili tačni)* koincidentni događaj javlja se kada dva gama fotona, nastala kao posledica jedne anihilacije, bivaju detektovani detektorskim parom duž linije odgovora (slika 4.a).

- *Nasumične* koincidencije nastaju kada su dva nevezana fotona, iz dve različite anihilacije, detektovana detektorskim parom unutar istog vremenskog prozora (slika 4.b). Ovi događaji povećavaju šum izazivajući gubitak kontrasta na slici.

- *Rasejane* koincidencije nastaju usled Komptonovog rasejanja anihilacionih fotona u pacijentu, u slučaju kada nema prevelikog gubitka energije. Jedan foton i jedan rasejani foton, ili dva rasejana fotona, koji nastaju u istom anihilacionom događaju, mogu upasti unutar energetskog prozora od 511 keV i biti detektovani detektorskim parom unutar koncidentnog vremenskog prozora (slika 4.c). Ovi događaji povećavaju šum na slici i degradiraju kontrast.

- *Multikoincidencija* nastaje u različitim detektorima unutar istog vremenskog prozora, ali se ovi događaji odbacuju zbog teškoće u njihovom pozicioniranju.



*Slika 4*: *a) Pravi koincidentni događaj; b) nasumični koincidenti događaj detektovan od strane dva detektora duž isprekidane linije; c) rasejani koincidentni događaj.* 

U sistemu sa zatvorenim prstenom, informacije se prikupljaju istovremeno, putem svih detektorskih naspramno postavljenih parova, dok se u sistemu sa nepotpunim prstenom, detektorski sistem rotira oko samog pacijenta.

Prikupljanje koincidentnih događaja vrši se u tri koraka:

1. Određivanje lokacije detektorskog para u detektorskom prstenu za svaki koincidentni događaj.

2. Jačina signala detektovanog fotona se upoređuje sa vrednošću energetskog prozora podešenog na 511 keV.

3. Određuju se i memorišu (u kompjuterskoj memoriji) polarne koordinate pozicije linije odgovora posmatranog događaja.

Blok-detektor je isečen na manje detekore i uparen sa 4 fotomultiplikatorske cevi, koje su raspoređene u obliku niza prstena. Svaki detektor je u koincidenciji sa N/2 detektora, gde je N ukupan broj malih detektora u prstenu. Ono što treba uraditi jeste odrediti koja su dva detekora detektovala koincidentni događaj u okviru vremenskog prozora. Signali proizvedeni u fotomultiplikatorskim cevima se koriste za određivanje lokacije ta dva detektora. Četiri signala koja dolaze sa fotocevi se najpre usrednjavaju i normalizuju da bi se dobile X i Y koordinate detektorskog elementa, a zatim se sumiraju da bi se dobio Z signal koji se analizatorom visine signala proverava da li upada u energetski prozor podešen za fotone energije 511 keV.

Poslednji korak u prikupljanju podataka jeste njihovo skladištenje u kompjuteru. Za razliku od konvencionalnog planarnog imidžinga, gde se pojedinačni elementi skladište u (X, Y) matricu, koincidentni događaji u PET sistemima se skladište u obliku *sinograma* (Slika 5).



*Slika 5*: *Skladištenje podataka u obliku sinograma i njihova rekonstrukcija u sliku.* 

#### 2.5 PET/CT Imidžing

Gotovo svi moderni skeneri za pozitronsku emisionu tomografiju su integrisani sa skenerom za kompjutersku tomografiju x-zracima (CT). Ovi uređaji mogu da daju PET slike sa prostorno registrovanim CT slikama, u veoma brzom nizu.

#### 2.5.1 Kompjuterska tomografija x-zracima

Komjuterska tomografija x-zracima jeste transmisiona kompjuterska tomografija koja je zasnovana na složenim tehnikama kompjuterske rekonstrukcije slike. CT skener koristi rendgensku cev koja generiše relativno uzak snop x-zraka velikog fluksa, koji prolazi kroz telo. Zahvaljujući ovako jednom velikom fluksu, dobijaju se jasne slike i to za vrlo kratko vreme (samo nekoliko sekundi).

#### 2.5.2 Detekcija x-zračenja

Detektori koji se koriste u CT skenerima su uglavnom scintilacioni materijali u kombinaciji sa silikonskim fotodiodama. Neki od starijih CT sistema koriste detektore bazirane na tankim jonizujućim komorama ispunjenim ksenonom, na velikom pritisku. Pošto se fotoni x-zračenja kreću velikim brzinama ka detektoru, ne mogu se izdvojiti pojedinačni signali za svaki interagujući foton. Prema tome, detektori x-zraka ne funkcionišu u pulsnom režimu, već u režimu integracione struje. To znači da oni daju izlaznu struju koja je proporcionalna fluksu x-zraka koji dođe do njih.

U modernim skenerima koriste se dvodimenzionalni detektorski nizovi, koji omogućavaju istovremeno dobijanje slika više slojeva u telu. Kako bi se omogućilo kompletno dobijanje uzoraka za tomografsku rekonstrukciju, obično se vrši translatorno pomeranje kreveta na kome se nalazi pacijent, dok detektori rotiraju oko njega kreirajući time spiralnu putanju. Pojedinačni detektori su mali, veličine od 0.25 do 1.25 mm, kako bi se dobila visoka prostorna rezolucija.

CT sistemi obično sadrže 16, 32, ili 64 reda detektora. Svaki red može sadržati približno 1000 manjih detektorskih elemenata. Signali dobijeni iz manjih detektora se ponekad mogu



kombinovati kako bi se poboljšao signal/šum odnos, ili smanjila doza na račun prostorne rezolucije. Tako na primer, signali iz 2x2 detektora veličine 0.5x0.5 mm<sup>2</sup> se mogu kombinovati kako bi se dobio "virtuelni" detektor veličine 1x1 mm<sup>2</sup>. CT detektori imaju visoku efikasnost za upotrebljive energije x-zraka (40-140 keV).

#### 2.5.3 PET/CT Sistemi

Prvi prototip hibridnog PET/CT skenera se pojavio krajem 90-tih godina prošlog veka. Ovaj sistem se sastojao od PET skenera sa parcijalnim detektorskim prstenom (kod PET sistema sa komplentnim, podaci se sakupljaju simultano iz svih detektorskih parova, dok se kod PET sistema sa parcijalnim prstenom, detektorski niz rotira oko pacijenta) i jednoslojnog CT skenera koji su postavljeni na rotirajući gantri kako bi se dobile neophodne ugaone projekcije za tomografsku rekonstrukciju. Sposobnost PET/CT sistema da sa tačnošću identifikuju anatomsku poziciju centra bolesti, kao i mogućnost dobijanja slika sa korigovanom atenuacijom, dovela je, početkom XXI veka, do proizvodnje komercijalnih hibridnih sistema od strane vodećih kompanija za medicinski imidžing.

Moderni klinički PET/CT skeneri su uređeni u tzv. tandem-konfiguraciju, u kojoj je centar polja prikaza PET i CT komponenti razdvojen, u aksijalnom pravcu, rastojanjem od 60 do 120 cm. Ovi hibridni sistemi se sastoje od pojedinačnih PET i CT komponenti, sa nekim mehaničkim integracijama koje se odnose na pomeranje ležaja pacijenta kroz dva sistema i sa softverskom integracijom koja kontroliše poziciju ležaja i sekvencijalno dobijanje PET i CT informacija, kao i rekonstrukciju slike, korekciju atenuacije, vizualizaciju i analizu rekonstruisanih podataka.



Slika 6: Hibridni PET/CT skener.

CT komponenta može biti jednostavni, jednoslojni sistem, ili moderni, višeslojni CT skener. Ovi skeneri koriste tzv. "slip-ring" tehnologiju koja omogućava brzu rotaciju rendgenske cevi i detektora i daju kompletne ugaone projekcije za veliki broj susednih slojeva za vrlo kratak vremenski period (od nekoliko sekundi do nekoliko minuta, u zavisnosti od toga koliko slojeva se može dobiti istovremeno, što opet zavisi od broja nizova detektora x-zraka).

#### 3. Radionuklidi

Većina radionuklida koja se može naći u prirodi imaju dosta dugačak životni vek (npr. <sup>40</sup>K ima period poluraspada od približno 109 godina), imaju veliku atomsku masu (kao što su npr. uranijum i radijum) i nebitni su u metaboličkim ili fiziološkim procesima. Zbog toga se radionuklidi koji se koriste u modernoj nuklearnoj medicini uglavnom dobijaju veštačkim putem. Proizvode se bombardovanjem jezgara stabilnih atoma subnuklearnim česticama (kao što su neutroni i protoni), čime se izazivaju nuklearne reakcije kojima se stabilno jezgro transformiše u nestabilno (radioaktivno). Neki od mogućih načina dobijanja radionuklida od interesa u nuklearnoj medicini jesu putem raznih nuklearnih reakcija kako u nuklearnim reaktorima, akceleratorima tako i u ciklotronima. U ovom radu ćemo se ograničiti samo na princip dobijanja radionuklida putem ciklotrona.

#### 3.1 Ciklotroni

Ciklotron se sastoji od para polukružnih elektroda koje su postavljene između polova velikog elektromagneta (Slika 7). Elektrode su oblika šupljeg tankog valjka, koji je "prerezan" na pola duž prečnika osnove i zatim su ove dve polovine razdvojene tako da se između njih nalazi uzak prorez. U samom prorezu tj. centru mašine, nalazi se izvor jona koji se koristi za dobijanje naelektrisanih čestica. Sve su ove komponente zatvorene u vakuumskoj komori, pod pritiskom od 10<sup>-3</sup> Pa (10<sup>-8</sup> bar), radi izbegavanja sudara naelektrisanih čestica sa molekulima vazduha.



Slika 7: Šematski izgled ciklotrona.

#### 3.1.1 Princip funkcionisanja ciklotrona

Pre svega naelektrisane čestice se ubacuju u prorez između dve elektrode. Zbog razlike potencijala, između elektroda se uspostavlja električno polje. Čestice idu ka jednom ili drugom polucilindru/elektrodi (u zavisnosti od znaka naelektrisanja i polariteta elektroda). Prilikom ovog intezitet brzine čestica raste.

U trenutku kada čestice uđu u jedan od šupljih polu-cilindara, na njih više ne deluje električna sila, međutim, magnetno polje ih primorava da se kreću po kružnoj putanji poluprečnika r = mv/qB. Intezitet brzine čestica se više ne menja i ona poprima konstantu vrednost. Nakon završetka jednog polukruga, čestice opet dolaze do proreza između elektroda, i u tom trenutku obrćemo polaritet elektroda tj. razliku potencijala, kako bismo obrnuli i smer električnog polja, i time omogućili da ponovo ubrzavamo čestice na isti način kao i prvi put . Intezitet brzine čestica se ponovo povećava.

Ponavljanjem ovog procesa naelektrisane čestice prave više krugova u elektrodama sve do samog njihovog izbacivanja iz ciklotrona, jer poluprečnik kružne putanje naelektrisane čestice raste sa povećanjem inteziteta brzine, a elektrode su konačnih dimenzija (Slika 8).



*Slika 8:* Nakon višestruko ponovljenog ciklusa, dolazi do izbacivanja čestice iz ciklotrona zbog samog porasta poluprečnika kružne putanje čestica.

Od radionuklida koji se dobijaju u ciklotronu, za imidžing u nuklearnoj medicini najvažniji su kratkoživeći pozitronski emiteri: <sup>11</sup>C ( $T_{1/2} = 20.4 \text{ min}$ ), <sup>13</sup>N ( $T_{1/2} = 9.97 \text{ min}$ ) i <sup>15</sup>O ( $T_{1/2} = 2.03 \text{ min}$ ). Ovi radionuklidi predstavljaju elemente koji su bitni sastojci svih bioloških supstanci i mogu se koristiti u sastavu radiofarmaceuta. Zbog njihovog veoma kratkog životnog veka, oni se moraju pripremati na licu mesta uz pomoć namenskog biomedicinskog ciklotrona.

**Fluor-18** ( $T_{1/2} = 110 \text{ min}$ ) je još jedan veoma bitan radionuklid kao emiter pozitrona. Jedna od njegovih glavnih primena je obeležavanje glukoznog analoga, 18F-fluorodeoksiglukoze (FDG), koji daje meru brzine metabolizma glukoze u ćelijama tela. FDG je najrasprostranjeniji radiofarmaceut, emiter pozitrona, koji se koristi za imidžing srca, mozga i naročito kancera.

#### 3.2 Radionuklidi u nuklearnoj medicini

U formi elementa, radionuklidi poseduju relativno mali opseg biološki interesantnih osobina. Primera radi, <sup>131</sup>I kao jon joda je koristan za proučavanje konzumacije joda u tiroidnoj žlezdi, za proučavanje metastatskog tiroidnog karcinoma, ili za dostavljanje koncentrovane radijacione doze tiroidnim tkivima, u terapeutske svrhe. Međutim, u osnovnom stanju jod nema osobine koje su od interesa za medicinu. Iz tog razloga, u većini studija u okviru nuklearne medicine, koriste se radiofarmaceuti u kojima je radionuklid vezan u jedinjenje koje ima korisne biomedicinske osobine.

U najvećem broju aplikacija, radiofarmaceut se ubrizgava u pacijenta, a emitovano zračenje se detektuje korišćenjem spoljašnjeg imidžing sistema. Vrsta i energija emitovanog zračenja iz radionuklida određuje raspoloživost korisnih fotona ili  $\gamma$ -zraka za brojanje ili imidžing. Za spoljašnju detekciju radionuklida koji je u telu, pogodni su fotoni tj.  $\gamma$ -zraci energija od 50-600 keV. Nisko-energetsko zračenje (<50 keV) u najvećem broju slučaja interaguje sa telesnim tkivom i ne napušta telo. Prisustvo ovih niskih energija povećava radijacionu dozu u pacijentu. Fizički period poluraspada radionuklida koji se koriste u kliničkim aplikacijama bi trebalo da bude u intervalu od nekoliko sekundi do nekoliko dana (najbolje od nekoliko minuta do nekoliko sati). Ako je period poluraspada prekratak, nema dovoljno vremena za pripremu radiofarmaceuta i njegovo ubrizgavanje u pacijenta.

Specifična aktivnost radionuklida određuje masu jedinjenja koja se ubrizgava, za datu radijacionu dozu. Pošto se u nuklearnoj medicini koriste vrlo male doze markera koje ne narušavaju funkcionisanje biološkog sistema koji se posmatra, masa jedinjena bi trebalo da bude mala, a specifična aktivnost velika. Što je veća specifična aktivnost (veći broj radioaktivnih atoma u uzorku), jači je i signal koji se registruje na uređajima za imidžing. Prednost imaju radionuklidi elemenata koji lako mogu davati prekursore (jedinjenja koja učestvuju u hemijskim reakcijama u kojima se formiraju neka druga jedninja) i koji podležu raznovrsnim hemijskim sintezama. Interesantni su i radionuklidi elemenata koji se lako ugrađuju u biomolekule, a pri tome ne menjaju njihove biohemijske osobine. Primeri su <sup>11</sup>C, <sup>13</sup>N i <sup>15</sup>O, koji se nalaze u mnogim biomolekulima.

#### 3.3 Radiofarmaceuti

Radionuklidi se gotovo uvek koriste kao markeri u jedinjenjima koja su od biomedicinskog značaja u nuklearno-medicinskim aplikacijama. Broj različitih radionuklida koji se koriste u nuklearnoj medicini je relativno mali. S druge strane, broj označenih (radionuklidom) jedinjenja je mnogo veći i u konstantnom porastu, zahvaljujući aktivnim istraživanjima u domenu radiohemije.

Postoje dve različite strategije za obeležavanje malih molekula radionuklidima:

1. U direktnoj substituciji, stabilni atom u molekulu je zamenjen radioaktivnim atomom istog elementa (primer je zamena <sup>12</sup>C atoma u glukozi <sup>11</sup>C atomom). Ovaj radiofarmaceut prolazi kroz isti metabolizam u telu kao i neoznačena glukoza.

2. Drugi pristup obeležavanju jedinjenja jeste kreiranje analoga. Ovo uključuje modifikaciju originalnog jedinjenja. Analogna jedinjenja omogućuju korišćenje radioaktivnih izotopa elemenata koji nisu široko rasprostranjeni u prirodi, ali koji imaju odlične karakteristike za primenu u nuklearno-medicinskom imidžingu (kao što su fluor i jod). Analozi takođe omogućuju hemičarima da povoljno promene biološke osobine molekula, menjajući mu brzinu apsorpcije, ili metabolizma. Na primer, zamenom hidroksilne OH grupe na drugom ugljeniku u glukozi sa florom-18, dobija se FDG, analog glukoze. Prednost kreiranja ovog analoga u odnosu na zamenu sa ugljenikom-11, je u tome što se dobija trajniji radioaktivni marker. Međutim, FDG u organizmu prati tj. oponaša metabolički put glukoze samo do određenog stepena, a ne i u potpunosti. Tako se može reći da je mana analoga u tome što se oni ne ponašaju potpuno identično kao i originalna jedinjenja. Ove razlike moraju biti pažljivo proučavane ako se analog koristi za merenje biološke funkcije vezane za originalni molekul.

#### 3.4 PET Radionuklidi

IZOTOP	Vreme poluživota (min)	Maksimalna energija pozitrona (MeV)	Domet pozitrona u vodi (mm)	Način dobijanja
<sup>11</sup> C	20.3	0.96	1.1	Ciklotron
<sup>13</sup> N	9.97	1.19	1.4	Ciklotron
<sup>15</sup> O	2.03	1.7	1.5	Ciklotron
<sup>18</sup> F	109.8	0.64	1.0	Ciklotron
<sup>68</sup> Ge	67.8	1.89	1.7	Generator
<sup>82</sup> Rb	1.26	3.15	1.7	Generator

Najčešće korišćeni radionuklidi u PET dijagnostici prikazani su u tabeli 2.

Tabela 2: Najčešće korišćeni radionuklidi u PET-u.

Radionuklidi koji se koriste pri PET skeniranju moraju zadovoljiti da :

1. emituju pozitrone pri svom raspadu, tj. pri transformaciji nestabilnog jezgra u stabilno i,

2. imaju kratko vreme poluživota kako bi pacijent u što manjoj meri bio izložen zračenju.

#### 3.4.1 FDG

Molekul koji se koristi za PET skeniranje je najčešće fluorodeoksiglukoza FDG (vrsta šećera), odnosno 2-dezoksi-2-(18F)fluoro-D-glukoza.

FDG spada u nespecifični radiomarker koji prati biološki put i omogućava merenje metabolizma tkiva. FDG kao analog glukoze uzimaju ćelije koje troše glukozu, a nakon što FDG biva unet u ćeliju, fosforilacija sprečava glukozu da se oslobodi iz ćelije. Da bi molekul prošao glikolizu, potrebna je hidroksilna grupa (kao u normalnoj glukozi). FDG-u nedostaje ta hidroksilna grupa, pa on ne može da se metabolizuje. Pošto sa jedne strane ne može da se metabolizuje (dok se <sup>18</sup>F ne raspadne), a sa druge strane zbog fosforilacija ostaje u ćeliji, FDG je odličan za prikaz distribucije glukoze u ćelijama.



Nakon što se jezgro <sup>18</sup>F raspadne, tj fluor se konvertuje u <sup>18</sup>O, molekul uzima H<sup>+</sup> i dalje prolazi kroz metabolizam kao molekul glukoze dajući neradioaktivne produkte.

Pošto FDG prati sličan metabolitički proces kao i glukoza, on je primenjiv u onkologiji jer maligne ćelije imaju veći metabolizam glukoze od normalnih, pa se ovom metodom mogu dobro detektovati.

#### 3.4.2 Biodistribucija FDG-a

U 90% PET pregleda se koristi FDG. Najčešća doza FDG-a je oko 370 MBq (odnosno 10 mCi, što po kilogramu mase iznosi 5.5 MBq/kg odnosno 0.14 mCi/kg) što daje ekvivalent efektivne doze na celo telo od 8-10 mSv. Kritični ogran prilikom unosa FDG-a je *bešika* koja dobije ozračenje od 2.7 mSv, a najveći deo radijacione doze potiče upravo od  $\beta^+$  čestica (pozitrona). Pacijent se izgladnjuje najmanje 4 sata pre pregleda, radiofarmaceut se inicira intravenski, uz prethodno dobro postignutu hidrataciju organizma i nivoa glukoze u krvi nižu od 10 mmol/l. Nakon samog iniciranja pacijent treba izbegavati govor, žvakanje ili bilo kakvu drugu mišićnu aktivnost kako ne bi došlo do nakupljanja FDG-a unutar mišića koji nisu od interesa za ispitivanje.

Prilikom snimanja mozga potrebno je da pacijent boravi u mirnoj sobi sa prigušenim osvetljenjem i da leži zatvorenih očiju kako ne bi došlo do nakupljanja FDG-a u vizuelnom korteksu. Snimanje se vrši od 45 do 60 minuta nakon primanja radiofarmaceuta, uz prethodno mokrenje, a samo snjimanje traje nekih 10 do 15 minuta za celo telo.

Mozak troši 25% energije i kao takav je organ sa najvećom potrošnjom glukoze u organizmu. Iz tog razloga postoji fiziološki intezivan uptake glukoze u mozgu, odnosno moždanoj kori. Dakle, distribucija glukoze u moždanoj kori je odraz moždanog metabolizma glukoze. Zbog toga je odnos aktivnosti u nekoj leziji (promena u strukturi tkiva nastala kao posledica nekog oboljenja ili povrede) i okolnog moždanog tkiva niži nego u drugim delovima tela. Uptake glukoze u mozgu zavisi i od nivoa glukoze u krvi; što je taj nivo veći, to je uptake FDG-a manji. To recimo može biti problem kod dijabetičara. FDG se luči u bubrezima, jer za razliku od glukoze, normalno se ne apsorbuje u bubrezima. Iz tog razloga se dosta aktivnosti uočava u mokraćnom sistemu. Što se tiče srca, ukoliko nema glukoze, ono će za svoje metaboličke procese koristiti slobodne masne kiseline. U tim uslovima će se videti slabija akumulacija u srčanom mišiću. Mozak, srce i bubrezi su ujedno i organi koji dobijaju najveću dozu (kritični organi).

Jetra se normalno vidi, ali ne i žučni putevi, budući da se FDG ne luči žučnim putevima. Slezina se vidi slabije od jetre. Gušterača se uopšte i ne vidi. Aktivnost u debelom crevu se skoro uvek može videti u manjoj ili većoj meri. Često se može prepoznati jer održava oblik creva. Doduše nije jasno da li se FDG u crevima nakuplja zbog rada crevnih mišića, visoke koncentracije leukocita u crevima ili zbog lučenja FDG-a sektornim stanicama u zid ili lumen creva.



#### 4. Zaštita od zračenja

Sa razvojem tehnologija koje koriste zračenja, primećene su štetne posledice kod istraživača, poput fizičara, radiologa i hemičara koji rade sa samim izvorima zračenja. Društvo je ubrzo shvatilo kakvu štetu može da izazove nekontrolisano zračenje. Sa upoznavanjem prirode zračenja i njegovim biloškim uticajem, razvijala su se i ograničenja pri korišćenju izvora zračenja. Generalno govoreći, ljudi imaju mnogo benefita od zračenja i pri dijagnostici, i pri terapiji. Ipak, zračenje ima svoje loše strane i sa primenom nosi određene zdravstvene rizike.

Rizici koje primena zračenja nosi nisu sasvim poznati, naročito pri malim dozama i zbog toga je teško proceniti da li je dobrobit zračenja u nekim slučajevima veća od rizika i najčešće zavisi od lične procene. Nemoguće je sa potpunom sigurnošću reći koja količina doze neće ugroziti pacijenta. Za nekog će taj rizik biti prihvatljiv i neće nikad osetiti štetu, a za nekog drugog može da bude fatalan. Pravilnik o primeni izvora jonizujućih zračenja u medicini, član 9., Agencije za zaštitu od jonizujućih zračenja i nuklearnu sigurnost Srbije definiše opravdanost izlaganja na sledeći način:

"Svako pojedinačno izlaganje mora biti unapred opravdano, uzimajući u obzir specifične ciljeve izlaganja i posebne karakteristike izloženog pojedinca. Ako neki postupak koji uključuje medicinsko izlaganje uglavnom nije opravdan istu vrstu pojedinačnog izlaganja je moguće smatrati opravdanom u određenim okolnostima, što se procenjuje od slučaja do slučaja."



Instalacija i upotreba aparata koji koristi gama zračenje mora da obezbedi adekvatnu zaštitu i za profesionalno izložena lica i za sve osobe koje se nalaze u blizini aparata. To se sprovodi odgovarajućom zaštitom koja može da atenuira zračenje koje putuje neželjenim pravcima i izbegavanjem boravka na mestima u kojima to nije moguće. Nakon što se postavi PET (ili PET/CT) sistem, sa svom zaštitom, vrši se merenje kako bi se proverilo da li je nivo zračenja niži od dozvoljenog maksimuma. U slučaju da postoji mogućnost da stručna lica prime 25% od ukupne dozvoljene doze za celo telo, oni moraju da nose personalne dozimetre.

Svako izlaganje profesionalno izloženih lica mora da bude kontrolisano sa, po mogućstvu, sva tri načina koja slede:

- Minimalizovanje vremena ekspozicije
- Maksimalno udaljavanje od izvora zračenja
- Zaštita izvora zračenja

Pošto mnogi biološki efekti zračenja zavise od doze, za opštu svrhu možemo predstaviti zavisnost vremena izlaganja i doze sledećom formulom:

#### Doza x Vreme izlaganja = Ukupna doza

S obzirom na relativno velik snop zračenja, pri upotrebi PET uređaja, zračenje nije zanemarljivo i prostorija u kojoj se vrši pregled, mora da bude adekvatno projektovana. Stručna osoba koja obavlja pregled, nalazi se u toku snimanja van sobe u kojoj se nalazi sam uređaj, iza zaštitnih barijera. Ukoliko pacijent nije sam sposoban da boravi unutar prostorije za skeniranje, sa njim ne ostaje stručno lice koje obavlja pregled, nego član porodice ili neka druga osoba, koja asistira pacijentu.

Da bi se osoblje i pacijenti zaštitili od jonizujućeg zračenja koje se stvara pri upotrebi PET uređaja, primenjuju se i preporuke *ICRP-a* (International Commission on Radiological Protection) i *NCRP-a* (Nacional Council on Radiation Protection and Measurments). Preporuke ovih institucija se najpre odnose na profesionalno izložena lica, jer je predhodno kod pacijenata već utvrđeno da je veći benefit od rizika, ako ih je lekar uputio na dijagnostiku.

Preporuke se mogu podeliti na:

1. "profesionalne" - odnose se na lica koja rade sa zračenjem,

2. "*neprofesionalne*" - odnose se na ostala lica koja nisu profesionalno angažovani na radu sa zračenjima i predstavljaju jednu desetinu dozvoljenih vrednosti koje stoje u preporuci za profesionalna lica.

Osnovna razlika je ta što profesionalno izložena lica i sama institucija u kojoj rade, mogu da pretpostave koliko zračenje će primiti i na kom mestu, kao i to što su svesni rizika prihvatili takav posao, a ostala lica su se našla slučajno u zoni zračenja, bez svesnog pristanka. Takođe, za razliku od preporuke za profesionalna lica, ove preporuke obuhvataju mnogo širu populaciju i specifične kategorije, kao što su trudnice i deca, pa su stoga i mnogo rigoroznije.

U celom svetu je prisutan ALARA (As Low As Reasonably Achievable) aspekt. Takav princip daje na važnosti da se ekspozicija svede na minimum, a da pri tom bude dovoljna, kako se snimanje ne bi moralo ponoviti zbog lošeg kvaliteta slike.

*NCRP* je osnovana 1964. godine i sarađuje sa brojnim organizacijama koje su posvećene različitim aspektima istraživanja zračenja i zaštite. Imaju oko 100 članova, čiji je mandat 6 godina i koji su raspoređeni u naučne komitete koji reprezentuju sve oblasti koje su u vezi sa zaštitom od zračenja i koje su od značaja. Članovi komiteta formulišu preporuke o kojiima čitav savet diskutuje i na kraju odobrava i objavljuje.

*ICRP* je ustanovljena 1928. godine i u bliskoj je vezi sa organizacijama kao što su Internacionalna Komisija za radijacione veličine i merenja (ICRU - International Commission on Radiation Units and Measurements), Međunarodna agencija za atomsku energiju (IAEA - International Atomic Energy Agency) i Svetska zdravstvena Organizacija (WHO - World Health Organisation). ICRP ima predsednika i 12 članova koji čine komitete unutar komisije i oslanjaju se na naučne ekspertize ne samo svojih članova, nego i drugih organizacija i na osnovu toga, sastavljaju preporuke. Preporuke koje odobre NCRP i ICRP služe kao smernice i ograničenja regulatornim telima unutar institucija i država.

#### 4.1 Radijaciona zaštita u PET ustanovama

#### 4.1.1 Specijalni aspekti PET ustanova

U prošlosti, zaštita od zračenja je često bila zanemarena u departmanima nuklearne medicine prilikom izvođenja dijagnostičkih studija. PET metoda se razlikuje od drugih dijagnostičkih metoda po tome jer koristi visoko-energetske gama fotone, koji potiču od raspada korišćenih radionuklida, a često se koristi i u kombinaciji sa CT-om koji daje dodatno x-zračenje. Jedan ovakav hibridni sklop, zbog moguće velike izloženosti zračenja, zahteva zaštitu.

#### 4.1.2 Ciljevi zaštite

Zašita od zračenja ima za cilj da ograniči izloženost zračenju kako bi obezbedila da ni jedan pojedinac ne primi dozu veću od propisane za to lice. Profesionalno izloženo osoblje je putem Evropske direktive limitirano da ne sme primiti ukupnu efektivnu dozu tokom jedne godine veću od 20 mSv. Svako profesionalno izloženo lice takođe ima obavezu da ide na regularne kontrolisane preglede kako bi bilo sigurno da se ova doza nije premašila. Dodatno, svako licencirano lice za upravljanje ovim aparatima ima obavezu da sprovede niz postupaka kojima će svesti doze kako za profesionalno tako i za javno izložena lica na što je moguće manju vrednost (ALARA - As Low As Reasonably Achievable).

#### 4.1.3 Procena zaštite

Procena zaštite najčešće se rešava postavljanjem matematičkog modela. U glavnim crtama, način na koji se dolazi do jedne ovakve zaštite sličan je u većini dijagnostičkih metoda i ide sledećim tokom:

1. Projektovanje nacrta ustanove/prostorije sa instaliranim aparatom,

2. Utvrđivanje očekivanog optrećenja rada u smislu broja pacijenata koji se snimaju taj dan kao i aktivnost izvora zračenja,

3. Utvrđivanje osoba unutar ustanove i unutar susednih, nekontrolisanih oblasti (takođe bi trebalo uzeti u obzir i osoblje iznad i ispod same prostorije sa instaliranim aparatom),

4. Utvrđivanje mesta i inicijalnih aktivnosti svih radiaktivnih izvora kao i količinu vremena u kojem će ona biti aktivna (pacijente takođe treba uzeti u obzir kao izvore),

5. Izvore aktivnosti treba integraliti u određenom vremenskom intervalu kako bi se dobile ukupne doze isporučene od strane ovih izvora,

6. Izračunati ukupnu dozu od strane svih izvora na svim mogućim mestima ustanovljenim u principu radnog prostora kao i u nekotrolisanim oblastima putem jačine izvora, mesta izvora, faktora opterećenja, gama konstanti itd.,

7. Ukoliko kriterijum mere zaštite nije ispunjen, debljina barijera se povećava sve dok se uslovi ne ispune.

#### 4.1.4 Principi zaštite od zračenja

Glavni principi zaštite od zračenja koje potiče od spoljašnjih izvora su određeni pomoću četiri faktora, a to su:

*1. VREME* - Radijaciona doza koju primi pojedinac od strane spoljašnjeg izvora zračenja je proporcionalna vremenu u kom je posmatrani pojedinac izložen zračenju. Što je duža ekspozicija, veća je i radijaciona doza. Preporučljivo je da se ne provodi više vremena od procenjenog pored radiaktivnog izvora.

2. *UDALJENOST* - Izloženost zračenju je obrnuto proporcionalno kvadratu rastojanja od izvora zracenja.

*3. APSORBER* - Prilikom prolaska kroz apsorber, zračenje gubi deo svoje energije prilikom interakcije sa samim materijalom apsorbera. Ovaj gubitak energije je veoma efektivan u materijalima sa visokom rednim brojem Z kao što je to npr. olovo. Prema tome ovi se materijali konvencijalno koriste kao apsorberi u radioaktivnom zračenju.

4. AKTIVNOST - Jasno da će manja radioaktivnost rezultirati i manju radijacionu dozu i izloženost zračenju.

#### 4.1.5 Klasifikacija zona

Od strane svetskih organizacija za zaštitu od zračenja definisane su određene zone/oblasti kako bi se regulisala zaštita kako profesionalno tako i neprofesionalno izloženih lica. Te oblasti su definisane i mogu se podeliti na:

<u>- Kontrolisane oblasti</u>, koje moraju biti definisane tako da je pristup tim oblastima ograničen na pojedince koji su upoznati sa uputstvima o standardima zaštite od zračenja. Efektivna doza ne sme da prelazi više od 20 mSv godišnje.

- <u>- Nekontrolisane oblasti:</u> Nadgledane oblasti nemaju toliko ozbiljna ograničenja, jer se očekuje da će potencijalna izlaganja biti manja u poređenju sa kontrolisanom oblašću, ali se ipak vrši radiološki nadzor radne oblasti u saglasnosti sa standardima. Efektivna doza ne sme da prelazi više od 6 mSv godišnje.
  - Oblast isključenja. Prisutnost u tim oblastima je dozvoljena samo u vanrednim situacijama, kao što su radijacioni akcidenti. Efektivna doza ne sme da prelazi više od 3 mSv godišnje.

#### 4.2 Interakcija zračenja sa materijom

Prilikom prolaska gama fotona kroz materiju, verovatnoća za njegovu apsorpciju proporcionalna je debljini i gustini materijala. Ukupna apsorpcija pokazuje eksponencijalni pad inteziteta zračenja sa porastom rastojanja od samog izvora zračenja:

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

gde su:

-x, debljina materijala merena sa njegove periferije,

-  $\boldsymbol{\mu} = \boldsymbol{\sigma} \cdot \boldsymbol{n}$ , apsorpcioni koeficijent, meren u cm<sup>-1</sup>,

- n, broj atoma po jedinici zapremine materijala (atomska gustina),

-  $\sigma$ , efikasni presek (mera verovatnoće odigravanja procesa) u cm<sup>2</sup>.

-  $I_0$ , intezitet upadnog gama zračenja.

Kako gama zraci prolaze kroz određeni materijal, oni jonizuju isti putem tri mehanizma, a to su fotoelektrični efekat, komptonovo rasejanje i stvaranje parova. Gde je koji mehanizam dominantniji prikazano je na slici 9.



Slika 9: Oblasti u kojima su dominanti mehanizmi interakcije gama zračenja sa materijom.

#### Fotoelektrični efekat:

Opisuje slučaj u kom gama foton interaguje sa elektronom unutar atomskog omotača određenog elementa i predaje mu celokupnu svoju energiju, čime izaziva eksitaciju i izbacivanje jednog ovakvog elektrona sa povišenim iznosom energije za energiju upadnog gama fotona. Upravo je kinetička energija jednog ovakvog fotoelektrona jednaka energiji upadnog gama fotona umanjena za isnos vezivne



energije posmatranog elektrona kojom je on čvrsto spregnut u atomskom omotaču. Fotoelektrični efekat je dominantan u energetskom transferu gama i x-zračenja sa energijama manjim od 50 keV, i nije toliko izražen pri većim energijama.



#### Komptonovo rasenje:

reakcije Ovaj tip karakteriše situaciju u kojoj inicijalni tj. upadni gama foton deo svoje energije elektronu preda unutar atomskog omotača, dovoljnu da on napusti atom, a da pri tome zadrži i određeni iznos energije za sebe, pri čemu se sada kao nov gama foton

manje energije, upravo za iznos predat elektronu, kreće menjajući pravac u odnosu na inicijalni foton (otuda i termin rasejanje). Verovatnoća za odigravanje komptonovog rasejanja opada sa porastom energije upadnog fotona. Dominantan je mehanizam apsorpcije gama zračenja na energijama od 100 keV do 10 MeV. Komptonovo rasejanje je manje više nezavisno od samog rednog broja elementa apsorbujućeg materija, zbog čega su teški materijali samo do neke mere bolji atenuatori od lakših materijala.

#### Stvaranje parova:

Ovaj mehanizam postaje moguć u slučaju kada energija upadnog gama fotona prevaziđe 1.022 MeV, i postaje bitan apsorbovajući mehanizam na energijama iznad 5 MeV. U interakciji sa električnim poljem u blizini samog jezgra, energija inicijalnog tj. upadnog gama fotona se konvertuje u masu elektron-pozitron para. Svaki



višak energije gama fotona koja prevazilazi pomenutih 1.022 MeV preraspoređuje se podjednako po novonastalnom elektronu i pozitronu u vidu njihovih kinetičkih energija, a jedan deo se može predati i samom jezgru u vidu energije uzmaka. Na kraju puta pozitrona, kada on izgubi svu svoju kinetičku energiju, u dodiru sa elektronom dolazi do procesa anihilacije ovih čestica, prilikom čega se sada masa ovog para elektron-pozitron konvertuje u energiju koju nose dva gama fotona (svaki po 511keV) koji se međusobno razilaze pod uglom od 180° (kreću se istim pravcem, ali suptronih smerova).

Sekundarni elektroni (i/ili pozitroni) nastali putem ova tri pomenuta mehanizma, često i sami imaju dovoljnu energiju da vrše dalje jonizaciju. Dodatno, gama zraci, posebno visokoenergetski, mogu da interaguju sa atomskim jezgrom i time izbace njegove gradivne elemente putem fotodezintegracije, ili čak u nekim slučajevima, da dovedu do same nuklearne fisije jezgra (fotofisija).

#### 4.3 Dozimetrijske veličine

#### 4.3.1 Ekspoziciona doza

Ona se često koristi pri zaštiti od račenja i odnosi se na njegovo jonizaciono dejstvo u vazduhu. Obeležava se X sa i možemo je računati kao:

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

dQ predstavlja apsolutnu vrednost ukupnog naelektrisanja svih jona istog znaka u vazduhu kada su svi elektroni i pozitroni oslobođeni u elementu zapremine vazduha dm potpuno zaustavljeni. Naelektrisanje, oslobođeno jonizacijom, emitovanog sekundarnim elektronima, nisu uključeni u dQ. Kada taj udeo može da se zanemari, ekspozicija se smatra ekvivalentom kerme u vazduhu. Kerma može da se koristi za svako indirektno jonizujuće zračenje, a ekspozicija samo za x i gama zračenje i to do energija od nekoliko MeV-a. Jedinica za ekspoziciju je C/kg. Ona je u korelaciji sa veoma poznatom jedinicom, *rendgen*.

$$1 \frac{C}{kg} = 3876 R$$

Jačina (brzina) ekspozicione doze predstavlja priraštaj ekspozicione doze u toku vremena i prikazujemo je kao:

$$\dot{X} = \frac{dX}{dt}$$

gde dt predstavlja vremenski interval. Jedinica za brzinu ekspozicije je C/kgs.

#### 4.3.2 Apsorbovana doza

Apsorbovana doza definiše količinu predate energije  $E_D$  zapremini  $\Delta V$  čija je masa  $\Delta m$ . To možemo predstaviti pomoću izraza:

$$\boldsymbol{D} = \frac{\Delta \boldsymbol{E}_{\boldsymbol{D}}}{\Delta \boldsymbol{m}}$$

Dozu izražavamo u J/kg, ali je poznata i jedinica grej Gy, koja je u sledećoj korelaciji sa SI jedinicom:

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

Brzina apsorbovane doze nam pokazuje za koliko se povećava apsorbovana doza u jedinici vremena i računamo je kao:

$$\dot{D}=\frac{dD}{dt}$$

a jedinica je Gy/s.

#### 4.3.3 KERMA K

KERMA (Kinetic Energy Relised per unit Mass) u vazduhu je definisana u ICRU izveštaju 33/1980 i u SI sistemu je zamenila ekspoziciju. Definiše se pomoću sledeće relacije:

$$K = \frac{dEtr}{dm}$$

gde je  $dE_{tr}$  zbir svih početnih kinetičkih energija jonizujućih čestica koje su oslobođene sekundarnim nenaelektrisanim česticama u materijalu sa masom dm. Jedinica za kermu je J/kg, odnosno Gy. 1 Gy predstavlja predatu energiju zračenjem od jednog J jednom kilogramu.

Jačina kerme predstavlja promenu kerme u toku vremena i može se predstaviti kao:

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

Jedinica za jacinu kerme je J/kgs, odnosno Gy/s.

#### 4.3.4 Efektivna doza

Pošto verovatnoća nastajanja stohastičkih efekata zračenja zavisi ne samo od ekvivalentne doze, nego i od određenog organa ili tkiva koje je ozračeno, uvedena je i efektivna doza. Ona je, zapravo, zbir proizvoda svih ekvivalentnih doza tkiva ili organa  $H_T$  i težinskih faktora  $W_T$  koji odgovaraju datom tkivu. Ako u tu relaciju unesemo definisan izraz za ekvivalentnu dozu, dobijamo:

$$E = \sum_{T} W_{T} H_{T} = \sum_{R} W_{R} \sum_{T} W_{T} D_{T,D} = \sum_{T} W_{T} \sum_{R} W_{R} D_{T,D}$$

 $D_{T,D}$  predstavlja srednju apsorbovanu dozu u tkivu (ili organu) T, koja je nastala od zračenja R.

#### 4.3.5 Ostale primenljivane veličine

Međunarodna komisija za zaštitu od zračenja je u 26. publikaciji definisala sledeće radijacione veličine i granice koje treba koristiti u oblasti zaštite od jonizujućeg zračenja:

- Ekvivalentna doza **H**
- Efektivna ekvivalentna doza  $H_E$
- Somatski efektivna ekvivalentna doza  $H_{SE}$
- Kolektivna ekvivalentna doza  ${f S}$
- Očekivana ekvivalentna doza  $H_C$
- Očekivana ekvivalentna doza H<sub>SD</sub>
- Preporučene granice ekvivalentne doze

#### Ekvivalentna doza H

Apsorbovana doza koju smo ranije opisali nije mogla da definiše verovatnoću i učestalost nastajanja štetnih efekata usled jonizujućeg zračenja, pa se zbog toga uvodi ekvivalentna doza. Ona predstavlja proizvod apsorbovane doze i faktora kvaliteta Q, efektivnog faktora kvaliteta, faktora distribucije doze DF i drugih posebnih faktora. Možemo ekvivalentnu dozu predstaviti pomoću sledeće jednačine:

$$H = D \times Q \times DF$$

jedinica za ekvivalentnu dozu je Sivert, Sv odnosno J/kg.

VRSTA ZRAČENJA	FAKTOR KVALITETA Q	
x-zračenje, gama	1	
zračenje i elektroni	L	
Neutroni, protoni,		
jednostruko		
naelektrisane čestice	10	
čija je masa  mirovanja	10	
veća od 1 ajm		
nepoznate energije		
Alfa čestice i višestruko		
naelektrisane čestice		
(čestice nepoznatog	20	
naelektrisanja)		
nepoznate energije		

#### Efektivna ekvivalentna doza $H_E$

Efektivna ekvivalentna doza služi za bliže određivanje rizika od zračenja i određeuje se pomoću sledeće jednačine:

#### $H_E = \sum_i W_i H_i$

 $W_i$  predstavlja deo oštećenja od stohastičnih efekata koji potiču od i-tog tkiva poredeći sa ukupnom štetom od stohastičnih efekata, kada je celo telo ravnomerno ozračeno.

*H*<sub>*i*</sub> je srednji ekvivalent doze u *i*-tom tkivu.

#### Somatski efektivna ekvivalentna doza H<sub>SE</sub>

U nekim slučajevima, somatski efektivna ekvivalentna doza može na bolji način da istakne somatske efekte zračenja. Ovoj veličini se pripisuju drugačiji težinski faktori od onih koji se koriste za efektivnu ekvivalentnu dozu. Somatski efektivnu ekvivalentnu dozu računamo kao:

$$H_{SE} = \sum_{i} W_{i,SE} H_{i,SE}$$

#### Kolektivna ekvivalentna doza S

Ona se odnosi na raspodelu ekvivalentne doze u određenoj eksponiranoj populaciji. Nju možemo računati na sledeći način:

$$S = \sum_i H_i P_i$$

 $H_i$  predstavlja ekvivalent doze po čoveku za određeni organ ili celo telo, a  $P_i$  broj ljudi u posmatranoj populaciji. Jedinica za ovu veličinu je *čovekSivert, manSv.* Procena kolektivne ekvivalentne doze može imati veliku grešku zbog aproksimacija i pojednostavljenja, pa je uvek treba uzimati sa rezervom.

#### Očekivana ekvivalentna doza H<sub>C</sub>

Ova veličina se uvodi zbog slučajeva kada se telo izlaže zračenju na određen vremenski period i predstavlja se beskonačnim integralom jačine ekvivalentne doze po čoveku u određenom organu.

$$H_{C} = \int_{0}^{\infty} \dot{H}_{(t)} dt$$

a  $\dot{H}_{(t)}$  predstavlja jačinu ekvivalentne doze po čoveku.

#### Očekivana ekvivalentna doza H<sub>50</sub>

Ova veličina se koristi u slučaju jednokratnog unošenja radionuklida u telo pacijenta i može da se posmatra kao specijalni slučaj očekivane ekvivalentne doze. Predstavlja ekvivalentnu dozu koja bi bila nakupljena za 50 godina od početka unošenja. Računamo je kao:

$$H_{50} = \int_{t_0}^{t_0 + 50 \, god} \hat{H}_{(t)} dt$$

 $t_0$  predstavlja početno vreme, a  $\dot{H}_{(t)}$  je jačina ekvivalentne doze pri ozračivanju u trenutku  $t_0$ .

#### Preporučene granice ekvivalentne doze

Ograničenje ekvivalentne doze na godišnjem nivou je bilo 0.5 Sv za sve organe, osim očnog sočiva za koju je bila granica 0.3 Sv kako bi bili izbegnuti nestohastički efekti. U praksi je ograničenje 0.3 Sv u svim tkivima na godišnjem nivou. To se odnosi na ljude koji se profesionalno bave izvorima jonizujućih zračenja. Oganičavanje doze se odnosilo na to da radijacioni rizik treba da bude isti ako se telo ozračuje uniformno ili neuniformno.

#### $\sum_T W_T H_T \leq H_{wb,L}$

 $W_T$  predstavlja težinski faktor i razlikuje se od organa do organa.  $H_T$  je godišnja ekvivalentna doza u tkivu T, a  $H_{wb,L}$  je preporučena granica ekvivalentne doze na godišnjem nivou za uniformno ozračivanje celog tela i iznosi 50 mSv.

TEŽINSKI FAKTORI ZA ODREĐENE ORGANE					
Tkivo (organ)	Težinski faktor W⊤				
Gonade	0.08				
Debelo crevo	0.12				
Pluća	0.12				
Koštana srž	0.12				
Želudac	0.12				
Dojke	0.12				
Bešika	0-04				
Jednjak	0.04				
Jetra	0.04				
Štitna žlezda	0.04				
Kosti	0.01				
Коžа	0.01				
Pljuvačne žlezde	0.01				
Ostalo (tanko vreco, mišići, bubrezi, materica, mozak, timus,sleezina, pankreas, nadbubrežne žlezde)	0.12				

#### 4.4 Osnovne mere projektovanja

Prodornost gama fotona kroz materijale je neuporedivo veća od prodornosti beta ili alfa. Zbog toga se štitovi za zaštitu okoline od zračenja nuklearnih postrojenja (ti štitovi se najčešće izrađuju od betona ili olova) projektuju za zaštitu od gama zraka.



#### Zidovi

Olovo ima jako veliku atenuacionu moć i potrebno je svega nekoliko milimetara olova za oblogu zida, kako bi se zračenje u najvećoj meri zaustavilo. Najčešće se sloj olova lepi za gipsanu ploču i pričvršćuje šrafovima ili ekserima od čelika. Čelični šrafovi i ekseri imaju istu ili veću atenuacionu moć od olovnih, pa tako, na tim mestima ne dolazi do "curenja" zračenja. Samim tim, nije potrebno ni oblagati ih olovnim slojevima. Može se javiti problem na ivicama olovnih površina koje se spajaju. U tom slučaju se zaštita obezbeđuje pomoću spoja tako da površine olova budu u kontaktu i da se preklapaju najmanje 1 cm. Spojevi se konstruišu na taj način da jedna površina olova bude malo veća od ivice u koju bi ploča inače stala i to tako da preklapa drugu površinu. U slučaju da se za zaštitu koriste cigle, treba proveriti atenuacione koeficijente i cigala i maltera koji ih vezuje.

Pri korišćenju betona, cigli, blokova i drugih materijala za zaštitu, treba obratiti pažnju na eventualne rupe koje sam materijal može da sadrži. Te praznine, mogu značajno da smanje prvobitni atenuacioni koeficijent materijala. Ukoliko blokovi sadrže rupe u sebi, one se mogu napuniti malterom ili peskom i tako povećati atenuacioni koeficijent.

#### Vrata

Vrata i njihov okvir moraju da obezbede atenuaciju kerme u vazduhu takvu da makar ispunjava uslove propisane zakonom. Vrata koja propuštaju najmanje zračenja su ona vrata koja imaju odgovarajuću debljinu i u dobrom delu se preklapaju sa susednom barijerom kada su zatvorena. Pri konstruisanju vrata, poželjno je da sadrže olovo, jer je olovo izuzetan atenuator, a ne zauzima veliki prostor, kao što bi bio slučaj sa betonom.

#### Prozori

Kod prozora je najbitnije da materijal bude izdržljiv, sa velikim koeficijentom atenuacije i da bude transparentan. Najčešće se koristi olovno staklo, odnosno staklo sa velikim sadržajem olova u sebi. Prozori mogu biti i od akrilnog olova koji se proizvodi sa ekvivalentnom debljinom olova od 0.5, 0.8, 1 i 1.5 mm. Akrilno olovo je relativno mekan materijal koji može u nekim slučajevima da se zamagli, a može se i ogrebati.

#### 4.5 Faktor zadržavanja

Faktor zadržavanja (ili okupacioni faktor) za određenu oblast je definisan kao vremenski period u toku kog je pojedinac izložen maksimalnoj ekspozicija zračenja. Pretpostavljajući da se uređaj ne koristi bez prestanka, nego po potrebi, faktor zadržavanja predstavlja broj radnih sati u toku nedelje kada će osoba boraviti na mestu sa maksimalnom ekspozicijom u proseku tokom godine. Ovaj faktor se odnosi na pojedinčnu osobu koja provodi najviše vremena u određenoj oblasti, a ne na bilo koju osobu koja se ponekad zatekne u toj oblasti.

Najizloženije osobe su profesionalno izložena lica koja najčešće provedu po 4 sata u toku dana u kontrolnoj sobi dok se ispituju pacijetni, pa je faktor zadržavanja za njih oko jedne polovine. Kako se može desiti da profesionalno izložena lica ostanu duže na poslu usled nekih hitnih slučajeva ili radi same potrebe ustanove u kojoj rade, ocenjuje se da ona mogu provesti sve vreme u kontrolisanim oblastima i za faktor zadržavanja se stoga uzima da je jednak jedinici. Vrednosti faktora zadržavanja za različite lokacije prikazane su u tabeli 3.

Tabela 3. Vrednosti faktora zadržavanja					
Mesto	Faktor zadržavanja (T)				
Administrativne kancelarije; laboratorije, apoteke i druge radne zone potpuno zauzete od strane pojedinca; prijemni pultovi, čekaonice, dečija igrališta, mračne komore za čitanje filmova pored rendgen kabineta, lekarske sobe, komandne kabine	1				
Sobe koje se koriste za preglede pacijenata i lečenje	1/2				
Hodnici, bolesničke sobe, čekaonice, sobe za odmor	1/5				
Vrata od hodnika	1/8				
Javni toaleti, skladišta, otvoreni prostori za sedenje, čekaonice i pacijent koji se zatekne u oblastima sa povećanom dozom jonizujućeg zračenja	1/20				
Spoljašnje postorije kao što su parkinzi, stepeništa,liftovi	1/40				

#### 5. Procena debljine zaštitnih barijera

Osnovne pretpostavke kojima ćemo se voditi prilikom proračuna debljina zaštitnih barijera pri upotrebi PET uređaja vode se sledećim crtama:

1. 100  $\mu$ Sv nedeljno za kontrolisane oblasti - Ovaj je nivo određen na osnovu kriterijuma ukupne godišnje doze pojedinca koji bi se nalazio u ovakvom prostoru i prema njoj ta doza ne sme da prevaziđe 5mSv na godišnjem nivou. Prema Pravilniku o granicama izlaganja jonizujućem zračenju, maksimalna dozvoljena doza za profesionalno izložena lica iznosi 20 mSv, ali se na osnovu ALARA (As Low As Reasonably Achievable) principa prilikom proračuna zaštite u medicinskim ustanovama uzima pomenutih 5 mSv.

2. 20  $\mu$ Sv nedeljno za javne prostore - prostori u kojima se može naći neprofesionalno izloženo lice. Maksimalna godišnja doza u jednoj ovakvoj oblasti iznosi 1 mSv.

3. Prilikom merenja koristimo radiomarker FDG (analog glukoze) obeležen <sup>18</sup>F, čiji je period poluraspada 109.8 minuta.

4. Prema AAPM preporukama i s obrzirom da je period poluraspada <sup>18</sup>F relativno kratak, za vremenski interval od 60min dolazi do znatnog pada aktivnosti pa se može uzeti da je vrednost integrisane gama konstante 0.119  $\mu$ Sv m<sup>2</sup> / MBq h (ova će se vrednost koristiti prilikom računa sa čistim izvorom zračenja).

5. Atenuacija u tkivima pacijenta je 0.36 što gama konstantu dodatno redukuje na vrednost od 0.092  $\mu$ Sv m<sup>2</sup> / MBq h (ova će se vrednost koristiti prilikom računa gde kao izvor zračenja posmatramo pacijente).

6. Aktivnost brzo opada vremenom zbog čega se uvode korekcioni faktori vrednosti 0.91, 0.83 i 0.76 za vremenske periode od 30min, 60min i 90min respektivno. U našem računu biće pretpostavljeno da će vreme mirovanja pacijenta nakon ubrizgavanja biti 60min, dok će samo snimanje trajati 30min.

7. Uobičajene aktivnosti koje pacijent primi kreću se u opsegu od 10 do 20 mCi.

8. Za maksimalnu nedelju aktivnost radiomarkera FDG se uzima da bude 18.5 GBq.

9. Nakon aplikacije najviše će tri pacijenta biti locirano unutar iste prostorije u isto vreme.

Princip računanja debljine pojedinačnih pregradnih zidova izvodi se na sledeći način:

Za neku posmatranu tačku radijacionog polja definiše se pre svega faktor transmisije B kao odnos propisane nedelje granice za primljenu dozu P i doze koja nastaje u posmatranoj tački kao posledica prisutnosti nekog radioizotopa. Na osnovu vrednosti transmisionog faktora moguće je sa grafika zavisnosti debljine atenuatora od ovog faktora proceniti kolika debljina atenuatora mora biti kako bi se zadovoljile nedeljne propisane doze za određene oblasti. Ukoliko je atenuator neophodan kako bi se lica zaštitila od zračenja u posmatranoj tački, na račun njega se može doći i do ukupne nedeljne doze zračenja D<sub>w</sub> u posmatranoj tački. Oblik transmisionog faktora B i ukupne nedeljne doze zračenja D<sub>w</sub> dati su sledećim izrazima:

$$B = \frac{P \cdot d^2}{\Gamma \cdot T \cdot N_w \cdot A_0 \cdot t_U \cdot R_{tU}}$$
$$D_w = B \cdot \Gamma \cdot \frac{T \cdot A_w \cdot t_U \cdot R_{tU}}{d^2}$$

Gde su:

P - propisana nedeljna doza

d - rastojanje između izvora zračenja i tačke od interesa

 $\Gamma$  - gama konstanta

*T* - *faktor zadržavanja* 

 $N_w$  - nedeljni broj pacijenata (u ovom radu uzećemo da je on  $\approx 20$ )

 $A_0$  - srednja aktivnost posmatranog izvora zračenja

 $A_w$  - ukupna aktivnost tokom jedne nedelje ( proizvod  $N_w i A_0$  )

 $t_U$  - vreme potrebno da se radiomarker preraspodeli po organizmu, ili ono vreme za koje se radioizotopom rukovodi

 $R_{tU}$ - faktor koji redukuje dozu tokom određenog vremenskog perioda

Vrednosti transmisionih faktora za fotonsko zračenje od 511 keV za olovo, beton i gvožđe dati su u tabeli 4 uz debljinu samih materijala. Grafici zavisnosti transmisionih faktora od debljine atenuatora za olovo, beton i gvožđe prikazani su graficima 1,2 i 3, dok je šematski prikaz dela ustanove u Kamenici sa instaliranim PET aparatom prikazan na slici 10.

	TRANSMISI	ONI FAKTOR B	;
	Olovo	Beton	Gvožđe
Debljina		Transmision faktor	B
0	1.0000	1.0000	1.0000
1	0.8912	0.9583	0.7484
2	0.7873	0.9088	0.5325
3	0.6905	0.8519	0.3614
4	0.6021	0.7889	0.2353
5	0.5227	0.7218	0.1479
6	0.4522	0.6528	0.0905
7	0.3903	0.5842	0.0542
8	0.3362	0.5180	0.0319
9	0.2892	0.4558	0.0186
10	0.2485	0.3987	0.0107
12	0.1831	0.3008	0.0035
14	0.1347	0.2243	0.0011
16	0.0990	0.1662	0.0004
18	0.0728	0.1227	0.0001
20	0.0535	0.0904	
25	0.0247	0.0419	
30	0.0114	0.0194	
40	0.0024	0.0042	
50	0.0005	0.0009	

**Tabela 4:** Vrednosti transmisionih faktora. Debljina atenuatora u slučaju da je od olova prikazano je u milimetrima, dok u slučaju da je od gvožđa ili betona, prikazano je u santimetrima.



Grafik 1: Zavisnost debljine atenuatora u odnosu na B za olovo.



Grafik 2: Zavisnost debljine atenuatora u odnosu na B za beton.



Grafik 3: Zavisnost debljine atenuatora u odnosu na B za gvožđe.



Slika 10: Šematski prikaz prizemnog dela Centra za medinicinski imidžing sa PET aparatom.

#### 5.1 Procena debljine barijera za vruću laboratoriju

Prilikom unosa čistog radioizotopa <sup>18</sup>F u vruću laboratoriju, zbog njegovog relativnog kratkog perioda poluraspada, odmah se vrši preparacija za ubrizgavanje pacijenta (sama priprema nekih 15tak traje minuta; tu≈15min=0.25h). Izvor zračenja ovom prilikom predstavlja sam radioizotop <sup>18</sup>F, a aktivnost koju on poseduje (koristeći izveštaj merenja načinjen u institutu u Kamenici godine 2016.) iznosi 2 x 70 mCi (veza između jedinica je sledeća, 1 Ci =  $3.7 \times 10^{10}$  Bq), dok njegova maksimalna nedeljna aktivnost iznosi 18.5 GBq. Kako je vruća laboratorija



okružena drugim prostorijama koje su klasifikovane kao kontrolisane (uključujući i susednu kuhinju) propisana nedeljna granica za primljenu dozu iznosi 100 μSv, dok je faktor zadržavanja za ove oblasti 1. Rastojanja na kom smo merili doze u odnosu na izvor zračenja, gde se između izvora i nas nalazi zid (barijera), iznosi 1m za sve tri lokacije. Prlikom izračunavanja debljine atenuatora (zid/barijera) korišćena je gama konstanta vrednosti 0.143 μSv m<sup>2</sup>/MBq h (vrednost gama konstante u samom trenutnku otpakivanja FDG-a, jer zbog kratkog vremena izlaganja/pripreme ne dolazi do efektivnog smanjivanja ove vrednosti).

Vrednosti transmisionih faktora, ukupnih nedeljnih doza kao i debljine atenuatora za olovo, beton i gvožđe, za sve tri merene lokacije, dati su tabeli 5. Za sve tri lokacije transmisioni faktor i ukupna nedeljna doza iznose:

$$B = \frac{P \cdot d^2}{\Gamma \cdot T \cdot N_w \cdot A_0 \cdot t_U \cdot R_{tU}} = \frac{100 \,\mu Sv \cdot 1 \,m^2}{0.143 \,\frac{\mu Sv \cdot m^2}{MBq \cdot h} \cdot 1 \cdot 18500 \,Mbq \cdot 0.25h \cdot 1} \approx 0.1512$$

$$T \cdot A_w \cdot t_U \cdot R_{tU}$$

$$D_{w} = B \cdot \Gamma \cdot \frac{T \cdot A_{w} \cdot t_{U} \cdot R_{tU}}{d^{2}} = 0.1512 \cdot 0.143 \frac{\mu S v \cdot m^{2}}{MBq \cdot h} \cdot \frac{1 \cdot 18500 MBq \cdot 0.25h \cdot 1}{1 m^{2}} \approx 99.9 \,\mu S v$$

	Tabela 5.		De	bljina atenua	tora
LOKACIJA	TRANSMISIONI FAKTOR B	NEDELJNA DOZA D <sub>w</sub> [µSv]	Olovo[mm]	Beton[cm]	Gvožđe[cm]
1	0.1512	$\approx 99.9$	13	16.5	4.5
2	0.1512	$\approx 99.9$	13	16.5	4.5
3	0.1512	$\approx 99.9$	13	16.5	4.5

#### 5.2 Procena debljine barijera za sobu sa pacijentima

Nakon ubrizgavanja radioizotopa pacijenti idu u susednu sobu gde miruju određeni iznos vremena kako bi se radiomarker (u našem slučaju FDG) ravnomerno rasporedio po celom telu. U daljem računu uzimaćemo da je vreme mirovanja pacijenta 60min, dok sam proces snimanja traje 30min. Aktivnosti koje su primili pojedini pacijenti taj dan tokom snimanja iznosili su okvirno 11mCi po pacijentu, što čini ukupnu aktivnost od 33 mCi odnosno 1221 MBq. Kako u ovom slučaju izvor zračenja čine sami pacijenti, neophodno je uračunati i faktor R<sub>tU</sub> koji redukuje dozu tokom vremenskog perioda mirovanja pacijenata. U našem slučaju, radi jednostavnosti, uzimamo da se svi pacijenti nalaze u sobi u istom trenutku, i da svi pacijenti miruju tačno 60min, pa zaključno sa datim aproksimacijama



faktor  $R_{tU}$  iznosi 0.83. Lokacija 1,4 i 5 predstavljaju mesta koja spadaju u kontrolisane oblasti i za njih uzimamo da je faktor zadržavanja 1, dok lokacije 2 i 3 (vanjske površine) predstavljaju nekotrolisane oblasti, unutar kojih se mogu naći neprofesionalno izložena lica, i za njih uzimamo da je faktor zadržavanja 1/40. Takođe za lokacije 1,4 i 5 nedeljna propisana doza iznosi 100  $\mu$ Sv kao kontrolisane oblasti, dok za lokacije 2 i 3 kao nekontrolisane oblasti nedeljna propisana doza iznosi svega 20  $\mu$ Sv. Rastojanja na kojima smo vršili merenja za lokacije 1, 2 i 5 iznose 2.25 m, za 4 iznosi 2.5m dok za lokaciju 3 iznosi 3.1m. U ovom slučaju kako su izvori zračenja sami pacijenti, za gama konstantu se uzima redukovana vrednost putem atenuacije u tkivima pacijenta (0.36) što krajnju vrednost gama konstante čini 0.092  $\mu$ Sv m<sup>2</sup>/MBq h.

Za lokaciju 1 (kontrolisana oblast), transmisioni faktor B i ukupna nedeljna doza D<sub>w</sub> iznose:

$$B = \frac{P \cdot d^2}{\Gamma \cdot T \cdot N_w \cdot A_0 \cdot t_U \cdot R_{tU}} = \frac{100 \ \mu Sv \cdot 5.0625 \ m^2}{0.092 \ \frac{\mu Sv \cdot m^2}{MBq \cdot h} \cdot 1 \cdot 20 \cdot 1221 \ Mbq \cdot 1h \cdot 0.83} \approx 0.2715$$
$$D_w = B \cdot \Gamma \cdot \frac{T \cdot A_w \cdot t_U \cdot R_{tU}}{d^2} = 0.2715 \cdot 0.092 \ \frac{\mu Sv \cdot m^2}{MBq \cdot h} \cdot \frac{1 \cdot 24420 \ MBq \cdot 1h \cdot 0.83}{5.0625 \ m^2} \approx 100.003 \ \mu Sv$$

Za lokaciju 2 (nekontrolisana oblast), transmisioni faktor B iznosi:

$$B = \frac{P \cdot d^2}{\Gamma \cdot T \cdot N_w \cdot A_0 \cdot t_U \cdot R_{tU}} = \frac{20 \,\mu Sv \cdot 5.0625 \,m^2}{0.092 \,\frac{\mu Sv \cdot m^2}{MBq \cdot h} \cdot \frac{1}{40} \cdot 20 \cdot 1221 \,Mbq \cdot 1h \cdot 0.83} \approx 2.1718$$

Za lokaciju 3 (nekontrolisana oblast), transmisioni faktor B iznosi:

$$B = \frac{P \cdot d^2}{\Gamma \cdot T \cdot N_w \cdot A_0 \cdot t_U \cdot R_{tU}} = \frac{20 \,\mu Sv \cdot 9.61 \,m^2}{0.092 \,\frac{\mu Sv \cdot m^2}{MBq \cdot h} \cdot \frac{1}{40} \cdot 20 \cdot 1221 \,Mbq \cdot 1h \cdot 0.83} \approx 4.1229$$

Za lokaciju 4 (kontrolisana oblast), transmisioni faktor B i ukupna nedeljna doza D<sub>w</sub> iznose:

$$B = \frac{P \cdot d^2}{\Gamma \cdot T \cdot N_w \cdot A_0 \cdot t_U \cdot R_{tU}} = \frac{100 \,\mu Sv \cdot 6.25 \,m^2}{0.092 \,\frac{\mu Sv \cdot m^2}{MBq \cdot h} \cdot 1 \cdot 20 \cdot 1221 \,Mbq \cdot 1h \cdot 0.83} \approx 0.3352$$
$$D_w = B \cdot \Gamma \cdot \frac{T \cdot A_w \cdot t_U \cdot R_{tU}}{d^2} = 0.3352 \cdot 0.092 \,\frac{\mu Sv \cdot m^2}{MBq \cdot h} \cdot \frac{1 \cdot 24420 \,MBq \cdot 1h \cdot 0.83}{6.25 \,m^2} \approx 100.008 \,\mu Sv$$

Za <u>lokaciju 5</u> (kontrolisana oblast), transmisioni faktor B i ukupna nedeljna doza  $D_w$  iznose:

$$B = \frac{P \cdot d^2}{\Gamma \cdot T \cdot N_w \cdot A_0 \cdot t_U \cdot R_{tU}} = \frac{100 \,\mu Sv \cdot 5.0625 \,m^2}{0.092 \,\frac{\mu Sv \cdot m^2}{MBq \cdot h} \cdot 1 \cdot 20 \cdot 1221 \,Mbq \cdot 1h \cdot 0.83} \approx 0.2715$$
$$D_w = B \cdot \Gamma \cdot \frac{T \cdot A_w \cdot t_U \cdot R_{tU}}{d^2} = 0.2715 \cdot 0.092 \,\frac{\mu Sv \cdot m^2}{MBq \cdot h} \cdot \frac{1 \cdot 24420 \,MBq \cdot 1h \cdot 0.83}{5.0625 \,m^2} \approx 100.003 \,\mu Sv$$

Vrednosti transmisionih faktora, ukupnih nedeljnih doza i debljine atenuatora za olovo, beton i gvožđe, za svih 5 merenih lokacija, dati su tabeli 6.

	Tabela 6.		Debljina atenuatora		
LOKACIJA	TRANSMISIONI FAKTOR B	NEDELJNA DOZA D <sub>w</sub> [µSv]	Olovo[mm]	Beton[cm]	Gvožđe[cm]
1	0.2715	$\approx 100.003$	9.5	13	3.5
2	2.1719	$\leq 20$	Nije potreban atenuator	Nije potreban atenuator	Nije potreban atenuator
3	4.1229	$\leq 20$	Nije potreban atenuator	Nije potreban atenuator	Nije potreban atenuator
4	0.3352	$\approx 100.008$	7.8	10.5	2.8
5	0.2715	$\approx 100.003$	9.5	13	3.5

Nakon što pacijenti vremenski miruju propisani period od 60min, idu kroz hodnik pojedinačno do sobe sa PET instaliranim uređajem kako bi samo snimanje moglo otpočeti. Samo snimanje se uzima da traje 30min, tako da u slučaju faktor koji ovom redukuje dozu tokom kog je pacijent izložen radioaktivnosti iznosi 0.76, što odgovara vremenskom periodu od 90min (60min mirovanja + 30min snimanja). Kako pacijent i u ovom slučaju predstavlja sam izvor zračenja, za gama konstantu opet se uzima redukovana vrednost putem atenuacije u tkivima pacijenta (0.36) što čini 0.092 µSv m<sup>2</sup>/MBq h. Za samu aktivnost pacijenta, u ovom konretnom slučaju koristeći izveštaj, uzećemo da iznosi 11 mCi odnosno 407 MBq. Lokacije 1 i



2 čine kontrolisane oblasti, i za njih se uzima nedeljna propisana vrednost doze od 100  $\mu$ Sv, faktor zadržavanja 1, a rastojanja na kojima smo vršili merenja iznose 2.15m i 5.3m respektivno. Lokacija 3 pripada nekontrolisanim oblastima, i za nju se uzima nedeljna propisana vrednost doze od 20  $\mu$ Sv, faktor zadržavanja 1/40, a daljina na kom je vršeno merenje iznosi 2.15m.

Za lokaciju 1 (kontrolisana oblast), transmisioni faktor B i ukupna nedeljna doza D<sub>w</sub> iznose:

$$B = \frac{P \cdot d^2}{\Gamma \cdot T \cdot N_w \cdot A_0 \cdot t_U \cdot R_{tU}} = \frac{100 \ \mu Sv \cdot 4.6225 \ m^2}{0.092 \ \frac{\mu Sv \cdot m^2}{MBq \cdot h} \cdot 1 \cdot 20 \cdot 407 \ Mbq \cdot 1.5h \cdot 0.76} \approx 0.5415$$

$$T \cdot A_w \cdot t_U \cdot R_{tU} = \frac{\mu Sv \cdot m^2}{MBq \cdot h} \cdot 1 \cdot 8140 \ MBq \cdot 1.5h \cdot 0.76$$

$$D_w = B \cdot \Gamma \cdot \frac{1 \cdot A_w \cdot t_U \cdot R_{tU}}{d^2} = 0.5415 \cdot 0.092 \frac{\mu S v \cdot m^2}{MBq \cdot h} \cdot \frac{1 \cdot 8140 \, MBq \cdot 1.5h \cdot 0.76}{4.6225 \, m^2} \approx 100.009 \, \mu S v$$

Za lokaciju 2 (kontrolisana oblast), transmisioni faktor B iznosi:

$$B = \frac{P \cdot d^2}{\Gamma \cdot T \cdot N_w \cdot A_0 \cdot t_U \cdot R_{tU}} = \frac{100 \,\mu Sv \cdot 28.09 \,m^2}{0.092 \,\frac{\mu Sv \cdot m^2}{MBq \cdot h} \cdot 1 \cdot 20 \cdot 407 \,Mbq \cdot 1.5h \cdot 0.76} \approx 3.2903$$

Za lokaciju 3 (nekontrolisana oblast), transmisioni faktor B iznos:

$$B = \frac{P \cdot d^2}{\Gamma \cdot T \cdot N_w \cdot A_0 \cdot t_U \cdot R_{tU}} = \frac{20 \,\mu Sv \cdot 4.6225 \,m^2}{0.092 \,\frac{\mu Sv \cdot m^2}{MBq \cdot h} \cdot \frac{1}{40} \cdot 20 \cdot 407 \,Mbq \cdot 1.5h \cdot 0.76} \approx 4.3316$$

Vrednosti transmisionih faktora, ukupnih nedeljnih doza kao i debljine atenuatora za olovo, beton i gvožđe, za sve tri merene lokacije, dati su tabeli 7.

	Tabela 7.		De	bljina atenuat	tora
LOKACIJA	TRANSMISIONI FAKTOR B	NEDELJNA DOZA D <sub>w</sub> [µSv]	Olovo[mm]	Beton[cm]	Gvožđe[cm]
1	0.5415	$\approx 100.009$	4.5	7.5	1.5
2	3.2903	$\leq 100$	Nije potreban atenuator	Nije potreban atenuator	Nije potreban atenuator
3	4.3316	$\leq 20$	Nije potreban atenuator	Nije potreban atenuator	Nije potreban atenuator

5.4 Dodatak: Procena debljine barijere hodnika, i zida prostorije za ubrizgavanje FDG-a



Za lokaciju 1, izvor zračenja predstavlja sam pacijent (aktivnosti 11 mCi odnosno 407 MBq; korišćen izveštaj), gama konstante 0.092  $\mu$ Sv m<sup>2</sup>/MBq h, i kao kontrolisana oblast uzima faktor zadržavanja 1, dok je ukupna nedeljna dozvoljena doza 100  $\mu$ Sv.

Za lokacije 2 i 3, kao nekontrolisane oblasti, uzima se faktor zadržavanja od 1/40. Za lokaciju 2 izvor zračenja je sam pacijent (11 mCi), dok je za lokaciju 3 izvor zračenja čist radioizop <sup>18</sup>F. Dozvoljene nedeljne doze propisane za ove oblasti iznose 20  $\mu$ Sv.



Za lokaciju 1 (kontrolisana oblast), transmisioni faktor B i ukupna nedeljna doza D<sub>w</sub> iznose:

$$B = \frac{P \cdot d^2}{\Gamma \cdot T \cdot N_w \cdot A_0 \cdot t_U \cdot R_{tU}} = \frac{100 \,\mu Sv \cdot 1 \,m^2}{0.092 \,\frac{\mu Sv \cdot m^2}{MBq \cdot h} \cdot 1 \cdot 20 \cdot 407 \,MBq \cdot 1h \cdot 0.83} \approx 0.1609$$

$$D_{w} = B \cdot \Gamma \cdot \frac{T \cdot A_{w} \cdot t_{U} \cdot R_{tU}}{d^{2}} = 0.1609 \cdot 0.092 \frac{\mu Sv \cdot m^{2}}{MBq \cdot h} \cdot \frac{1 \cdot 8140 \ MBq \cdot 1h \cdot 0.83}{1 \ m^{2}} \approx 100.011 \ \mu Sv$$

Za lokaciju 2 (nekontrolisana oblast), transmisioni faktor B iznosi:

$$B = \frac{P \cdot d^2}{\Gamma \cdot T \cdot N_w \cdot A_0 \cdot t_U \cdot R_{tU}} = \frac{20 \,\mu Sv \cdot 1 \,m^2}{0.092 \,\frac{\mu Sv \cdot m^2}{MBq \cdot h} \cdot \frac{1}{40} \cdot 20 \cdot 407 \,MBq \cdot 0.25h} \approx 4.2730$$

Za lokaciju 3 (nekontrolisana oblast), transmisioni faktor B iznosi:

$$B = \frac{P \cdot d^2}{\Gamma \cdot T \cdot N_w \cdot A_0 \cdot t_U \cdot R_{tU}} = \frac{20 \,\mu Sv \cdot 4 \,m^2}{0.143 \,\frac{\mu Sv \cdot m^2}{MBq \cdot h} \cdot \frac{1}{40} \cdot 18500 \,MBq \cdot 0.25h} \approx 4.8384$$

Vrednosti transmisionih faktora, ukupnih nedeljnih doza kao i debljine atenuatora za olovo, beton i gvožđe, za sve tri merene lokacije, dati su tabeli 8.

	Tabela 8.		De	bljina atenuai	tora
LOKACIJA	TRANSMISIONI FAKTOR B	NEDELJNA DOZA D <sub>w</sub> [µSv]	Olovo[mm]	Beton[cm]	Gvožđe[cm]
1	0.1609	$\approx 100.011$	11.5	15	4.5
2	4.2730	$\leq 20$	Nije potreban atenuator	Nije potreban atenuator	Nije potreban atenuator
3	4.8384	$\leq 20$	Nije potreban atenuator	Nije potreban atenuator	Nije potreban atenuator

#### 6. Zaključak

Prilikom rada tj. samog izlaganja radioaktivnim izvorima, neophodno je zaštiti se od istih, kako ne bi došlo do neželjenih dejstava i posledica po organizam. Da bi se jedno lice zaštitilo od jonizujućeg zračenja na adekvatan način, pre svega zaštitu mora svesti na ličnu opremu (od olovnih mantila, preko rukavica i naočara sve do ličnih dozimetara sa kojima će moći da prate dozu koju prime i time spreče eventualno prekomerno izlaganje zračenju). Pored toga, u trenucima kada nije neophodno da se nalazi kraj samog izvora zračenja, osoba mora stajati iza zaštitnih barijera kako bi se izlaganje zračenju svelo na apsolutni minimum.

U ovom radu vršena su merenja doza zračenja na Institutu u Kamenici, na odseku sa PET uredjajem, godine 2016., i na osnovu njih su merene debljine zaštitnih barijera kako bi se omogućio bezbedan rad na jednom ovakvom uređaju u skladu sa svetski priznatim zakonima i protokolima.

Primljene doze radijacije merene su u slučaju kada je sam izvor zračenja <sup>18</sup>F u formi FDG-a (analog glukoze), kao najzastupljeniji radiomarker u PET dijagnostici. Period poluraspada ovog radioizotopa iznosi svega 110 min, i kao takav je pogodan za ispitivanja jer se po unosu, organizam "isčisti" radioaktivnosti u relativno kratkom vremenskom intervalu.

Na račun primljenih doza zračenja merenih na raznim mestima u ovom delu ustanove, mereni su transmisioni faktori i na osnovu njih su dobijene debljine atenuatora za olovo, beton i gvožđe, kako bi se ukupna nedeljna doza svela na zakonski propisanu (100  $\mu$ Sv za kontrolisane, i 20  $\mu$ Sv za nekontrolisane oblasti). U samom trenutku dobavljanja radioizotopa, izlaganje zračenju je najveće, jer zbog njegovog kratkog perioda poluparaspada i aktivnost brzo pada. Nakon primanja određene doze FDG-a, sami pacijenti predstavljaju izvore zračenja, i na osnovu njih kao izvora, merene su debljine zaštitnih barijera.

Kako se radi sa relativno malim aktivnostima, da se pacijent kao i ljudi oko njega ne bi dodatno ugrozili, na nekoliko mesta proračunato je da sama barijera i nije neophodna. Na mestima gde je barijera neophodna, dodatno je računata i ukupna nedeljna primljena doza na račun prethodno dobijenog transmisionog faktora, i dobijene su vrednosti koje su u skladu sa zakonskim propisima.

Rezultati dobijeni u ovom radu potvrđuju da je Institut u Kamenici projektovan na taj način da se izlaganje zračenju svede na što je manju moguću vrednost i da su ispunjeni svi zakonski uslovi, pa shodno tome omogućava bezbedan rad za profesionalno izložena lica na najbolji mogući način.

#### Literatura

1. Krmar, dr Miodrag, (2013.) "Uvod u nuklearnu fiziku"

2. Predrag Osmoković, Beograd, (2008.) "Osnovi nuklearne fizike"

3. Marinkom, dr Lazar, (1976.) "Osnovi nuklearne medicine"

4. *Gopal B. Saha*, PhD, Department of Nuclear Medicine, The Cleveland Clinic Foundation, Cleveland, Ohio, (2010.) "*Basics of PET imaging*"

5. NCRP Report No. 147, (2005.)

6. *Radoslav Borota* i *Ljubomir Stefanović*, Univerzitet u Novom Sadu, Medicinski fakultet, (1992.) "*Nuklearna Medicina*"

7. Keiran Maher and other Wikibooks Contributors, (2006.) "Basic Physics of Nuclear Medicine"

8. Rachel A. Powsner and Edward R. Powsner, (2006.) "Essential Nuclear Medicine Physics"

9. *Ivan Draganić*, Univerzitet u Beogradu, Institut za Nuklearne Nauke "Boris Kidrič", Vinča, (1981.) "*Radioaktivni Izotopi i Zračenja*"

10. J.R. Williams and D.I. Thwaites, Oxford Medical Publications, (1993.) "Radiotherapy Physics"



## Biografija

Miloš Travar rođen je 9. Jula 1993. u Novom Sadu. Osnovnu školu "Jovan Popović" završava 2008. godine i nakon nje iste godine upisuje gimnaziju "Jovan Jovanović Zmaj", prirodnomatematički smer. Po završetku gimnazije nastavlja dalje učenje, kada 2012. godine upisuje Prirodno - matematički fakultet na Univerzitetu u Novom Sadu ( Departman za fiziku, odsek medicinska fizika).

# UNIVERZITET U NOVOM SADU PRIRODNO-MATEMATIČKI FAKULTET KLJUČNA DOKUMENTACIJSKA INFORMACIJA

Redni broj:		
RBR		
Identifikacioni broj:		
IBR		
Tip dokumentacije:	Monografska dokumentacija	
TD		
Tip zapisa:	Tekstualni štampani materijal	
TZ		
Vrsta rada:	Diplomski rad	
VR		
Autor:	Miloš Travar, br. dos. 232/12	
AU		
Mentor:	Prof. dr. Nataša Todorović, PMF, Novi Sad	
MN		
Naslov rada:	Optimizacija zaštite u PET dijagnostici	
NR	optimizacija zastite u 1211 dijugnostici	
Jezik publikacije:	srpski (latinica)	
JP	Sipsin (numeu)	
Jezik izvoda:	srpski/engleski	
JI	sipon engroun	
Zemlja publikovanja:	Srbija	
ZP	~	
Uže geografsko područje:	Voivodina	
UGP		
Godina:	2017	
GO		
Izdavač:	Autorski reprint	
IZ		
Mesto i adresa:	Prirodno-matematički fakultet, Trg Dositeja Obradovića 4,	
MA	Novi Sad	
Fizički opis rada:	6 poglavlia/56 strana/10 slika/8 tabela	
FO	e população orana lo bina o tabela	
Naučna oblast:	Fizika	
NO		

Naučna disciplina: <b>ND</b>	Medicinska fizika
Predmetna odrednica/ ključne	
reči:	PET konfiguracije, nuklearno-medicinska dijagnostika, zaštita
РО	od jonizujućeg zračenja, radionuklidi, gama/beta zračenje
UDK	
Čuva se: ČU	Biblioteka departmana za fiziku, PMF-a u Novom Sadu
Važna napomena: VN	nema
Izvod: IZ	U ovom radu vršena su merenja primljenih doza zračenja u institutu u Kamenici pri upotrebi PET skenera, i na osnovu njih vršena procena debljine zaštitnih barijera kako bi se na adekvatan način projektovala ustanova za bezbedno rukovođenje jednim ovakvim aparatom.
Datum prihvatanja teme od NN	
veća:	
DP	
Datum odbrane:	25.0.2017
DO	25.9.2017.
Članovi komisije:	
КО	
Predsednik:	Prof. dr Maja Stojanović, PMF, Novi Sad
član:	Prof. dr Nataša Todorović, PMF, Novi Sad
član:	Prof. dr Jovana Nikolov, PMF, Novi Sad

# UNIVERSITY OF NOVI SAD FACULTY OF SCIENCE AND MATHEMATICS KEY WORDS DOCUMENTATION

Accession number:		
ANO		
Identification number:		
INO		
Document type:	Monograph publication	
DT		
Type of record:	Textual printed material	
TR		
Content code:	Final paper	
CC		
Author:	Miloš Travar, br. dos. 232/12	
AU		
Mentor/comentor:	Natača Todorović PhD professor FCM Novi Sad	
MN	Natasa Todolović, TilD, professol, Telvi, Novi Sad	
Title:	Optimisation of protection in PET diagnostics	
TI	Optimisation of protection in FET diagnostics	
Language of text:	Serbian (Latin)	
LT	Serbian (Latin)	
Language of abstract:	English	
LA	English	
Country of publication:	Serbia	
СР	Serona	
Locality of publication:	Voivodina	
LP	, of , o and	
Publication year:	20017	
PY		
Publisher:	Author's reprint	
PU		
Publication place:	Faculty of Science and Mathematics, Trg Dositeja Obradovića	
PP	4, Novi Sad	
Physical description:	6 chapters/56 pages/10 pictures/8 tables	
PD Scientific field:		
Scientific field.	Physics	
178		

Scientific discipline: SD Subject/ Key words: SKW UC Holding data: HD Note: N	Medical Physics PET configuration, nuclear-medical diagnostics, protection of ionizing radiation, radionuclids, gama/beta decay Library of Department of Physics, Trg Dositeja Obradovića 4 none
Abstract: AB	Within this paper were measured radioactivity doses in Institute in Kamenica with functional PET scanner, and based on these measurements were done calculations for thickness of protection barriers so that working in such space could be done safely based on several protocols.
Accepted by the Scientific Board: ASB Defended on: DE Thesis defend board: DB	25.9.2017.
President: Member: Member:	Maja Stojanović, PhD, FCM, Novi Sad Nataša Todorović, PhD, FCM, Novi Sad Jovana Nikolov, PhD, FCM, Novi Sad