



UNIVERZITET U NOVOM SADU  
PRIRODNO-MATEMATIČKI  
FAKULTET  
DEPARTMAN ZA FIZIKU



УНИВЕРЗИТЕТ У НОВОМ САДУ,  
ПРИРОДНО-МАТЕМАТИЧКИ ФАКУЛТЕТ

ПРИМЉЕНО:	25 СЕП 2007
ОРГАНИЗ.ЈЕД.	БРОЈ
0603	9/985

# Primena Pozitronske Emisione Tomografije u medicinskoj dijagnostici

- diplomski rad -

Zaštita zavodila je prof.dr. Miroslav Vesković  
Doktorat i licenciranje obaveđeno, izvaja porodicu, na  
čestitku ravnatelja Fakulteta za sve

Mentor: prof.dr. Miroslav Vesković

Kandidat: Arpad Dostan

Novi Sad, 2007

Zahvaljujem se mentoru prof.dr. Miroslavu Veskoviću  
na pomoći i korisnim sugestijama, hvala porodici na  
strpljenju i hvala Bogu za sve

## Sadržaj

UVOD.....	1
1. Istoriski pregled medicinskih tehnologija.....	2
2. Fizičke osnove PET-a.....	3
2.1. Pozitronski raspad i anihilacija.....	3
2.2. Koincidencija detekcije i elektronska kolimacija.....	4
2.3. Interakcija fotona u ljudskom organizmu i atenuacija.....	6
2.4. Tipovi koincidentnih događaja.....	8
2.5. PET-izotopi.....	9
3. Opis PET-kamere.....	9
3.1. 2D- i 3D-mod.....	9
3.2. Sinogram.....	10
3.3. Prostorna rezolucija.....	11
3.4. Osetljivost.....	12
3.4.1. Istiniti koincidentni događaji.....	12
3.4.2. Rasejni događaji.....	12
3.4.3. Slučajni događaji.....	13
3.5. Efekat geometrije kamere.....	13
4. Sistem detekcije.....	14
4.1. Uvod.....	14
4.2. Scintilatori i scintilacioni detektori.....	14
4.3. Mrtvo vreme.....	16
5. Instalacija PET/CT – uređaja.....	17
5.1. Instalacioni protokol.....	17
5.2. Opšti električni zahtevi.....	17
5.3. Voda.....	17
5.4. Soba za skener.....	18
5.5. Rukovodilačka soba.....	18
5.6. Prostorija za skladište.....	19
6. Primena PET-tehnologije.....	20
6.1. Oblasti primene.....	20
6.2. Upoređivanje imidža.....	20
6.3. Uslovi podvrgavanja tretmanu.....	21
6.4. Ograničenja PET-a.....	21
7. Računski rezultati.....	22
7.1. Zakon radioaktivnog raspada.....	22
7.2. Rezultati.....	22
Zaključak.....	23
Literatura.....	24

## U V O D

Pozitronska Emisiona Tomografija ( u daljem tekstu PET ) predstavlja modernu tehnologiju u nuklearnoj medicini pomoću koje je moguć slikovit prikaz funkcionalnih procesa u organizmu, prikazanih u trodimenzionalnoj formi.

Postavlja se pitanje zašto upravo PET ? Šta on daje što druge metode ne daju? Naime, tradicionalne slikovite tehnologije, kao što su CT i MRI, prikazuju pre svega anatomske odnose u tkivima i organima sa velikom prostornom rezolucijom. Nedostatak im je da je predistoriju malignog odnosno benignog procesa, koji je izazvao oboljenje, moguće identifikovati samo posle nastajanja anatomske promene u određenim tkivima i organima. Zatim poznata je činjenica da se pojava nekog oboljenja najpre javlja u biohemijskim, funkcionalnim promenama u organizmu, a tek kao posledica ovoga se javlja morfološka promena. PET-tehnologija ima upravo tu osobinu da umesto anatomskih odnosa prikazuje funkcionalne karakteristike tkiva odnosno organa u datom trenutku, kao np. krvotok, metabolizam itd. Na ovakav način PET daje mogućnost dijagnoze oboljenja pre anatomske promene i tako još postoji nada za terapiju.

Dalje, zahvaljujući činjenici da PET prikazuje funkcionalne promene, moguća je rana identifikacija raznih kancerogenih oboljenja, zatim rano iskazivanje dalekih metastaza ako su prisutne. PET-om je moguće razlikovati da li je neko oboljenje maligno ili benigno, a moguće je čak i određivanje nivoa malignosti ako se radi o malignom tumoru.

Funkcionalni prikaz pruža i tehnologija pod imenom SPECT. Ukratko, aparat kod ove metode sadrži scintilacioni kristal prečnika 40-60 cm. Pošto kod ove metode radiofarmakon emitiše  $\gamma$ -fotone ka tom kristalu, da bi što veći broj fotona izazvalo scintilaciju, neophodno je korišćenje kolimatora, a vreme trajanja dijagnoze je relativno dugo.

Kod PET-tehnologije se koriste radiofarmakoni, koji su obeleženi izotopima koji se raspadaju emitujući pozitrone. U zavisnosti od svoje početne energije, pozitron putuje 0,2-2,6 mm kroz tkivo, kada će se sudariti sa jednim od svuda prisutnim elektronima. Pri anihilaciji javlja se dva  $\gamma$ -fotona jednakе energije od 511 keV, koji se razilaze u suprotnim smerovima duž iste linije. Za razliku od SPECT-a oba fotona u opštem slučaju stižu do detektora, znači kako bi rekli „ svaki foton ima svoj detektor ”. Ovako se dobija prava linija i nije potrebno korišćenje kolimatora, a vreme dijagnoze je relativno kratko, jer je moguće povećati broj detektorskih prstenova.

Iz gornjih izlaganja se jasno vidi zašto je PET neizbežan u današnjoj dijagnostici. Kombinacija PET- i CT-uređaja predstavlja danas vrhunac medicinske dijagnostike.



## 1. Istorijski pregled medicinskih tehnologija

Medicina je počela da se širi kada je 1895.godine Röntgen pronašao elektromagnetne zrake kratkih talasnih dužina koje je nazvao *x-zracima* odnosno kako se u medicini ubičajeno zovu, *rendgenskim-zracima*. Rendgenski zraci su visokofrekventni elektromagnetni talasi, koji prodiru u organizam, određeni deo atoma organa apsorbuje to zračenje, a propušteni deo ide ka fotoosetljivom filmu. Ako materijal ima veću moć apsorpcije, te će slika biti na tom mestu svetlija. Ovu tehniku su počeli koristiti u medicinske svrhe 50-ih godina XX.veka.

U ovom vremenskom periodu se razvila i *metoda ultrazvuka*. Ona je imala primanu u lokalizaciji tumora u organizmu. Pomoću ultrazvuka moguće je odrediti dubinu oboljenog organa, pa čak i razbiti kamenje u bubregu, te ultrazvuk ima ne samo dijagnostičku, već i terapijsku ulogu.

Kasnije, početkom 70-ih, zahvaljujući razvijanju računara, pojavila se nova tehnika pod imenom *kompjuterska tomografija ( CT-Computer Tomography )*, koja se počela koristiti rutinski od 80-ih godina. Kod ove metode, propušteni zraci ne stižu na fotoosetljiv film, već na detektor, koji je priključen na računar.

Sledeća tehnika koja se praktično paralelno razvijala sa CT-om je *magnetna rezonanca ( MRI-Magnetic Resonance Image )*. Ova tehnika se bazira na merenju koncentracije kiseonika krvi koja se nalazi pretežno u aktivnijim delovima mozga. MRI iskorišćava činjenicu da količina kiseonika u krvi utiče na magnetne osobine hemoglobina krvi. Kod pacijenta postavljenog u jako i stalno magnetno polje, jezgra atoma vodonika se ponašaju kao neki minijaturni magneti. Ako se ta jezgra bombarduju radiotalasima, napustiće svoja mesta, a nakon vraćanja na prvenstveno mesto otpustiće radiotalase. Emitovano zračenje ukazuje na količinu kiseonika u hemoglobinu. Ova tehnika pruža veoma dobru sliku anatomske promene u telu u pogledu prostornog razlaganja. Postoji i vrsta ove tehnike kao *funkcionalna magnetna rezonanca ( fMRI )*, koja pruža funkcionalni prikaz sličan PET-u.

60-ih godina XX.veka pojavio se *SPECT ( Single Photon Emission Computer Tomography )*. To je bila do tada prva tehnika koja je koristila radioaktivni izotop u cilju dijagnostike bolesti.

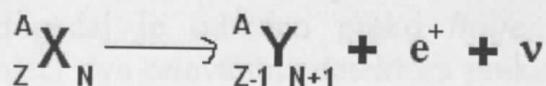
Pravi korak je bio načinjen uvođenjem PET-a u medicinsku praksu. 1973-e godine Edward J. Hoffman i Michael Phelps su prvi put instalirali PET-aparat u Washingtonu. Nakon te primene počelo je pravi razvoj ove tehnologije.

U periodu između 1992-2002 instalirano je više od 1600 PET-uređaja po svetu, a čak 1020 se nalazilo u SAD-u. U Evropi se nalazilo 470 a u Japanu 110. Najbliže od nas, prvi PET-uređaj je instaliran u Debrecenu ( Mađarska ) 1994-e godine, model: GE 4096 Plus sa ciklotronom MGC 20.

## 2. Fizičke osnove PET-a

### 2.1. Pozitronski raspad i anihilacija

Izotopi bogati protonima su najviše skloni pozitronskom raspadu, nakon čega se proton u jezgru pretvara u neutron, emitujući pozitron i oslobađa se neutrino. Na ovakav način nastalo jezgro će imati niži redni broj u odnosu na početno jezgro pre raspada:



Izotopi, koji su tipični pozitron-emiteri, dati su u tabeli:

Isotope	half-life (min)	Maximum positron energy (MeV)	Positron range in water (FWHM in mm)	Production method
${}^{11}C$	20.3	0.96	1.1	cyclotron
${}^{13}N$	9.97	1.19	1.4	cyclotron
${}^{15}O$	2.03	1.70	1.5	cyclotron
${}^{18}F$	109.8	0.64	1.0	cyclotron
${}^{68}Ga$	67.8	1.89	1.7	generator
${}^{82}Rb$	1.26	3.15	1.7	generator

Tabela 2.1.1: Tipični pozitron-emiteri

Pozitroni koji putuju kroz ljudsko tkivo, predaju deo svoje kinetičke energije elektronima pri Kulonovoj interakciji. Kako je ostatak pozitronske mase ekvivalentna masi elektrona, tako pozitroni mogu pretrpeti velike devijacije u pravcu pri svakoj Kulonovoj interakciji i prate zavojit put kroz tkivo.

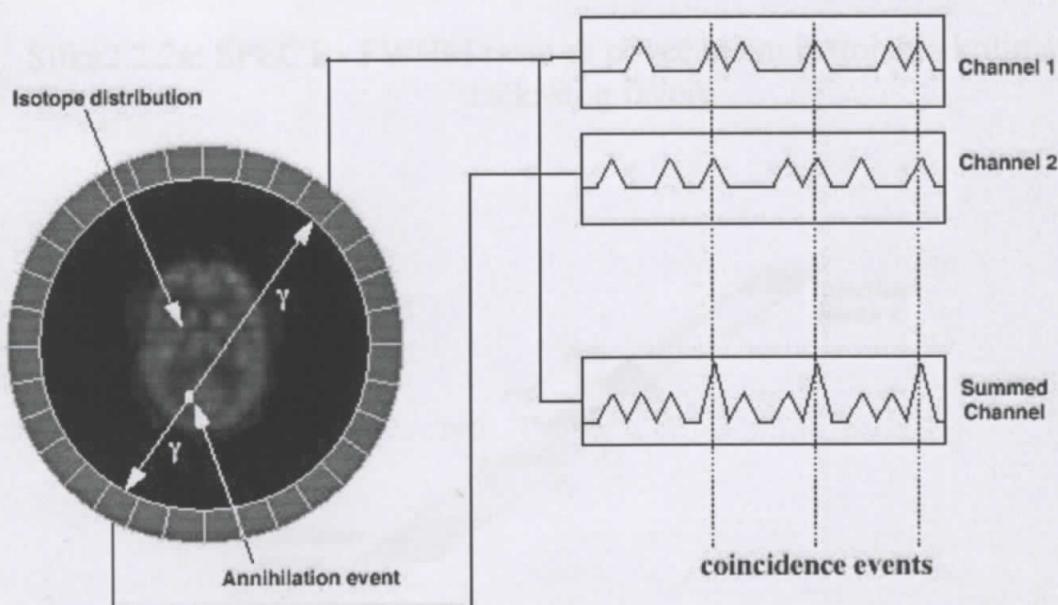
Pri interakciji sa elektronom, dobija se dva  $\gamma$ -fotona energije od 511 keV koji napuštaju mesto anihilacije u suprotnim smerovima. Finalni pozitronski domet i nekolinearnost anihilacionih fotona daju porast inherentne pozicione netačnosti kod SPECT-a. Kod PET-a ovaj nedostatak nije prisutan, jer je nepotrebna kolimacija.

## 2.2. Koincidencija detekcije i elektronska kolimacija

Kod PET-kamere svaki detektor generiše vremenski impuls kada registruje upadni foton. Ovi pulsevi se nakon toga kombinuju u koincidentnom krugu, i ako impuls „upadnu” u kratak vremenski prozor, smatraju se koincidentnim.

Koincidentni događaj je određen preko *linije odgovora* (*Line Of Response- LOR*), spojeći dva relevantna detektora preko ove zamišljene linije. Na ovaj način informacija je dobijena od detektovane radijacije bez nužnosti upotrebe kolimatora. Ovo se zove *elektronska kolimacija*. Ona ima dve velike prednosti u odnosu na fizičku kolimaciju: to su povećana osetljivost i uniformnost tačkastog izvora funkcije odgovora (Slika 2.2.1).

Kada se koristi fizički kolimator, usmerena informacija se dobija preko preventivnih fotona čiji pravac ka detektoru nije normalan na kolimatorsku glavu. Pri korišćenju elektronske kolimacije, ovi fotoni se mogu detektovati i koristiti kao signal. Ovo rezultira dobru osetljivost. Rezolucija tipične slike kod PET-a je 5-10 mm, dok je kod SPECT-a oko 15-20 mm.

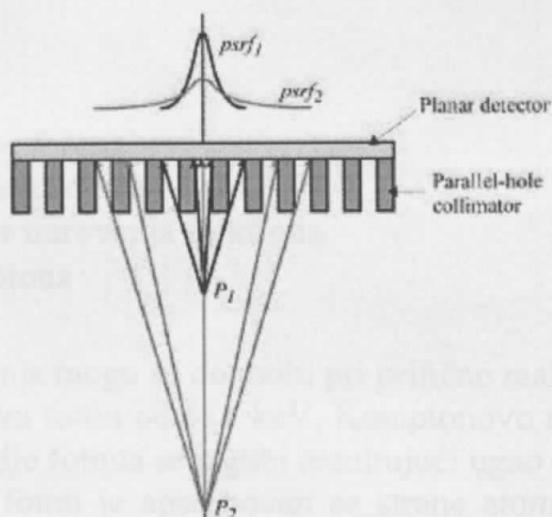


Slika 2.2.1: Elektronska kolimacija – koincidentna detekcija

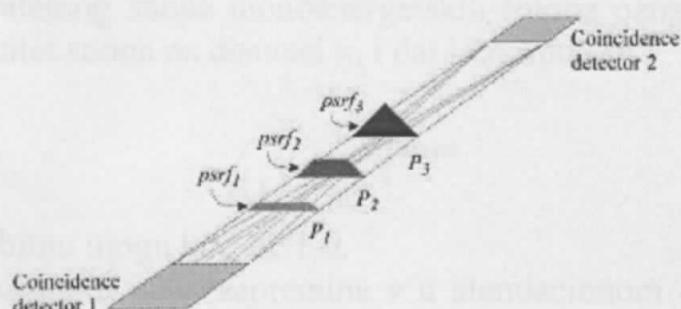
Kod SPECT-a *cela širina polumaksimuma (FWHM- Full Width at Half Maximum)* funkcije odgovora raste sa porastom odstojanja izvora od kolimatora. Ovo rezultira varijabilnu rezoluciju kod rekonstruisanog imidža (Slika2.2.2a).

Kod PET-a, koincidentni događaj se može detektovati ako je usmerenost anihilacije ograničen duž linije znaka, spojeći oba detektora (Slika2.2.2b).

Sve u svemu, može se reći da je rezolucija rekonstruisanog PET-imidža više uniformna nego kod SPECT-a.



Slika2.2.2a: SPECT - FWHM raste sa povećanjem rastojanja kolimatora od tačkastog izvora



Slika2.2.2b: PET – varijacija FWHM u zavisnosti od rastojanja detektora

### 2.3. Interakcija fotona u ljudskom organizmu i atenuacija

Najvažnije interakcije fotona u ljudskom organizmu, koje proizilaze iz anihilacije pozitrona i elektrona, su *Komptonov efekat i fotoefekat*.

Pri Komptonovom efektu foton interaguje sa elektronom u apsorpcionom tkivu. Kinetička energija elektrona pri ovome poraste, a putanje fotona se menja. Energija fotona nakon interakcije je:

$$E' = E / 1 + (E/m_0) (1 - \cos\phi)$$

$E$  – energija upadnog fotona

$E'$  – energija rasejanog fotona

$m_0 c^2$  – energija mase mirovanja elektrona

$\phi$  - ugao rasejanja fotona

Prilično velika skretanja mogu se dogoditi pri prilično malom količinom gubitka energije. Na primer, za foton od 511 keV, Komptonovo rasejanje će se desiti u slučaju da 10% energije fotona se izgubi rezultujući ugao skretanja od  $25^\circ$ .

Pri fotoefektu foton je apsorbovan sa strane atoma i pri ovom procesu elektron je izbačen iz omotača. Verovatnoća nastanka fotoefekta raste rapidno sa povećanjem atomskog broja apsorbera, i opada rapidno sa povećanjem upadne energije fotona.

Ukupna verovatnoća da će se foton sa početnom energijom podvrgnuti nekoj vrsti interakcije sa materijom pri prolazu kroz određene distance, zove se *linearni atenuacioni koeficijent  $\mu$*  te određene materije. Ako se intenzitet ulaznog zračenja paralelnog snopa monoenergetskih fotona označi sa  $I_0$ , tada  $I(x)$  predstavlja intenzitet snopa na distanci  $x$ , i dat je formulom :

$$I(x) = I_0 e^{-\int_0^x \mu(x) dx}$$

Ova relacija ima bitnu ulogu kod PET-a.

Neka se posmatra mala zapremina  $v$  u atenuacionom objektu, smeštena duž LOR duljine  $x$  od detektoral PET-kamere. Neka zapremina  $v$  sadrži određenu količinu pozitron-emituće supstance, tako da je fluks fotona od 511 keV duž LOR koji spaja detektore 1 i 2 ( Slika2.3.1 ). Ako je  $\mu$  na daljinu  $x$  duž LOR  $\mu(x)$  i ako je  $a$  rastojanje između dva detektora, može se formulisati sledeće:

Verovatnoća da foton stigne od v do detektora 1 je:

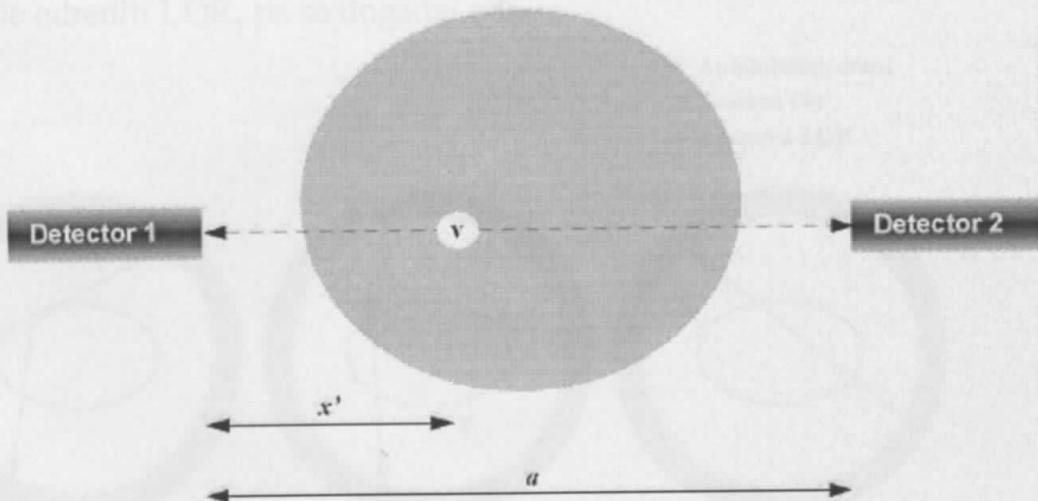
$$P_1 = e^{-\int_0^v \mu(x) dx}$$

Verovatnoća da foton stigne od v do detektora 2 je:

$$P_2 = e^{-\int_v^a \mu(x) dx}$$

Verovatnoće su nezavisne jedna od druge i oba fotona moraju stići u koincidenciji do detektore, da bi bili registrovani. Verovatnoća koincidencije je proizvod  $P_1$  i  $P_2$ :

$$P_C = P_1 P_2 = e^{-\int_0^a \mu(x) dx}$$



Slika2.3.1: Koincidencija detekcije u atenuacionom objektu

## 2.4. Tipovi koincidentnih događaja

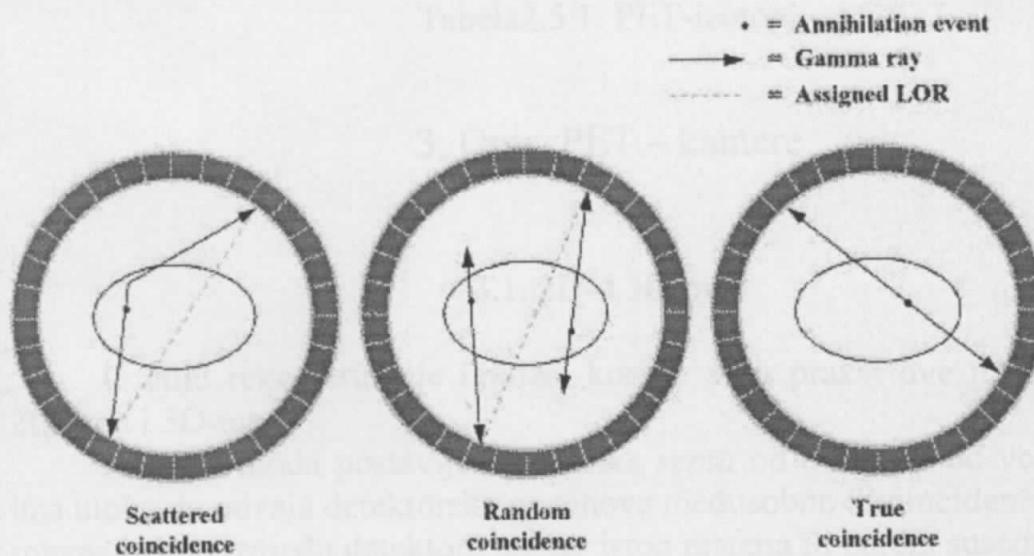
Koincidentni događaji kod PET-tehnike spadaju u 4 kategorije: istinita, rasejana, slučajna i višestruka koincidencija ( Slika2.4.1 ).

*Istinita koincidencija* se dešava kada su oba fotona anihilacionog događaja detektovana putem detektoru u koincidenciji. Nijedan foton se ne podvrgava nijednoj formi interakcije pre detekcije, i drugi događaji nisu detektovani unutar vremenskog prozora koincidencije.

*Rasejana koincidencija* je jedna kod koje je jedan od detektovanih fotona doživela Komptonovo rasejanje pre detekcije. Pravac fotona je dakle promenjen usled rasejanja, nakon čega se rezultira koincidentni događaj kojem je dodeljen pogrešan LOR. Rasejane koincidencije daju šum distribuciji istinite koincidencije koja se menja polako, opada kontrast i prouzrokuju koncentracije izotopa preterane vrednosti. Broj detektovanih rasejanih događaja zavisi od zapremine i atenuacionih karakteristika objekta za imidž i od geometrije kamere.

*Slučajna koincidencija* se dešava kada dva fotona ne proizilaze iz istog mesta anihilacionog događaja ali se detektuju unutar vremenskog prozora koincidencije. U ovom slučaju se takođe dodeljuje pogrešni LOR. Kao i kod rasejane koincidencije, i ovde broj slučajnih koincidencija zavisi od zapremine i atenuacionih karakteristika objekta za imidž, i od geometrije kamere. Distribucija slučajne koincidencije je prilično uniformna kroz *polje posmatranja* ( *FOV-Field Of View* ), i prouzrokuje preteranu koncentraciju izotopa. Slučajna koincidencija takođe prinosi statistički šum rezultatu ( Slika2.4.1 ).

*Višestruke koincidencije* se dešavaju kada se više od dva fotona detektuju u različitim detektorima unutar vremenskog prozora. U ovom slučaju nije moguće odrediti LOR, pa se događaj odbija.



Slika2.4.1: Tipovi koincidentnih događaja kod PET-a

## 2.5. PET-izotopi

Najpoznatiji pozitron-emisioni izotopi su O-15, N-13, C-11, Rb-82,i F-18.

Izotopi kiseonika, azota i ugljenika su u najvećoj meri sastavni elementi bioloških sistema. Imaju relativno kratak period poluraspada, što im omogućuje da se i pri manjim količinama primenjuju, jer im se veliki deo raspadne pri tretmanu. Zbog male vrednosti rednog broja ovih izotopa, njihova proizvodja se može izvršiti i sa akceleratorima manje energije. Ovi izotopi su u elementarnom stanju ili u jedinjenjima u gasovitoj fazi, što je značajno pri njihovom čišćenju. Sve se ovo odnosi i na F-18 s razlikom da je flour dosta toksičan pa se nalazi u maloj koncentraciji.

PET-izotopi se obično proizvode u ciklotronima, koji su instalirani u blizini skenera radi što brže primene, uzimajući u obzir da se zbog kratkog perioda poluraspada smanjuje aktivnost primenjenih supstanci. Najčešće se koristi FDG, u kojoj supstanci je izotop F-18 kombinovan sa glukozom (fluoro-deoxy-glukoze ).

Osobine četiri najčešće korišćenih PET-izotopa

Izotop	Period poluraspada (min)	Max. pozitronska energija (keV)
F-18	109,7	635
C-11	20,4	960
N-13	9,96	1190
O-15	2,07	1720

Tabela2.5.1: PET-izotopi

## 3. Opis PET – kamere

### 3.1. 2D- i 3D-mod

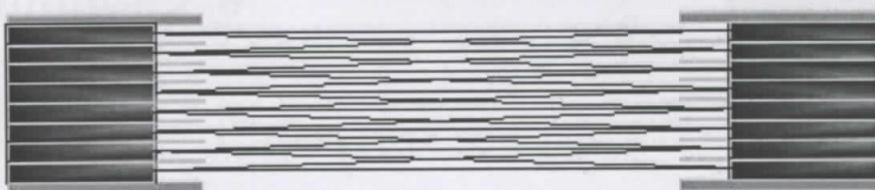
U cilju rekonstrukcije imidža, koriste se u praksi dve metode, a to su 2D-mod i 3D-mod.

Kod 2D-moda postavljena je tanka *septa* od olova ili od volframa, koja ima ulogu da odvaja detektorske prstenove međusobno i koincidencije su registrirane jedino između detektore unutar istog prstena ili barem susednih najbližih ( Slika3.1.1 ).

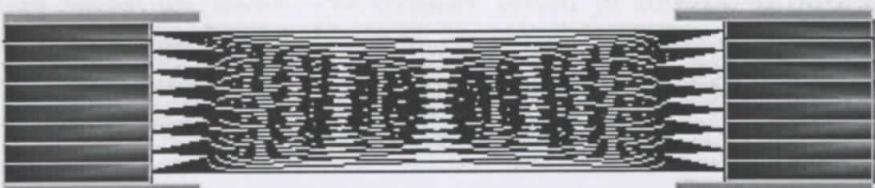
Kod 3D-moda septa je uklonjena i koincidencije su registrirane između detektore bilo kojih prstena ( Slika3.1.2 ).

Postavlja se pitanje u kom modu se dobija bolji rezultat? U principu, oba moda imaju svoje nedostatke a i prednosti u odnosu na drugi. Rekonstrukcija imidža u 3D-modu ima značajno veću osetljivost zbog većeg broja detektovanih koincidentnih fotona, a i šum je u manjoj meri prisutan. Međutim, upravo zbog prilično velikog broja detektovanih događaja raste i verovatnoća nastajanja slučajnih i rasejanih događaja. Dalje, za rekonstrukciju imidža u 3D potrebna je i veća računarska memorija, a i vreme obrade podataka je duže nego kod 2D. Zbog uklanjanja septe, aksijalna rezolucija je nešto slabija kod 3D.

Danas se u praksi u 95% slučajeva koristi 3D-mod, što govori o tome da je rekonstrukcija imidža u ovom modu ipak pogodnija.



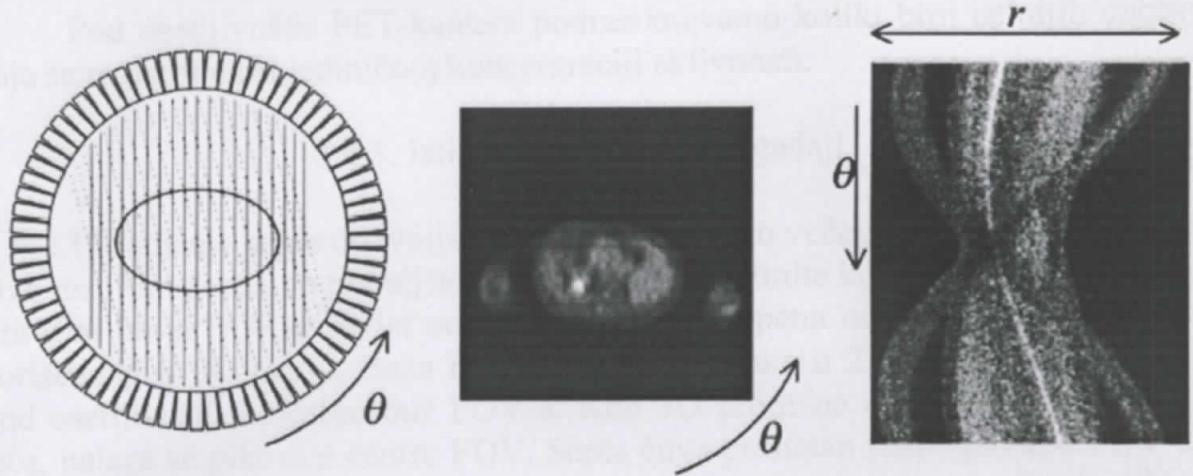
Slika3.1.1: 2D-mod sa septom



Slika3.1.2: 3D-mod bez septe

### 3.2. Sinogram

U principu, svaki detektor može biti u koincidenciji sa određenim brojem opozicionih detektora. Ali ako se posmatra drugačije, iz ugla posmatranja svakog detektora kao odgovor može se selektovati snop paralelnih linija, dakle snima se potpuno brojanje duž svake linije. Ovakav set podataka može biti shvaćen kao prikaz ili projekcija pacijenta iz određenog ugla. Prikupljeni podaci se čuvaju u dvodimenzionalnim zonama pod imenom *sinogram*, koji se karakterišu grananjem uz središta poluprečnikom  $r$  i projekcijom ugla  $\phi$ . Ovi podaci potiču iz činjenice da tačkasti izvor daje za grafik sinusoidu (Slika3.2.1).



Slika3.2.1: Sinogram

Sinogram dakle služi za detekciju koincidentnih linija ( LOR ) u dvodimenzionalnom prikazu pomoću *sive skale*. Na horizontalnoj osi su prikazana mesta detektora u prstenu, a na vertikalnoj osi su prikazani uglovi pravca LOR-a koji polaze od određenog detektora. Ovako definisanu učestanost LOR-a pokazuje siva skala sa tačke do tačke. Na ovakav način je moguć prikaz detektorskog sistema. Na primer, ako neki detektor ne skuplja fotone, vidi se siva pruga; ili ako su fotomultiplikatori određenih prstena različito osetljivi, sinogrami koji pripadaju određenom prstenu će biti svetlijci od drugih.

### 3.3 Prostorna rezolucija

*Prostorna rezolucija* je jedna od ključnih karakteristika PET-skenera. Pod prostornom rezolucijom jednog detektora podrazumevamo meru širine slike tačkastog izvora pri polovini maksimalne aktivnosti ( FWHM ). Sopstvena rezolucija skenera je oko 4-5 mm u centru FOV-a. Ako se koristi filtriranje zadnje projekcije, ova rezolucija se menja na 7-10 mm. Uzrok izgubljenoj rezoluciji je delom nekolinearnost  $\gamma$ -fotona koji su formirani kada se elektronsko-pozitronski par formira na kraju. Greška tog ugla je oko  $0,5^\circ$ . Rezolucija zavisi i od sopstvenog dometa pozitrona. Np. kod izotopa  $^{18}\text{F}$ , njegov pozitron sa energijom od 600 keV može da ima svoj domet od 2-3 mm. U cilju dobijanja visoke rezolucije, detektori moraju zadovojiti sledeće zahteve: veliku gustinu atomskog snopa, visok procenat pretvaranja energije u svetlost, i kratko trajanje emitovane svetlosti.

### 3.4. Osetljivost

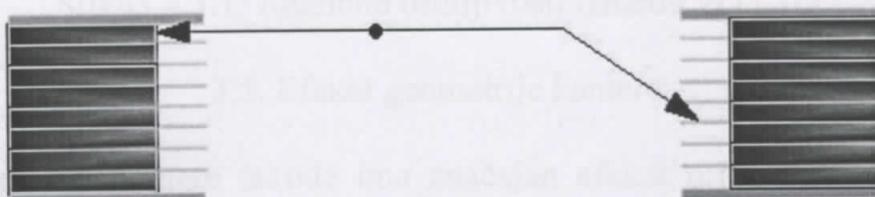
Pod osetljivošću PET-kamere podrazumevamo koliki broj istinitih događaja se registruje pri jediničnoj koncentraciji aktivnosti.

#### 3.4.1. Istiniti koincidentni događaji

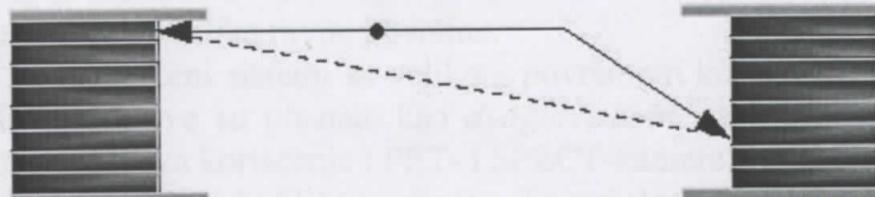
Uklanjanje septe dozvoljava korišćenje mnogo većeg broja merenih LOR. Ovo rezultira značajno poboljšanje osetljivosti za istinite koincidentne događaje. Priraštaj broja LOR-a zavisi od broja prstena i stepena novomerenih podataka korišćenog u 2D-modu. Baza novomerenih podataka u 2D rezultira varijaciju kod osetljivosti aksijalno duž FOV-a. Kod 3D promena osetljivosti je mnogo jača, nalaze se pikovi u centru FOV. Septa čuva primetan pun ugao kod FOV-a kamere, i kao rezultat ima značajan efekat senke oko 50%, i to je drugi razlog zašto je 3D osetljiviji od 2D. Poboljšanje osetljivosti kod istinite koincidencije je glavna motivacija za uklanjanje septe, iako je trošak poboljšanja kamere sa septom takođe jedan od faktora.

#### 3.4.2. Rasejani događaji

Pri prisustvu septe, jedino rasejani fotoni sa ravni svakog detektorskog prstena imaju razumnu verovatnoću da budu detektovani. Ukoliko je septa uklonjena, moguće je detektovati fotone mnogo većeg opsega rasejanih uglova. Ovo se može videti na sledećim slikama ( Slika3.4.2.1 i Slika3.4.2.2 ).



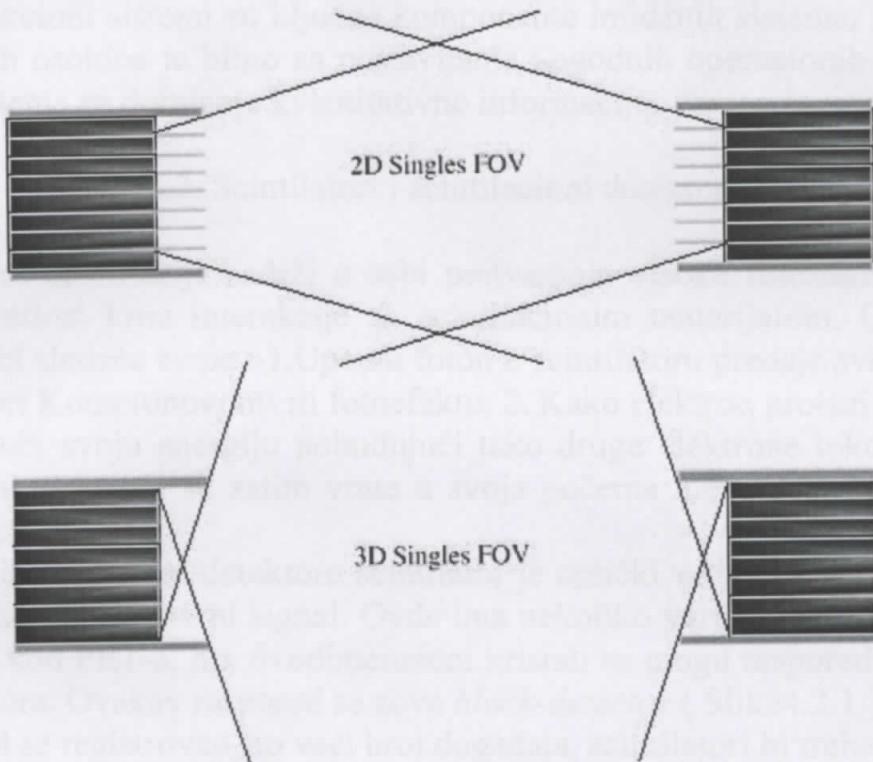
Slika3.4.2.1: Prisustvo septe pri rasejanju događaja ( 2D )



Slika3.4.2.2: Uklonjena septa pri rasejanju događaja ( 3D )

### 3.4.3. Slučajni događaji

Kada je septa uklonjena, FOV je za pojedinačne događaje poboljšan. Ovo može dati kao rezultat značajno poboljšanje broja slučajnosti detektovanih koincidencija, naročito u slučaju slikanja bližih organa koji mogu sadržiti aktivnost, kao mozak, srce ili bešika ( Slika3.4.3.1 ).



Slika3.4.3.1: Razlike osetljivosti između 2D i 3D

### 3.5. Efekat geometrije kamere

Geometrija kamere takođe ima značajan efekat pri izvođenju, naročito kod 3D-moda gde raste aksijalni FOV. Ne raste samo osetljivost za istinite koincidencije, već raste i pri slučajnoj i rasejanoj koincidenciji. Dok se osetljivost za slučajne događaje može redukovati pomoću povećanja radijalnog opsega krajnjeg štita, to može ostaviti ozbiljan problem za sliku celoga tela i za kamere koje koriste detektore velike ravne površine.

Najčešće korišćeni sistemi sa velikom površinom koriste dve opozicione *Angerove kamere* i ove su poznate kao *dvoglavi koincidentni imageri*. Takvi sistemi su namenjeni za korišćenje i PET- i SPECT-kamere. Jedan od zahteva za SPECT je da detektori budu bliže pacijentu. To nažalost povećava ugao primaњa fotona za pojedinačne događaje u slučaju PET-a. Prema nekim preporukama ovaj problem se rešava korišćenjem krupnog aksijalnog kolimatora.

## 4. Sistem detekcije

### 4.1. Uvod

Detekcioni sistemi su ključne komponente imidžnih sistema, i razumevanje njihovih osobina je bitno za postavljanje pogodnih operacionih merila i dizajniranja šema za dobijanje kvantitativne informacije.

### 4.2. Scintilatori i scintilacioni detektori

Proces scintilacije sadrži u sebi pretvaranje visoke fotonske energije u vidljivu svetlost kroz interakcije sa scintilacionim materijalom. Ovaj proces sadrži u sebi sledeće etape : 1. Upadni foton u scintilatoru predaje svoju energiju elektronu pri Komptonovom- ili fotoefektu, 2. Kako elektron prolazi kroz scintilator, on gubi svoju energiju pobudjujući tako druge elektrone tokom procesa, 3. Pobuđeni elektroni se zatim vrate u svoja početna mesta ( deekscitacija ) i emituju svetlost.

U scintilacionom detektoru scintilator je optički vezan uz fotomultiplikator koji generiše električni signal. Ovde ima nekoliko varijacija o tome kako se ovi koriste kod PET-a, np. dvodimenzionalni kristali se mogu rasporediti u 4 fotomultiplikatora. Ovakav raspored se zove *block-detector* ( Slika 4.2.1 ).

Da bi se registrovao što veći broj događaja, scintilatori bi trebali da ispunе sledeće uslove : 1. Scintilator treba da ima veliku vrednost efektivnog atomskog broja Z, 2. Inicijalno  $\gamma$ -zračenje treba da generiše veliki broj scintilacionih fotona, 3. Scintilator treba da ima nizak faktor samoapsorpcije za svetlucanje, 4. Indeks prelamanja treba da ima blisku vrednost kao za staklo, da bi povećao optičku vezu između scintilatora i fotomultiplikatora.

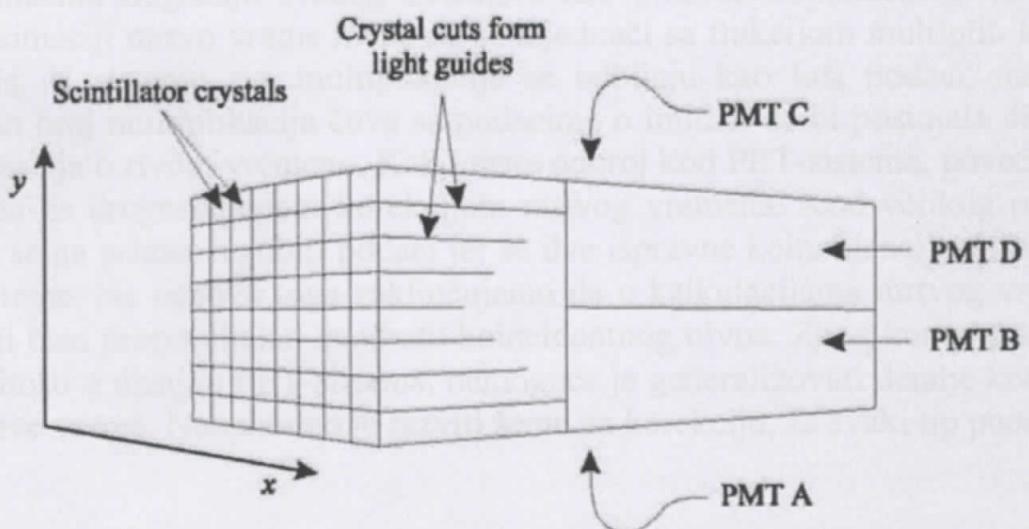
PET-detektori moraju da rade po metodi visokog broja merenja, pa je važno da je vreme raspada scintilatora kratko. Kraće vreme raspada takođe dopušta brže brojanje signala za koincidentnu detekciju. Za ovu svrhu scintilatori trebaju biti laki za izradu.

Neka jedinjenja, kao NaI i LSO, zahtevaju da budu dopirani aktivnom supstancicom da bi imali optimalne osobine scintilatora. NaI se koristi obično kod SPECT-a, a ređe kod PET-a, zato što je higroskopan i lomljiv. Kao scintilacioni materijal za PET-kamere se koriste *blok-detektori* izrađeni od BGO ( bizmut-germanat ), koji ima visoku vrednost Z, nije higroskopan i nema dugoživeću sekundarnu scintilaciju.

Osobine nekih scintilatora su date u tabeli:

	Nal	BaF <sub>2</sub>	BGO	LSO	GSO
Effective atomic no. (Z)	51	54	74	66	59
Lin. atten. coef. (cm <sup>-1</sup> )	0.34	0.44	0.92	0.87	0.62
Index of refraction	1.85		2.15	1.82	1.85
Light yield [%NaI:Tl]	100	5	15	75	41
Peak Wavelength (nm)	410	220	480	420	430
Decay const. (nS)	230	0.8	300	40	56
Fragile	Yes	Slight	No	No	No
Hygroscopic	Yes	No	No	No	No

Tabela 4.2.1 : Osobine scintilacionih materijala



Slika 4.2.1: blok-detektor



#### 4.3. Mrtvo vreme

Svi detekcioni sistemi imaju granice brojanja događaja. Elektronike će takođe imati finalni maksimum pri kojem može obraditi podatke, sa tipičnim maksimalnim opsegom za obradu impulsa oko 1MHz. Ove činjenice znače da neki događaji će nedostajati pri obradi. Otkad je nuklearni raspad slučajni proces, tako će uvek postojati krajnja verovatnoća da će se neki događaji desiti suviše blizu jedan drugom da bi bili jednak razlikovani pri veoma niskim prosečnim računskim opsegom. Pri visokim brojačkim opsezima neki gubitci mogu biti veoma značajni. Obično se mrtvo vreme definiše kao vremenski period posle nekog događaja, pri kojem periodu detektor ne broji događaje.

Kod mnogih sistema za detekciju zračenja, sam detektor je primarni izvor mrtvog vremena. Kod PET-a je to slučaj samo kada se nekoliko velikih detektora sa analognim pozicioniranjem koriste da se precizno locira događaj. Višestruke koincidencije takođe imaju prinos mrtvom vremenu, štaviše, oni su glavni izvor mrtvog vremena kod PET-a.

U prvoj aproksimaciji, procesi koji doprinose gubicima mrtvog vremena kod PET-a su po prirodi slučajni. Ovako gubitak stvarnih događaja u bilo kojoj regiji treba da bude proporcionalan gustini stvarnih događaja u toj regiji. U slučaju da se pri kvantifikaciji ne izvrši korekcija za mrtvo vreme, može biti podcenjena količina izotopa u datom preseku. Sa korekcijom mrtvog vremena efekat će biti gubitak statističke preciznosti koja bi imala za rezultat da ni jedan događaj ne bude izgubljen.

Korekcije za mrtvo vreme kod PET-a zahtevaju simultana merenja nivoa pojedinačnih događaja svakog detektora kao i nivoa koincidencije. U prvoj aproksimaciji mrtvo vreme može da se izjednači sa frakcijom multiplih koincidencija. U sistemu sve multiplikacije se odbijaju kao loši podaci, mada se ukupan broj multiplikacija čuva sa podacima o imidžu da bi postojala direktna informacija o rtvom vremenu. Kako raste odbroj kod PET-sistema, povećava se potreba za drugostepenom korekcijom mrtvog vremena. Kod velikog odbroja mogu se na primer izgubiti podaci jer se dve ispravne koincidencije dešavaju u isto vreme. Na osnovu toga zaključujemo da u kalkulacijama mrtvog vremena postoji član proporcijalan kvadratu koincidentnog nivoa. Zbog kompleksnosti i različitosti u dizajnu PET-sistema, nemoguće je generalizovati detalje korekcije za mrtvo vreme. Neophodno je razviti šemu za korekciju, za svaki tip posebno.

## 5. Instalacija PET/CT- uređaja

U ovom poglavlju bit će opisani uslovi instalacije PET/CT-uređaja ECAT EXACT firme SIEMENS.

### 5.1. Instalacioni protokol

Instalacija uređaja može da se započne jedino u slučaju kada je gradilište spremno sa sledećim uslovima: 1.) Slobodno mesto za opremu izvođača radova, 2.) Nepostojanje prljavštine, prašine i pare, 3.) Kablovi za pogodnu električnu energiju naizmenične struje, 4.) Klima uređaj, 5.) Vod za protok vode između skenera i hladnjaka treba da je čist.

Garnitura uređaja bi trebala biti podešena sa triju radnih površina: 1.) Soba za skener, 2.) Soba rukovodioca ( operator ), 3.) Soba za skladište ( zahtevana je za izmenu toplove pomoću vazduha i vode ). Ove tri sobe treba da su podešene na površini od oko  $50\text{ m}^2$ .

### 5.2. Opšti električni zahtevi

ECAT EXACT sistem zahteva 5 kW snage, a frekvencija je 47Hz-63Hz, 220V ( 10V manje ili više ), dve faze, 4 kablova. Regulacija ulazne energije naizmenične struje treba održati sa 20V direktnog napona. Unutrašnje osvetljenje, klima uređaj i ostale električne komponente moraju biti napajene iz drugog izvora, a ne iz kojeg se napaja sam sistem. Svi električni provodnici moraju biti instalirani u saglasnosti sa lokalnim kodom. Svi kablovi koji se koriste, moraju biti uzemljeni i obvijeni sa najlonom ili plastičnim materijalom radi bezbednosti. Kablove je neophodno izraditi od nemagnetnog materijala.

### 5.3. Voda

Korekcija između skenera i hladnjaka mora biti izrađena od krute termoizolacione bakarne cevi, debljine  $\frac{3}{4}$  inča. Zatvarač ventila za protok hladne vode mora biti instaliran odvojeno od skenera.

Postoje dva tipa hladnjaka: Prvi tip je *vazduh-voda*, koristi vazduh za hlađenje. Drugi tip je *voda-voda* i koristi hladnu vodu za hlađenje.

Primedba: Instalacioni kadar snabdeva i instalira osim aparata samo kablove sistema. Institut je odgovoran za snabdevanje i instalaciju kablova za naizmeničnu struju, priključnike, vodenih cevi, ventila, odvodnih cevi i ostalih komponenti.

#### 5.4. Soba za skener

Soba za skener sadrži sam skener i sistem za manipulaciju pacijenta. Minimalna veličina ove sobe je 4 m širine i 6 m dužine. Minimalno slobodno mesto za ležaj je 1,9 m od *gantry*-ja, 0,6 m od strane skenera i 0,5 m od kraja ležaja. Minimalna visina unutrašnjosti od poda do plafona u skenerskoj sobi je 2,4 m. Površina poda ispod skenera bi trebala da bude ravna, glatka i u stanju da izdrži skener i ležaj pacijenta.

Temperatura lokalna je  $20^{\circ}\text{C}$ - $24^{\circ}\text{C}$  i ne bi trebala da se njiše više od  $1,5^{\circ}\text{C}$ . Temperatura rose je ispod  $17^{\circ}\text{C}$ . Klimatizator mora da radi tokom cele nedelje neprekidno. Vazdušni pritisak je 700-1060 mmbar, a relativna vlažnost vazduha je 35%-70%.

Disipacija topline skenera je izvođena preko hladnjaka i puštena je ka mestu za skladište gde se upravo nalazi hladnjak.

Skenerska soba mora biti sposobna da prekine curenje vode između hladnjaka i skenera. Ovo je preporučeno nakon instalacije odvoda.

Uzemljeni antistatički pod je zahtevan za skenersku sobu. U slučaju da nije moguće izvršiti instalaciju uzemljenog antistatičkog poda, treba primeniti instalaciju dva antistatička otirača na svakoj strani od prednjeg dela skenera.

#### 5.5. Rukovodilačka soba

Rukovodilačka soba sadrži sistem aktivizacije, računar za obradu podataka, laserski štampač, video imager i štampač u boji. Tipična veličina rukovodilačke sobe iznosi površinu dimenzije 3,2 m x 4 m. Ova soba treba da bude direktno pristupačna skenerskoj sobi i treba obezbediti direktni pogled na skenersku sobu. Kompjuterski sto nije uključen u ECAT-sistem.

Električna energija koja služi za napajanje kompjutera, sistema aktivizacije i laserskog štampača, snabdevena je preko kutije raspodele električne struje koja je postavljena na zidu. Energija nastaje od izolovanog transformatora snage od 5 kW. Dodatni izlazi trebaju biti obezbeđeni za druge dodatne opreme. Osvetljenje prostorije mora da prati sledeće uslove: 1. Mora biti kontrolisano, neprodorno, i da ima reproducibilno podešavanje svetlosnog intenziteta ( regulator svetlosnog intenziteta sa skalom ), 2. Nema refleksije od prozorskog svetla i svetlosne kutije u prostoriji gde se monitori normalno koriste.

Temperatura prostorije je  $22^{\circ}\text{C}$  ( $3^{\circ}\text{C}$  manje ili više). Klimatizacija mora biti obezbeđena 24 sata za dan tokom cele nedelje. Vazdušni pritisak je 700-1060 mmbar, a relativna vlažnost vazduha je 35%-70%. Disipacija topline u rukovodilačkoj sobi je tipično 1,5 kW.

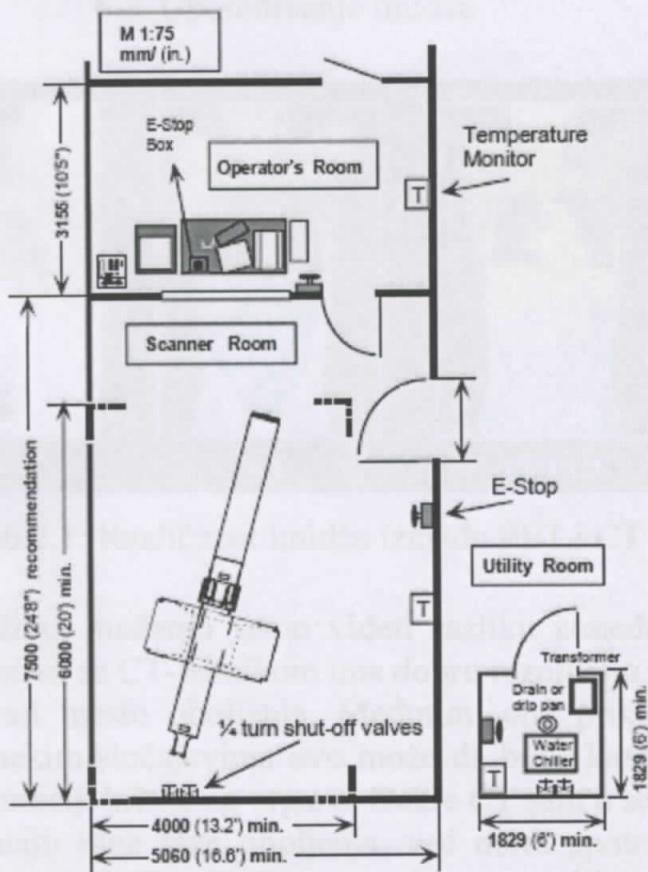
## 5.6. Prostorija za skladište

Prostorija za skladište sadrži hladnjak vode i transformator. Ova prostorija mora biti dovoljno zatvorena od skenerske prostorije, tako da vodena cev ne prekorači dužinu od 30 m. Tipična veličina ove prostorije iznosi površinu od 2 m x 2 m. Za lak pristup hladnjaku preporučena je najmanja dužina od 0,9 m slobodna od prednjeg dela hladnjaka i 0,45 m sa strana i unazad. Hladnjak ne može biti instaliran u čošak prostorije, zbog zahtevane slobodne vazdušne cirkulacije.

Temperatura prostorije je  $21C^0$  ( $5C^0$  manje ili više). Klimatizator mora biti uključen 24 sata na dan preko nedelje. Ako je hladnjak tipa vazduh-voda, zahteva se snaga od 3 kW. Ako je tipa voda-voda, zahteva se snaga od 0,3 kW.

Preporučeno je da monitor temperature bude instaliran tako da isključi sistem rada ako dođe do prekomernog povišenja topline u ovoj prostoriji.

Prostorija za skladište mora biti snabdevena sa dva zatvorena ventila da bude u stanju da prekine curenje vode. Odvod ili sud za curenje je zahtevan za ovu prostoriju.



Slika 5.6.1: Šematski izgled triju prostorija

## 6. Primena PET-tehnologije

### 6.1. Oblasti primene

PET se primenjuje pre svega u onkologiji, neurologiji i kardiologiji.

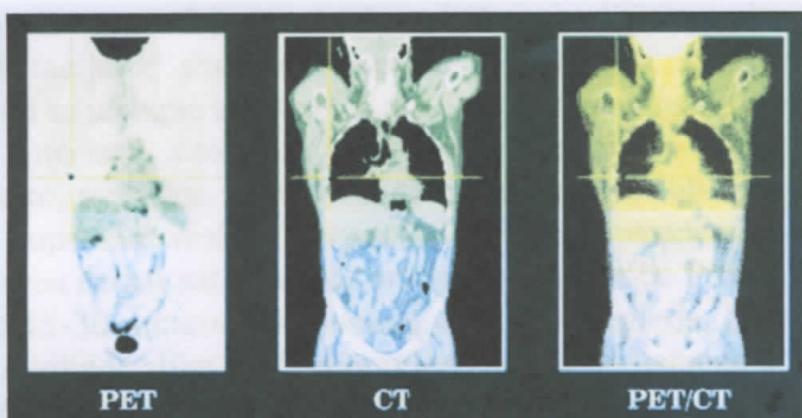
U onkologiji primena se bazira na sledeća oboljenja: karcinom pluća, debelog odnosno završnog creva, zatim karcinom vrata, jednjaka, dojke, pankreasa, žlezde, jajnika i prostate i na moždane tumore.

U neurologiji ima primenu pre svega u dijagnostici epilepsije i Alzheimer-bolesti.

U kardiologiji se dijagnostizuje infarkt srca.

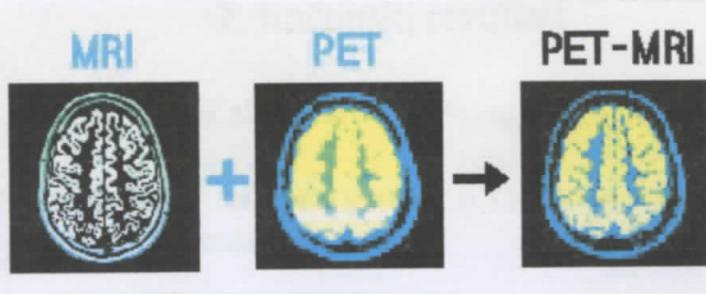
Cilj PET-tehnologije je da na vreme identificuje sve vrste karcinoma, da prikaže eventualno postojeće stadijume u raznim delovima organizma, dalje da utvrdi uz pomoć CT-a da lokalizuje mesto oboljenja i da odredi da li je tumor maligne ili benigne prirode. Na osnovu ovih utvrđivanja, u slučaju zaista postojecog tumora, može da se odredi odgovarajuća terapija.

### 6.2. Upoređivanje imidža



Slika6.2.1: Različitost imidža između PET i CT

Posmatrajući sliku, možemo jasno videti razliku između PET-imidža i CT-imidža. Imidž dobijen sa CT-tehnikom ima dobru rezoluciju pomoću čega se može lako lokalizovati mesto oboljenja. Međutim, ona prikazuje anatomske položaje organa, a u nekim slučajevima ovo može da bude kasno, pošto se već pojavila promena u funkciji kritičnog organa. Dakle CT sam u sebi nije dovoljan za sigurnu identifikaciju rane faze oboljenja, već mora „potražiti pomoć”, a najbolje rešenje je primena PET-a. PET sam u sebi nema toliko dobru rezoluciju kao CT, ali je zaista neophodan za rano iskazivanje oboljenja. Kombinacija oba imidža daje odličan pregled o tome, šta se „dešava” u organizmu.



Slika 6.2.2: Razlika imidža između PET i MRI

Sa ove slike se takođe vidi razlika. MRI, kao i CT, prikazuje anatomske odnose u organizmu a praktično ništa ne govori o biohemiji unutar organizma. Da bi sa sigurnošću mogli utvrditi, da li se radi eventualno o funkcionalnoj promeni nekog organa usled oboljenja, neophodno je MRI kombinovati sa PET. Ovakva fuzija imidža ove dve tehnike daju veoma dobru rezoluciju i lokalizaciju potencijalnog oboljenja.

### 6.3. Uslovi podvrgavanja tretmanu

Pre tretmana, 6 sati je neophodno gladovati, ali je potrebno pitи vodu radi održanja hidratacije. U slučaju dijabetesa, bolest treba prijaviti pre tretmana. Potom treba da se izbegne teži fizički rad dan pre tretmana. Pušenje pre tretmana takođe treba ignorisati, a redovno korišćene tablete nije neophodno.

Početkom tretmana pacijentu se intravenozno ubrizga mala količina radioaktivne supstance niske aktivnosti. Da bi se supstanca što više zgustila u organizmu, treba čekati sat vremena nakon ubrizgavanja. Proces pregleda u tom skeneru traje 15-30 minuta u zavisnosti od vrste pregleda. Za to vreme skener napravi preko hiljade slika. Nakon pregleda dolazi do usmene izjave rezultata, a potom se napravi CD sa snimljenim slikama, koji se da pacijentu.

Aktivnost intravenozno ubrizgane supstance FDG iznosi 6-10 mCi što odgovara vrednošću 222-370 MBq kod odraslih osoba, kod dece je to manje u skladu sa manjom telesnom težinom. Ova doza iznosi 7 mSv, što je praktično potpuno bezopasno, zato se PET zove *non-invaziv-nom* tehnikom. Važno je napomenuti, da je maksimalna godišnja doza 25 mSv.

### 6.4. Ograničenja PET-a

PET može dati loše rezultate u slučaju da hemijski balansi pacijenta nisu u redu. Rezultati dijabetičara ili pacijenta koji konzumira hranu u roku od 6 sati pre tretmana, mogu biti loši zbog pristupa veće količine šećera i inzulina u krvi.

## 7. Računski rezultati

### 7.1. Zakon radioaktivnog raspada

Zakon radioaktivnog raspada govori o tome na kakav način opada broj neraspadnutih jezgara u vremenu.

$$N(t) = N_0 2^{-t/T}, \lambda = \ln 2 / T$$

$N(t)$ -broj neraspadnutih jezgara posle vremena t

$N_0$ -broj jezgara u trenutku t=0

T-period poluraspada

$\lambda$ - verovatnoća raspada

$$A(t) = A_0 2^{-t/T}$$

$A(t)$ - aktivnost, broj raspadnutih jezgara za vreme t

$A_0$ - početna aktivnost

### 7.2. Rezultati

Prepostavimo da je instaliran PET/CT-uređaj u Sremskoj Kamenici ( što je inače i u planu ), i da je potrebno nabaviti dovoljnu količinu FDG za kliničku primenu iz Debrecena, gde se PET-tehnika koristi od 1994.

Pošto je pri tretmanu neophodna količina aktivnosti od recimo 10 mCi, treba da se izračuna kolika aktivnost treba da se donese iz Debrecena, da za određeno vreme dok se pređe relacija Debrecen-S.Kamenica, aktivnost padne na približno 10 mCi. Rezultati su sledeći:

$$A = 10 \text{ mCi} \quad A_0 = ? \text{ mCi}$$

$$T = 109,7 \text{ min}$$

$$t = 8 \text{ h} = 480 \text{ min}$$

$$A = A_0 2^{-t/T}$$

$$\boxed{A_0 = 207,76 \text{ mCi}}$$

Koristimo sledeću formulu da bi izračunali masu:  $A_0 = \lambda N_0 = \lambda N_A m_0 / M$

$$\boxed{m_0 = 2,18 \text{ ng}}$$

## Zaključak

U ovom radu su opisani osnovni principi korišćenja Pozitronske Emisione Tomografije. Naglasak je postavljen na neophodnost korišćenja ove noninvazivne dijagnostičke tehnologije, što se najbolje vidi kada se PET-imidž uporedi sa imidžom nekih drugih tehnika. Takođe, opisani su modovi u kojima se dobija rekonstrukcija slika, zatim materijali iz kojih se izrađuju scintilatori koji su optimalni za PET-detektore. Primena PET-a je takođe od velike važnosti, mada će se tek u budućnosti videti kako je ova tehnologija neizbežna pri svakoj dijagnostici. Naravno sam u sebi PET nije dovoljan za identifikaciju i lokalizaciju ikakve bolesti. On je u najvišoj meri koristan pri kombinaciji sa drugim tehnikama kao np. sa CT i MRI.

Pošto u Srbiji još nema PET-centra, stoga nisam imao priliku za nikakva eksperimentalna merenja, već sam uzeo kao korisnu ideju, da izračunam masu i aktivnost FDG, koju treba doneti iz Debrecena za primenu kod nas. Pošto ostali pozitron-emitujući izotopi, kao kiseonik, azot i ugljenik, imaju veoma mali period poluraspada, zato nisu pogodni za prenos preko više sata vremena. Inače u 95% slučajeva se koristi FDG, pošto ima optimalnu vrednost perioda poluraspada za kliničke svrhe.

## Literatura

1. Strother S., Casey M., Hoffman E. : Measuring PET scanner sensitivity, 1990
2. Williams J., Stearns C., Hoffman E. : Performance characteristics of a whole-body PET scanner, 1994
3. John L. Humm, Anatoly Rosenfeld, Alberto Del Guerra : From PET detectors to PET scanners, Physics Department, University of Wollongong, New South Wales, Australia, 2003
4. Gabriele Tarantola, Felicia Zito, Paolo Gerundini : PET Instrumentation and Reconstruction Algorithms in Whole-Body Applications, Department of Nuclear Medicine, Milano, Italy
5. Fredine H. Fahey : Data Acquisition in PET Imaging, PET Center, Wake Forest University School of Medicine, North Carolina
6. Adam M. Alessio, Paul E. Kinahan, Phillip M. Cheng : PET/CT scanner instrumentation, challenges and solutions, Department of Radiology, University of Washington, 2004
7. Trón Lajos : Pozitronemissziós Tomográfia, Debreceni Egyetem, Debrecen, PET-Centrum, 2001
8. Csiba László : Kezdeti tapasztalataink központi idegrendszeri PET-vizsgálatokkal, 1996
9. Novák László : PET a minden napos neurológiai és idegsebészeti diagnosztikában, 1996



## Kratka biografija

Rođen sam 14.08.1982 u Novom Sadu. Osnovnu školu sam završio u Srbobranu 1997. godine. Iste godine sam se upisao u gimnaziju u Bečeju, završio sam 2001. godine. Iste te godine sam upisao studije fizike ( smer-medicinska fizika ) na prirodno- matematičkom fakultetu u Novom Sadu.



Portrait photo

**UNIVERZITET U NOVOM SADU  
PRIRODNO-MATEMATIČKI FAKULTET**

**KLJUČNA DOKUMENTACIJSKA INFORMACIJA**

*Redni broj:*

**RBR**

*Identifikacioni broj:*

**IBR**

*Tip dokumentacije:*

**TD**

Monografska dokumentacija

**TZ**

Tekstualni štampani materijal

*Vrsta rada:*

**VR**

Diplomski rad

*Autor:*

**AU**

Arpad Dostan

*Mentor:*

**MN**

Prof.dr. Miroslav Vesović

*Naslov rada:*

**NR**

Primena Pozitronske Emisione Tomografije u medicinskoj dijagnostici

*Jezik publikacije:*

**JP**

srpski (latinica)

*Jezik izvoda:*

**JI**

srpski/engleski

*Zemlja publikovanja:*

**ZP**

Srbija

*Uže geografsko područje:*

**UGP**

Vojvodina

*Godina:*

**GO**

2007

*Izdavač:*

**IZ**

Autorski reprint

*Mesto i adresa:*

**MA**

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

*Fizički opis rada:*

**FO**

7/24/9/3/15/0/0

*Naučna oblast:*

**NO**

Fizika

*Naučna disciplina:*

**ND**

Medicinska fizika

*Predmetna odrednica/ ključne reči:*

**PO**

PET-izotopi, detekcija zračenja, 2D- i 3D-mod, koincidentni događaji, PET/CT, FDG, klinička primena PET-a

**UDK**

Biblioteka departmana za fiziku, PMF-a u Novom Sadu

*Čuva se:*

**ČU**

*Važna napomena:*

**VN**

nema

*Izvod:*

**IZ**

U radu su objašnjeni osnovni principi Pozitronske Emisione Tomografije, izbor izotopa za dijagnostičku primenu, rekonstrukcija imidža u 2D- i 3D-modu, zatim su opisani uslovi instalacije PET/CT-uredaja i upoređivanje PET-imidža sa ostalim medicinsko-dijagnostičkim imidžima.

*Datum prihvatanja teme od NN veća:*

**DP**

*Datum odbrane:*

**DO**

03.10.2007

*Članovi komisije:*

**KO**

Prof.dr. Ištván Bikit

*član:*

Prof.dr. Miroslav Vesović

*član:*

Prof.dr. Slobodanka Stanković

UNIVERSITY OF NOVI SAD  
FACULTY OF SCIENCE AND MATHEMATICS

KEY WORDS DOCUMENTATION

<i>Accession number:</i>	
<b>ANO</b>	
<i>Identification number:</i>	
<b>INO</b>	
<i>Document type:</i>	Monograph publication
<b>DT</b>	
<i>Type of record:</i>	Textual printed material
<b>TR</b>	
<i>Content code:</i>	Final paper
<b>CC</b>	
<i>Author:</i>	Arpad Dostan
<b>AU</b>	
<i>Mentor/comentor:</i>	Prof.dr. Miroslav Veskovic
<b>MN</b>	
<i>Title:</i>	Application of Positron Emission Tomography in medical diagnosis
<b>TI</b>	
<i>Language of text:</i>	Serbian (Latin)
<b>LT</b>	
<i>Language of abstract:</i>	English
<b>LA</b>	
<i>Country of publication:</i>	Serbia
<b>CP</b>	
<i>Locality of publication:</i>	Vojvodina
<b>LP</b>	
<i>Publication year:</i>	2007
<b>PY</b>	
<i>Publisher:</i>	Author's reprint
<b>PU</b>	
<i>Publication place:</i>	Faculty of Science and Mathematics, Trg Dositeja Obradovića 4, Novi Sad
<b>PP</b>	
<i>Physical description:</i>	7/24/9/3/15/0/0
<b>PD</b>	
<i>Scientific field:</i>	Physics
<b>SF</b>	
<i>Scientific discipline:</i>	Medical Physics
<b>SD</b>	
<i>Subject/ Key words:</i>	PET-isotopes, detection of radiation, 2D- and 3D-mode, coincidental events, PET/CT, FDG, clinical application of PET
<b>SKW</b>	
<b>UC</b>	
<i>Holding data:</i>	Library of Department of Physics, Trg Dositeja Obradovića 4
<b>HD</b>	
<i>Note:</i>	none
<b>N</b>	
<i>Abstract:</i>	In this paper are explained a fundamental principles of Positron Emision Tomography, a choice of isotopes for clinical application, reconstruction of images in 2D- and 3D-mode, then are described requirements about installation of PET/CT-machine and compared PET-images with other medical-diagnostic images
<b>AB</b>	
<i>Accepted by the Scientific Board:</i>	
<b>ASB</b>	
<i>Defended on:</i>	03.10.2007
<b>DE</b>	
<i>Thesis defend board:</i>	
<b>DB</b>	
<i>President:</i>	Prof.dr. Istvan Bikit
<i>Member:</i>	Prof.dr. Miroslav Veskovic
<i>Member:</i>	Prof.dr. Slobodanka Stankovic