



UNIVERZITET U NOVOM SADU
PRIRODNO-MATEMATIČKI
FAKULTET
DEPARTMAN ZA FIZIKU



УНИВЕРЗИТЕТ У НОВИМ
ПРИРОДНО-МАТЕМАТИЧКИ ФАКУЛТУТ

ПРИМЉЕНО:	10. јул 2008
ОРГАНИЗЈЕД	БРОЈ
0603	9/933

**Pozitronska Emisiona Tomografija –
Detekcioni sistem i dnevna kontrola kvaliteta
na „Institutu za Onkologiju, Sremska Kamenica“**

- diplomski rad -

Mentor: Prof. dr Miroslav Vesović

Kandidat: Borko Basarić

Novi Sad, 2008.

SADRŽAJ

Uvod.....	3
1. FIZIKA POZITRONA	4
1.1. Producija pozitrona.....	4
1.2. Anihilacija.....	6
1.3. Domet pozitrona i nekolinearnost.....	8
1.4. Interakcija 511 keV fotona sa materijom.....	11
1.4.1. Fotoelektrični efekat	11
1.4.2. Komptonovo rasejanje.....	12
1.4.3. Relativna dominantnost individualnih efekata.....	15
1.5. Atenuacioni zakon.....	16
2. DETEKTORI ANIHLACIONOG ZRAČENJA.....	23
2.1. Scintilatori.....	24
2.1.1. Scintilacioni proces i kristali korišćeni u PET-u.....	26
2.1.2. LSO (Lutecijum oksortosilikat) – Detektorski materijal.....	28
2.2. Fotomultiplikatorske cevi.....	31
2.2.1. Poluprovodnički fotodetektori.....	32
2.3. Blok detektor.....	33
2.4. Kontinualna gama-kamera.....	37
2.5. Ostali scintilacioni detektori: <i>Position-sensitive</i> i višekanalne fotomultiplikatorske cevi	39
2.5.1. <i>Depth-encoding</i> detektori.....	39
2.6. Ostali gama-detektori.....	41
2.6.1. Direktna detekcija pomoću poluprovodničkih materijala.....	42
3. SAKUPLJANJE PODATAKA. PET KONFIGURACIJE.....	43
3.1. Koincidentna detekcija	43
3.2. PET kamera: Koncept	44
3.3. Tipovi događaja	45
3.3.1. Slučajne koincidencije	46
3.3.2. Rasejane koincidencije	46
3.3.3. Višestruke koincidencije	47
3.3.4. „ <i>Prompt</i> “ koincidencije	47
3.4. Rezolucija: funkcije koincidentnog odgovora	47
3.5. Osetljivost: detektorska i geometrijska efikasnost.....	51



3.6. Prikaz podataka – Sinogram.....	53
3.6.1. Prikupljanje 2D podataka.....	55
3.6.2. Prikupljanje 3D podataka.....	57
3.6.3. Protokoli akvizicije podataka.....	59
 4. PROGRAM OSIGURANJA KVALITETA.....	60
4.1. Uvod.....	60
4.2. Kontrola kvaliteta PET-a.....	60
4.2.1. Biograph True Point PET/(CT) ; Dnevna Kontrola Kvaliteta.....	61
4.2.2. ⁶⁸ Ge (Germanijum - 68) ; Karakteristike.....	63
4.2.3. ⁶⁸ Ga (Galijum – 68); Karakteristike	64
4.3. PRIKAZ PODATAKA DOBIJENIH U PROTOKOLU DNEVNE KONTROLE KVALITETA PET-a (13.06.2008. „Institut za Onkologiju, Sremska Kamenica“ „Centar za Imaging“)	65
4.4. ZAKLJUČAK.....	69
4.5. PRILOG: Tehnička specifikacija Pozitronsko-emisionog tomografa „Biograph 16“ proizvođača „Siemens“ instaliranog na „Institutu za Onkologiju, Sremska Kamenica“, u „Centru za Imaging“.	69
 SPISAK KORIŠĆENE LITERATURE.....	72

UVOD

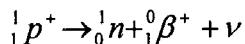
Pozitronska Emisiona Tomografija (PET) predstavlja tehniku nuklearnog imidžinga koja se koristi karakteristikama pozitronskog raspada radionuklida. Ovi radionuklidi su stvoreni u ciklotronu i oni služe kao obeleživači biološkog regiona od interesa. Radioobeleživač ($10^{13} - 10^{15}$ molekula) se unosi u telo pacijenta intravenozno, injekcijom, i distribuira se u telu u skladu sa biohemijskim osobinama tkiva. Kada dođe do radioaktivnog raspada, pozitron se emituje iz jezgra, što preko anihilacije sa elektronom dovodi do emisije visokoenergetskih fotona koji sa velikom verovatnoćom prolaze kroz telo pacijenta. PET skener se sastoji od niza detektora koji okružuju objekat od interesa i dizajnirani su tako da fotone koji su nastali putem anihilacije konvertuju u električni signal (preko zabeleženih koincidencija) koji se može čitati/analizirati putem određene elektronike. Tokom tipičnog PET skeniranja detektovaće se $10^6 - 10^9$ događaja. Ovi događaji mogu biti korigovani iz više razloga, a potom rekonstruisani u tomografsku sliku koristeći matematičke algoritme. Ishod procesa rekonstrukcije predstavlja 3D slika gde je intenzitet signala u bilo kom vokselu proporcionalan količini radionuklida u datom vokselu. PET slike nam omogućuju kvantitativno mapiranje prostorne distribucije radioobeleživača. Takođe, moguće je i merenje koncentracije radionuklida u tkivima u funkciji vremena, dobijajući tako informaciju o brzinama pojedinih bioloških procesa.

S obzirom na činjenicu da se pomoću PET skenera dobija informacija o metabolizmu pacijenta, odnosno informacija o fiziološkim procesima, te znajući da fiziološke promene u organizmu nastaju pre anatomske, PET skener predstavlja najsavršenije onkološko dijagnostičko sredstvo u upotrebi danas.

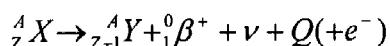
1. FIZIKA POZITRONA

1.1. Producija pozitrona

Postoje dva načina produkcije pozitrona: preko *producije parova i transformacije jezgra*. Čest način raspada jezgra sa viškom protona (u odnosu na neutrone) je preko emisije pozitrona (beta-pozitivan raspad). U suštini, proton u jezgru atoma se konvertuje u neutron i pozitron:

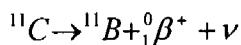


Pozitron je antičestica elektrona sa istom masom kao elektron, ali sa suprotnim znakom naelektrisanja. Pozitron izleće iz jezgra zajedno sa neutrinom. Opšta formula za pozitronski raspad preko transformacije jezgra je:

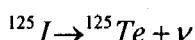


gde je Q energija. S obzirom na činjenicu da jezgro potomka poseduje redni broj za jedan manji od roditeljskog jezgra, jedan od orbitalnih elektrona mora biti izbačen iz atoma kako bi se izbalansiralo ukupno naelektrisanje atoma. Ovo se često dešava putem procesa koji se naziva *UNUTRAŠNJA KONVERZIJA* gde jezgro snabdeva orbitalni elektron sa energijom većom od energije veze i omogućava mu da napusti atom sa određenom kinetičkom energijom. Kako su u pozitronskom raspadu emitovani i pozitron i elektron, jezgro potomka će biti lakše za najmanje dve mase elektrona.

Primer radionuklida koji se raspada pozitronskom emisijom je ^{11}C :



Energija oslobođena tokom emisije pozitrona se deli između novonastalog jezgra, pozitrona i neutrina. Pozitroni su, dakle, emitovani sa različitim energijama koje variraju od nule do E_{MAX} . Maksimalna energija pozitrona se određuje preko razlike atomskih masa između roditeljskog i novonastalog atoma uzimajući u obzir gama-emisiju iz pobuđenih stanja koje mogu nastati ukoliko prelazi između dva jezgra nisu iz osnovnih stanja. Srednja kinetička energija emitovanih pozitrona je približno $0.33 E_{MAX}$. Radionuklidi bogati protonima se takođe mogu raspasti i preko *ZAHVATA ELEKTRONA* (*electron capture*). U ovom slučaju jezgro zahvata orbitalni elektron i konvertuje proton u neutron, smanjujući tako redni broj Z za jedan. I u ovom slučaju se oslobađa neutrino. Primer elektronskog zahvata:



Raspad jezgra preko elektronskog zahvata može dovesti do emisije X-zraka (popunjavanjem orbitalne vakancije dobijene zahvatanjem elektrona od strane jezgra) ili do gama-emisije (elektronski zahvat tada ostavlja jezgro u pobudenom stanju, a prelazak u osnovno stanje se vrši preko gama-emisije). Raspad jezgra preko elektronskog zahvata i preko emisije pozitrona su

konkurentni procesi. U slučaju jezgara sa niskim Z dominantan proces pri raspadu jezgra je emisija pozitrona, dok je zahvat elektrona verovatniji kod jezgara sa višim Z .

Radionuklid	Vreme poluraspada	$E_{\max} (\text{MeV})$	Frakcija raspada emisijom pozitrona
^{11}C	20.4 min	0.96	1.00
^{13}N	9.97 min	1.20	1.00
^{15}O	122 s	1.73	1.00
^{18}F	109.9 min	0.63	0.97
^{22}Na	2.60 god	0.55	0.90
^{62}Cu	9.74 min	2.93	0.97
^{64}Cu	12.7 h	0.65	0.29
^{68}Ga	67.6 min	1.89	0.89
^{76}Br	16.2 h	različito	0.56
^{82}Rb	1.27 min	2.60; 3.38	0.96
^{124}I	4.17 dan	1.53; 2.14	0.23

Tabela 1: Radionuklidi koji se raspadaju pozitronskim raspadom, a koju su relevantni u PET imidžingu, i njihove osobine; PET physics and instrumentation, Michael E. Phelps, PhD, University of California School of Medicine Los Angeles, CA 90095, USA; Library of Congress Control Number: 2006920199

Radionuklid	Domet u vodi (mm)	
	Maksimalni	Srednji
^{11}C	4.1	1.1
^{13}N	5.1	1.5
^{15}O	7.3	2.5
^{18}F	2.4	0.6
^{68}Ga	8.2	2.9
^{82}Rb	14.1	5.9

Tabela 2: Maksimalni i srednji domet pozitrona u vodi nastalih raspadom radioniklida relevantnih u PET imidžingu; Dale L Bailey, David W Townsend, Peter E Valk and Michael N Maisey (Eds) Positron Emission Tomography © Springer-Verlag London Limited 2005.

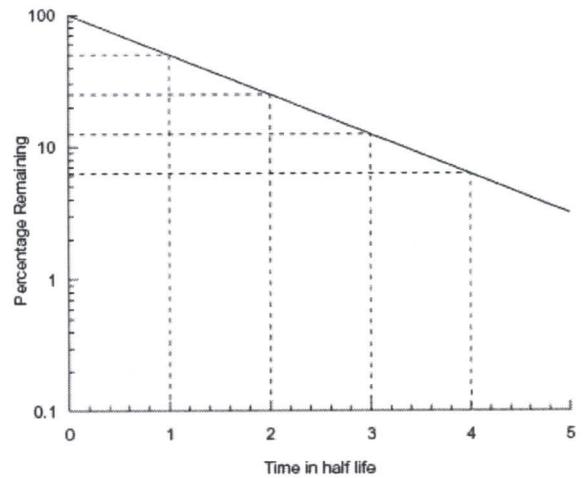
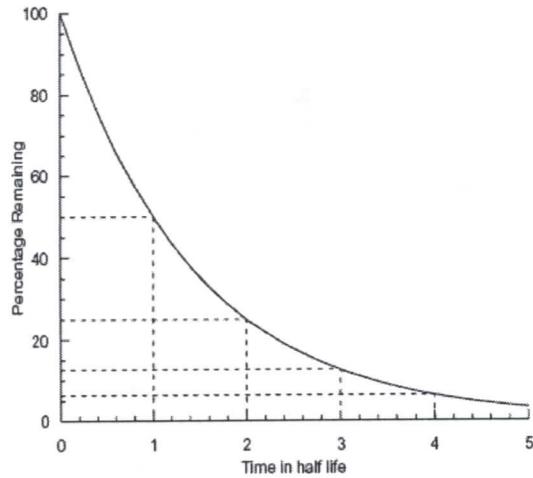
U tabelu 1 su uključene i neke karakteristike pozitronskog raspada kao što su period poluraspada jezgra, maksimalna kinetička energija emitovanih pozitrona E_{MAX} , frakcija raspada pozitronskom emisijom.

Odnos između aktivnosti A u vremenu t i vremena poluraspada $T_{1/2}$ je:

$$A(t) = A(0) \exp(-\lambda t) = A(0) \exp(-\ln 2 \cdot \frac{t}{T_{1/2}})$$

Gde je $A(0)$ aktivnost uzorka na početku merenja vremena, $A(t)$ aktivnost uzorka nakon vremenskog intervala t , λ konstanta radioaktivnog raspada. Aktivnost se meri u jedinici broja raspada u sekundi:

$$\begin{aligned} 1 \text{ Bekerel (Bq)} &= 1 \text{ raspad u sekundi} \\ 1 \text{ Kiri (Ci)} &= 3.7 \cdot 10^{10} \text{ Bq} \end{aligned}$$



Slika 1: Radioaktivni raspad prati eksponencijalnu formu grafika (slika levo), odn. linearnu formu (slika desno) datu u log-linearni skali; Dale L Bailey, David W Townsend, Peter E Valk and Michael N Maisey (Eds) Positron Emission Tomography © Springer-Verlag London Limited 2005

1.2. Anihilacija

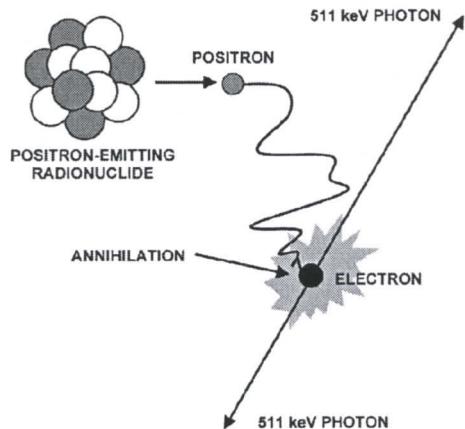
Pozitron koji prati β^+ raspad ima veoma kratak život u materijalu koji je bogat elektronima (kao npr. tkiva). On rapidno gubi kinetičku energiju u neelastičnim sudarima sa atomskim elektronima u tkivima. Kada izgubi veći deo svoje energije (tipično u $10^{-1} - 10^{-2} \text{ cm}$, u zavisnosti od svoje energije) kombinovaće se sa elektronom i formirati stanje slično atomu vodonika poznato pod imenom **POZITRONIJUM**.

Po analogiji sa atomom vodonika, proton koji formira jezgro vodonika je zamjenjen pozitronom. Ovo stanje traje oko 10^{-10} s pre nego što počne proces nazvan **ANIHILACIJA** gde se masa elektrona i pozitrona pretvara u elektromagnetsko zračenje. S obzirom da su pozitron i elektron praktično u stanju mirovanja kada se desi anihilacija, oslobođena energija uglavnom dolazi od masa tih čestica. Relacija između mase i energije je data Ajnštajnovom relacijom:

$$E = mc^2 = m_e c^2 + m_p c^2$$

Gde je m_e masa elektrona, m_p masa pozitrona, a c je brzina svetlosti ($3 \cdot 10^8 \text{ m/s}$). Uzimajući u obzir mase mirovanja elektrona, pozitrona i prethodnu jednačinu, dobijamo da je oslobođen energija 1.022 MeV . Energija se oslobođa u vidu visokoenergetskih fotona. Kako su pozitron i elektron prilikom anihilacije skoro u stanju mirovanja, ukupni moment impulsa je približno jednak nuli. Da bi bili očuvani zakoni odražanja energije i momenta impulsa, nije moguće da rezultat anihilacije bude samo jedan foton; u tom slučaju bi vektor ukupnog momenta impulsa bio u pravcu i smeru kretanja fotona. Zapravo, rezultat anihilacije su dva fotona u suprotnim smerovima (180°) koji nose energiju od 1.022 MeV , odnosno 511 keV svaki, čime su zakoni održanja potvrđeni. Postoji i tzv. viši red anihilacije gde se emituju više od dva fotona, ali se one dešavaju u samo 0.003% slučajeva. Proces anihilacije sadrži u sebi veliki broj kvalitetnih osobina koji dovode do koncepta zvanog PET (Pozitronska Emisiona Tomografija).

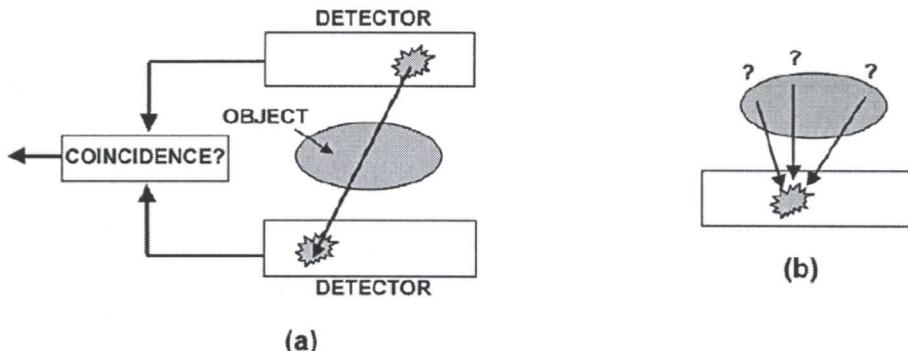
Prvo, gama-fotoni nastali anihilacijom pozitrona i elektrona poseduju veliku energiju (grubo, 10 puta veću nego dijagnostički X-zraci) što znači da postoji velika verovatnoća da ti fotoni "pobegnu" iz tela pacijenta.



Slika 2: Emisija pozitrona, elektron-pozitron anihilacija koja rezultuje sa dva fotona od 511 keV pod 180° . Mesto anihilacije je veoma blizu mesta emisije pozitrona s obzirom na činjenicu da pozitroni veoma rapidno gube svoju energiju.

Drugo, dotična dva emitovana fotona se nalaze u tačno utvrđenoj geometrijskoj vezi. Ukoliko je moguća detekcija oba fotona, linija koja spaja lokacije detekcije prolazi direktno kroz tačku anihilacije. S obzirom na to da je lokacija anihilacije veoma blizu mesta emitovanja pozitrona, na tzv. liniji odgovora (*line of response*) dobijamo i informaciju o tome gde se nalazilo radioaktivno jezgro.

Treće, svi pozitronski emiteri, bez obzira na element (redni broj atoma) ili energiju pozitrona, na kraju dovode do emisije dva suprotno usmerena fotona energija od po 511 keV .



Slika 3: a: Radionuklidi koji se raspadaju pozitronskim raspadom preko anihilacije pozitrona i elektrona daju dva suprotno usmerena fotona (pod uglom od 180°) energija od po 511 keV. Ukoliko su oba anihilaciona fotona detektovana, lokacije detekcije određuju liniju na kojoj se nalazilo radioaktivno jezgro u momentu anihilacije; b: Radionuklidi koji emituju samo jedan foton u procesu raspada jezgra ne daju nikakvu pozicionu informaciju.

Proces anihilacije predstavlja osnovu PET imidžinga. PET skener je dizajniran da detektuje i lokalizuje simultane, suprotno usmerene anihilacione fotone koji su emitovani prateći pozitronski raspad datog jezgra.

Postoje dva načina formiranja slike na osnovu detektovanih lokacija pozitronskog raspada radioaktivnih atoma. Prvi način, koji je i jednostavniji, koristi se merenjem vremenske razlike detekcije dva anihilaciona fotona. Relacija između vremenske razlike detekcije dva anihilaciona fotona, Δt , i položaja d anihilacije u odnosu na tačku na polovini rastojanja između dva data detektora je data sa:

$$d = \frac{\Delta t \cdot c}{2}$$

gde je c brzina svetlosti ($3 \cdot 10^8 \text{ m/s}$). U praksi, ovaj metod poznat pod imenom *VREME LETA* (*time of flight*) i veoma je komplikovan i skup. Pristup u rešavanju ovog problema koji je danas u upotrebi je koncept kompjuterizovane tomografije. Mereći ukupnu radioaktivnost na linijama odgovora pod različitim uglovima i koristeći matematičke algoritme moguće je rekonstruisati sliku preseka objekta od interesa koja označava mapu koncentracija radioaktivnog pozitronskog emitera u samom posmatranom objektu.

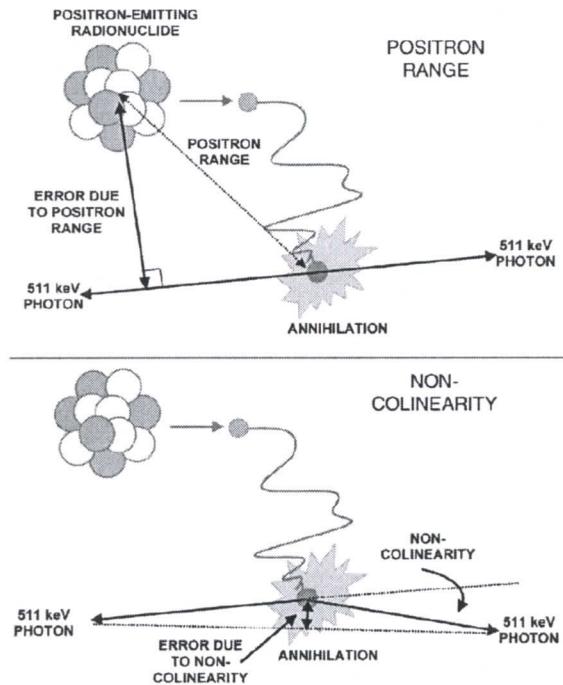
1.3. Domet pozitrona i nekolinearnost

Postoje dva efekta u PET imidžingu koja dovode do grešaka u određivanju linije odgovora na kojoj se nalazio radionuklid. Ovi efekti na određeni način ograničavaju prostornu rezoluciju koja se može postići pomoću PET skenera i javljaju se u vidu zamućenja dijagnostičke slike. Jedan od njih je *DOMET POZITRONA*.

Domet pozitrona predstavlja razdaljinu između lokacije emisije pozitrona od strane radioaktivnog jezgra i mesta anihilacije tog pozitrona i elektrona. PET skener zapravo definije liniju odgovora na kojoj se desila anihilacija, A NE LINIJI ODGOVORA NA KOJOJ SE NALAZILO RADIOAKTIVNO JEZGRO. S obzirom na činjenicu da pozitron prati izlomljenu putanju u tkivu, ukupna dužina puta koju pređe pozitron je mnogo veća od njegovog dometa. U PET analizi je u ovom slučaju jedino bitno kolika je normalna distanca radioaktivnog jezgra u

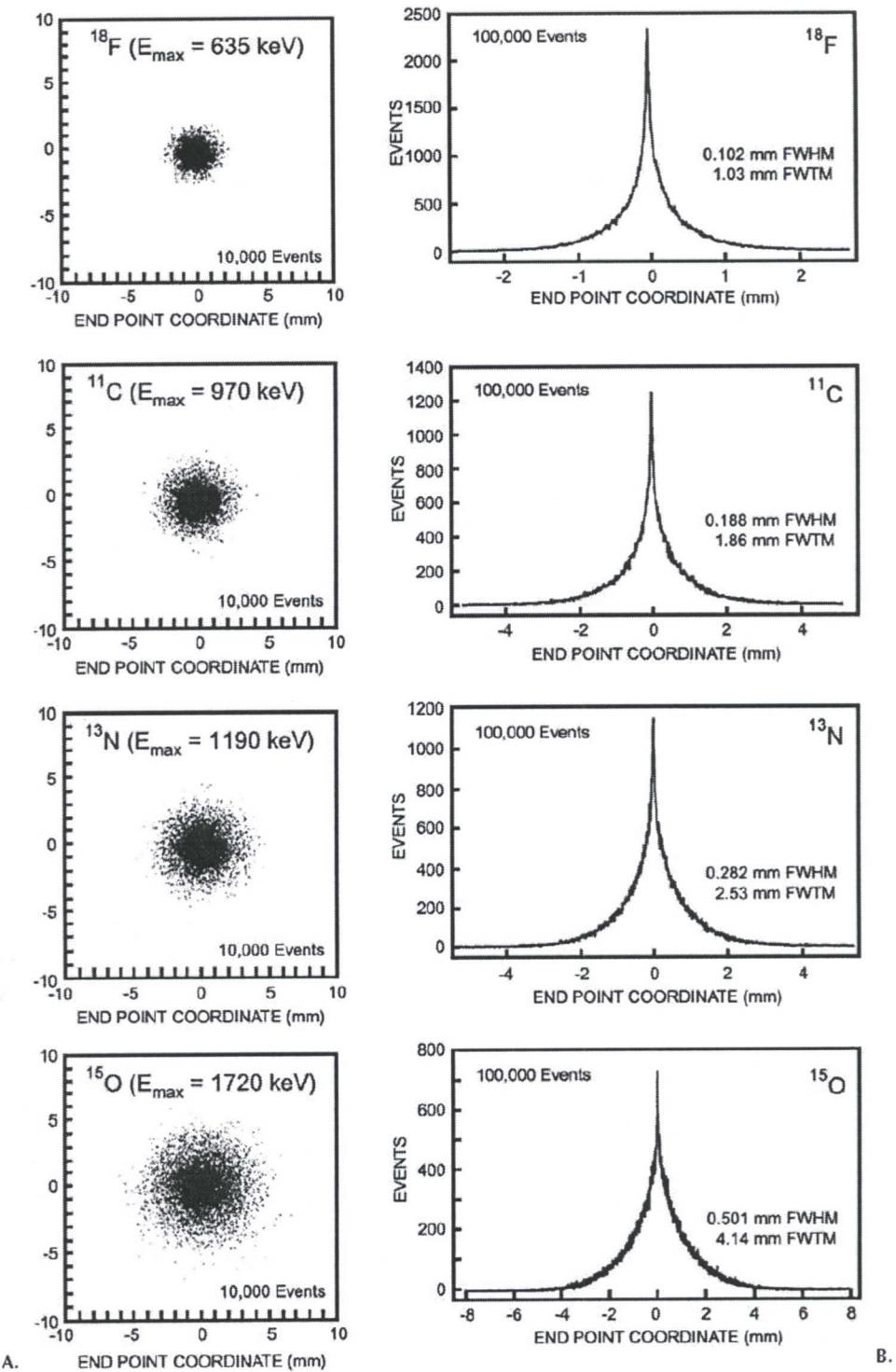
odnosu na liniju odgovora, tj. tačku anihilacije i upravo ta distanca je odgovorna za zamućenje koje se javlja na dijagnostičkoj slici.

Kao što je pomenuto, radionuklidi se razlikuju po energijama emitovanih pozitrona. Slika 5 upravo prikazuje lokaciju anihilacije od strane tačkastog izvora u centru bloka tkiva ekvivalentnog (sličnog) materijala. Primetićemo da je distribucija šira za ^{15}O (pozitronski emiter sa $E_{MAX} = 1.72\text{MeV}$) u poređenju sa ^{18}F (pozitronski emiter sa $E_{MAX} = 0.64\text{MeV}$). Profili ovih distribucija pokazuju da one nisu Gausovske prirode i da ih je najbolje fitovati sa eksponencijalnim funkcijama. Efekat zamućenja na PET slici iznosi od nekoliko desetih delova milimetra do nekoliko milimetara u zavisnosti od radionuklida i maksimalne energije emitovanih pozitrona.



Slika 4: Greška u određivanju lokacije radionuklida kao posledica dometa pozitrona (slika gore) i kao posledica nekolinearnosti (slika dole). Domet pozitrona zavisi od njegove energije. Nekolinearnost fotona ne zavisi od vrste radionuklida. U realnosti, devijacija u odnosu na 180° iznosi $\pm 0.25^\circ$.

Drugi efekat proizilazi iz činjenice da pozitron i elektron nisu u stanju mirovanja prilikom anihilacije. Mali rezultujući moment impulsa nam govori da anihilacioni fotoni neće u potpunosti zaklapati ugao od 180° jedan u odnosu na drugi. Ovaj efekat je poznat pod nazivom NEKOLINEARNOST.



Slika 5: A: Simulacije koje prikazuju distribuciju lokacija anihilacija nekih radionuklida u vodi za pozitrone emitovane iz centra slike (pozicija 0.00 mm); B: profili distribucija simulacije koji prikazuju izmerene FWHM (full width at half maximum) i FWTM (full width at tenth maximum) distribucija. (Levin C, Hoffman EJ. Phys Med Biol 1999, 44: 781–799.)

Efekat nekolinearnosti fotona je nezavisan od izbora radionuklida zato što pozitroni moraju izgubiti svoju energiju pre nego što dođe do anihilacije, što znači da energija emitovanog

pozitrona u ovom slučaju nije bitna. Distribucija emitovanih uglova je grubo Gausovskog tipa sa FWHM od oko 0.5° . Efekat zamućenja usled nekolinearnosti Δ_{nc} se može proceniti kao: $\Delta_{nc} = 0.0022 \cdot D$, gde je D prečnik PET skenera. Greška se povećava linearno sa povećanjem prečnika PET skenera. I ovde, kao i u prethodnom slučaju (domet pozitrona) efekat zamućenja je mali u odnosu na rezoluciju detektora.

1.4. Interakcije 511 - keV fotona sa materijom

Fotoni mogu učestvovati u više različitim interakcijama sa atomima atenuatora. Verovatnoća (ili presek) za određenu interakciju zavisi od energije fotona i rednog broja Z mete. Interakcije fotona mogu biti i sa čvrsto vezanim elektronom, odnosno atomom kao celinom (fotoelektrični efekat, koherentno rasejanje), sa poljem jezgra (producija parova) ili sa orbitalnim elektronom (Komptonov efekat, produkcija triplata).

Veoma je bitno razumeti kako 511 keV fotoni emitovani u procesu anihilacije interaguju sa okolnim tkivom koje ih okružuje, zatim sa detektorskim materijalom, kolimatorskim materijalima itd. Fotoelektrični efekat, Komptonovo rasejanje su dva glavna mehanizma interakcije 511 keV fotona u materiji.

1.4.1. Fotoelektrični efekat

U fotoelektričnom efektu foton interaguje sa čvrsto vezanim orbitalnim elektronom atenuatora i nestaje, dok orbitalni elektron biva izbačen iz atoma kao fotoelektron sa kinetičkom energijom KE koja je data kao:

$$KE = h\nu - BE$$

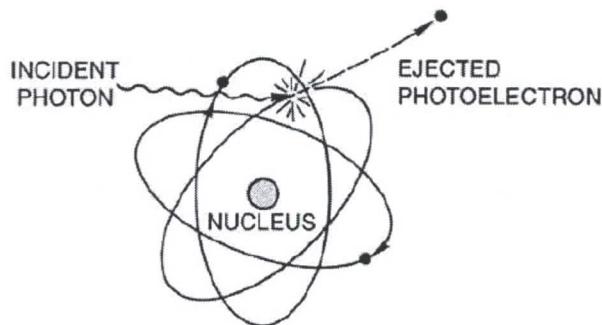
gde je $h\nu$ energija upadnog fotona, BE (*binding energy*) vezujuća energija elektrona.

Atomski atenuacioni koeficijent τ_a za fotoefekat je proporcionalan sa $Z^4/(h\nu)^3$ dok je maseni atenuacioni koeficijent τ_m proporcionalan sa $(Z/h\nu)^3$.

Kada se $h\nu$ izjednači sa BE za određenu ljušku atoma apsorbera, tada nastaju oštiri diskontinuiteti na grafiku zavisnosti $\tau_m = f(h\nu)$. Ovi diskontinuiteti su nazvani *APSORPCIONE IVICE* i oni nam kazuju da se fotoefekat ne javlja u slučaju $BE > h\nu$. Prosečna energija prenesena sa fotona energije $h\nu > BE_k$ na elektron \overline{KE}_{tr}^{PE} data je u obliku:

$$\overline{KE}_{tr}^{PE} = h\nu - P_k \omega_k BE_k$$

gde je BE_k vezujuća energija elektrona u K ljudsci, P_k je frakcija (deo) svih fotoelektričnih interakcija koje se dešavaju u K ljudsci, a ω_k predstavlja fluorescentnu produkciju za K ljudsku. Raspon za P_k varira od 1.0 za niske redne brojeve Z do 0.8 za visoke redne brojeve. Foton iz elektromagnetne oblasti X-zraka koji je jednak energiji veze orbitalnog elektrona se potom generiše kao rezultat popunjavanja praznog stanja elektronima sa viših orbita. Ovi X-zraci imaju tipične energije od nekoliko desetina keV , ali se i oni brzo apsorbuju u medijumu. Ukupan rezultat fotoelektrične interakcije predstavlja potpuna apsorpcija 511 keV fotona čija energija se lokalno deponuje (u okviru sfere prečnika nekoliko stotina mikrona). Fotoelektrični efekat dominira u ljudskom tkivu pri energijama fotona manjim od 100 keV .



Slika 6: Šematski prikaz fotoelektričnog efekta. Upadni (incidentni) foton prenosi svu svoju energiju na elektron koji se izbacuje iz atoma.

1.4.2. Komptonovo rasejanje

Komptonov efekat (nekoherentno rasejanje) je interakcija fotona sa slobodnim stacionarnim orbitalnim elektronom. Incidentni foton energije $h\nu$ gubi deo svoje energije na račun uzmaka (Komptonovog) elektrona i biva rasejan pod uglom θ . Njegova energija posle rasejanja iznosi $h\nu'$. Ugao ϕ predstavlja ugao između pravca kretanja upadnog fotona i pravca kretanja uzmaknutog elektrona.

Razlika talasnih dužina pre i posle rasejanja $\Delta\lambda$ data je čuvenom Komptonovom jednačinom:

$$\Delta\lambda = \lambda_C (1 - \cos\theta)$$

gde je λ_C Komptonova talasna dužina elektrona izražena kao:

$$\lambda_C = \frac{h}{m_e c} = 0.024 \text{ } \overset{\circ}{A}$$

Razlika talasnih dužina $\Delta\lambda$ je određena pomoću jednačina koje predstavljaju zakone održanja energije i impulsa.

$$h\nu + m_e c^2 = h\nu' + m_e c^2 + KE$$

$$\frac{h\nu}{c} = \frac{h\nu'}{c} \cos \theta + \frac{m_e c}{\sqrt{1 - \left(\frac{v}{c}\right)^2}} \cos \phi$$

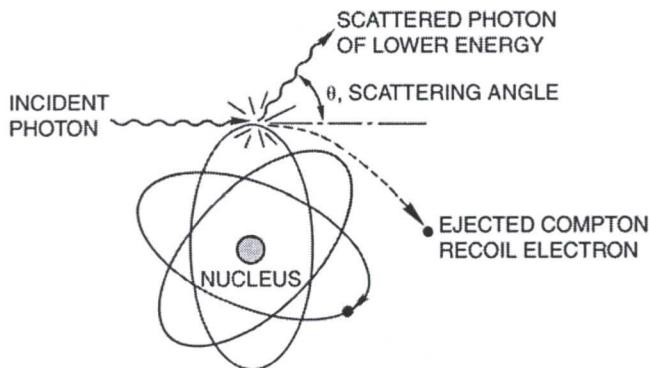
$$0 = \frac{h\nu'}{c} \sin \theta - \frac{m_e c}{\sqrt{1 - \left(\frac{v}{c}\right)^2}} \sin \phi$$

Prva jednačina predstavlja zakon održanja energije, dok druge dve predstavljaju zakon održanja impulsa u smeru x i y ose respektivno.

Primjenjujući zakone održanja energije i impulsa dobijamo vezu između prvobitne energije fotonu E , energije rasejanog fotona E_{sc} (scatter) i ugla rasejanja θ :

$$E_{sc} = \frac{\frac{m_e c^2}{m_e c^2 + 1 - \cos \theta}}{E}$$

U ovoj jednačini, m_e je masa elektrona u mirovanju, c je brzina svetlosti u vakuumu. Koristeći jedinice elektronvolt (eV), proizvod $m_e c^2$ je jednak 511 keV .



Slika 7: Šematski prikaz Komptonovog rasejanja u kome incidentni foton prenosi deo svoje energije na slabo vezani orbitalni (ili slobodan) elektron

Posmatrajući iz ugla PET procedure, energija upadnog fotona je 511 keV , te se prethodna jednačina transformiše na sledeći način:

$$E_{sc} (keV) = \frac{511}{2 - \cos \theta}$$

Energija koja je prenesena na uzmaknut elektron, E_{re} (*recoil*) je jednaka $E - E_{sc}$:

$$E_{re} = E - E_{sc} = E \cdot \frac{(1 - \cos \theta)}{\frac{m_e c^2}{E} + 1 - \cos \theta}$$

Tako da, kad opet zamenimo $E=511keV$, dobijamo:

$$E_{re} (keV) = 511 \cdot \frac{1 - \cos \theta}{2 - \cos \theta}$$

Maksimalna energija koja može biti prenesena na elektron (a time i na medijum) je kada se foton raseje pod uglom od 180° . Verovatnoća Komptonovog rasejanja po jedinici dužine je linearno proporcionalna rednom broju medijuma Z . Iz prethodnih jednačina vidimo da je maksimalna moguća energija koju elektron može da primi 340.67 keV , odnosno da je minimalna energija rasejanog fotona 170.33 keV .

Efekat Komptonskog rasejanja dominira u ljudskom tkivu pri energijama većim od 100 keV i manjim od 2 MeV .

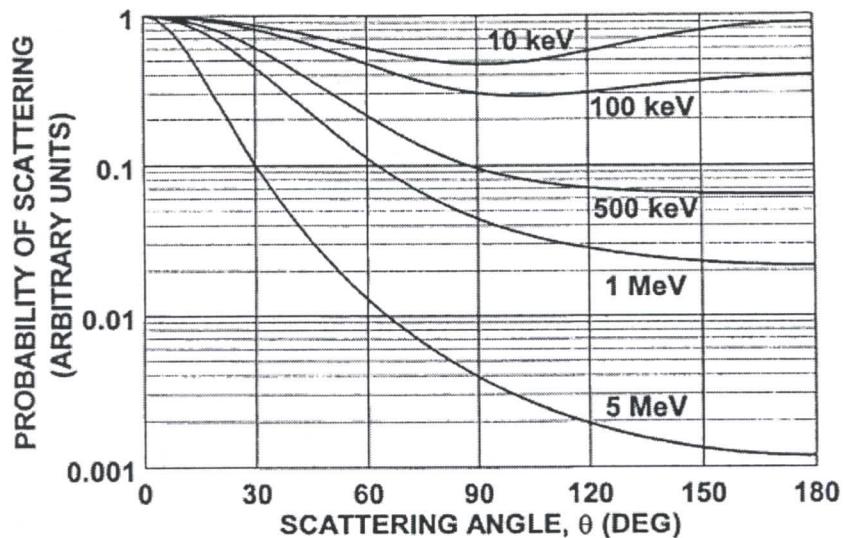
Uglovna distribucija rasejanih fotona je data *Klein-Nischina*-om jednačinom:

$$\frac{d\sigma}{d\Omega} = Zr_0^2 \left(\frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos \theta)} \right)^2 \left(\frac{1 + \cos^2 \theta}{2} \right) \left(1 + \frac{\alpha^2(1 - \cos \theta)^2}{(1 + \cos^2 \theta)(1 + \alpha(1 - \cos \theta))} \right)$$

gde je $\frac{d\sigma}{d\Omega}$ diferencijalni presek rasejanja, Z je redni broj atoma na kome se dešava rasejanje,

r_0 je klasični radijus elektrona, $\alpha = \frac{E}{m_e c^2}$.

Uglovna distribucija je nezavisna u odnosu na medijum, ali u strogoj zavisnosti od energije fotona. Angularna distribucija rasejanih fotona u funkciji energije je prikazana na slici 8.



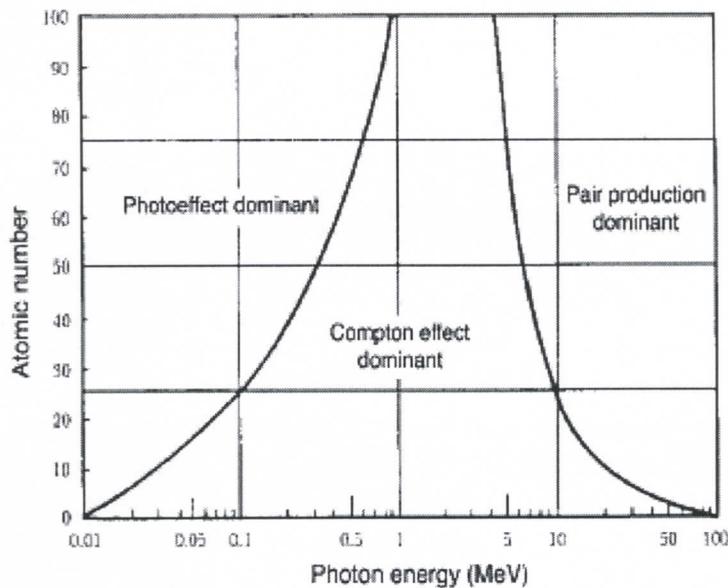
Slika 8: Verovatnoća Komptonovog rasejanja u zavisnosti od ugla rasejanja fotona;
Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students Ervin B. Podgorsak, Ph.D
INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY VIENNA, AUSTRIA May 2003.

1.4.3. Relativna dominantnost individualnih efekata

Verovatnoća da foton interaguje na bilo koji već spomenuti način zavisi od njegove energije $h\nu$ i atomskog broja atenuatora Z . Uopšteno govoreći, pojava fotoelektričnog efekta dominira pri nižim energijama fotona, Komptonov efekat pri srednjim, a produkcija parova pri višim energijama (s obzirom da je za produkciju parova potrebna minimalna energija od 1.022 MeV , o ovom efektu neće biti više reči).

Slika 9 nam pokazuje energetske intervale u kojima relativno dominiraju tri najznačajnija fenomena sa energijom fotona i atomskim brojem kao parametrima. Na dijagramu postoje dve krive sa kojih možemoочитавати ($h\nu$, Z) tačke za koje su ${}_a\sigma_C = {}_a\tau$ (atomski presek za Komptonovo rasejanje jednak je atomskom preseku za fotoelektrični efekat) ili ${}_a\sigma_C = {}_a\kappa$ (atomski presek za Komptonovo rasejanje jednak je atomskom preseku za produkciju parova), i tako izdvojiti regije relativne dominacije pojedinih efekata. Npr. foton energije 100 keV će interagovati sa olovom ($Z=82$) uglavnom preko fotoelektričnog efekta, a sa tkivom ($Z=7.5$) uglavnom preko Komptonovog efekta. Foton od 10 MeV će, s druge strane, interagovati sa olovom uglavnom preko produkcije parova, a sa tkivom preko Komptonovog efekta.





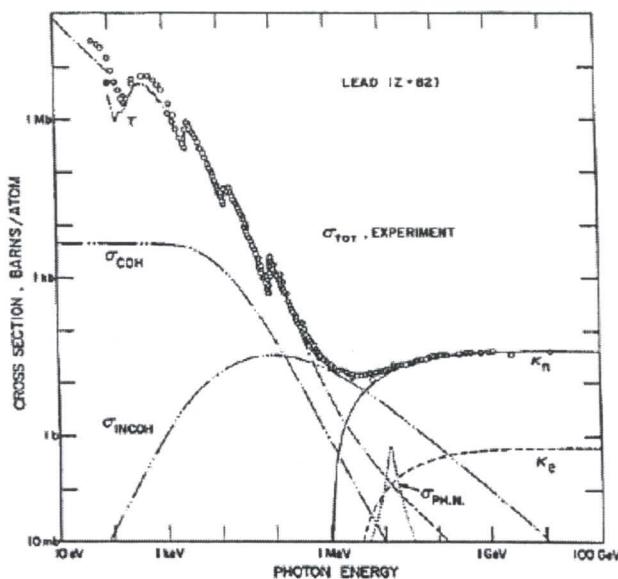
slika 9: Regioni relativne dominacije pojedinačnih efekata interakcije fotona sa materijom. Leva kriva predstavlja oblast gde su atomski koeficijenti za fotoefekat i Komptonov efekat jednaki, dok desna kriva predstavlja oblast gde su atomski koeficijenti za Komptonov efekat i produkciju parova jednaki; Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students Ervin B. Podgorsak, Ph.D INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY VIENNA, AUSTRIA May 2003

1.5. Atenuacioni zakon

Verovatnoća interakcije fotona u materiji se predstavlja preko atomskih preseka σ , preko jedinice $cm^2 / atom$. Postoji i alternativna jedinica $barn/atom$ gde je $1 \text{ barn} = 10^{-24} cm^2$. Ukupni atomski presek za interakciju fotona u materiji je dat kao zbir preseka individualnih procesa:

$$\sigma_{TOT} = \sigma_{pe} + \sigma_{incoh} + \sigma_{coh} + \sigma_{pair} + \sigma_{tripl} + \sigma_{nph}$$

gde su preseci za fotoelektrični efekat (*pe*), nekoherentno Komptonovo rasejanje (*incoh*), koherentno Rejlijevo rasejanje (*coh*), produkciju parova (*pair*), produkciju tripleta (*tripl*) i nuklearnu fotoapsorpciju (*nph*).



Slika 10: Ukupni presek interakcije (verovatnoća interakcije) za fotone različitih energija u olovu. Preseci za rasejanje σ su dati u vidu koherentnog (COH), nekoherentnog (INCOH) ili Komptonovog rasejanja, preseka za fotonuklearnu apsorpciju (PH. N.) fotoelektričnog efekta τ , produkcije parova u polju jezgra κ_N , produkcije parova (tripleta) u polju elektrona κ_e , i totalnog preseka za interakciju (TOT); Dale L Bailey, David W Townsend, Peter E Valk and Michael N Maisey (Eds) Positron Emission Tomography © Springer-Verlag London Limited 2005

Interakcija elektromagnetskog zračenja u materiji (apsorpcija ili rasejanje) odn. atenuacija 511 keV fotona se može opisati jednostavnom eksponentijalnom jednačinom:

$$I(x) = I(0) \exp(-\mu x)$$

Gde je $I(0)$ intenzitet (broj) 511 keV fotona koji ulaze u medijum, x je debljina medijuma, $I(x)$ je intenzitet elektromagnetskog zračenja 511 keV fotona koji su prošli kroz medijum ne interagujući sa njim. Parametar $\mu(hv, Z)$ je *LINERANI ATENUACIONI KOEFICIJENT* (koji zavisi od energije fotona i rednog broja mete Z) i predstavlja verovatnoću po jedinici puta za interakciju. *POLUDEBLJINA* $x_{1/2}$ je definisana kao ona debljina mete koja atenuira fotonski snop na 50% od upadnog intenziteta zračenja:

$x_{1/2} = \frac{\ln 2}{\mu}$ dok je analogno tome $x_{1/10} = \frac{\ln 10}{\mu}$ i smanjuje intenzitet upadnog snopa na 10% od prvobitne vrednosti. Odavde sledi da je

$$x_{1/10} = x_{1/2} \frac{\ln 10}{\ln 2} = 3.3 \cdot x_{1/2}$$

Maseni atenuacioni koeficijent, atomski atenuacioni koeficijent, i elektronski atenuacioni koeficijent su proporcionalni linearnom atenuacionom koeficijentu preko datih relacija:

$$\mu = \rho \mu_\rho = \frac{\rho N_A}{A} \mu_a = \frac{\rho N_A Z}{A} \mu_e$$

gde su ρ , Z i A : gustina, redni broj i atomska masa mete respektivno. Tipične jedinice za linearni, maseni, atomski i elektronski atenuacioni koeficijent su cm^{-1} ; cm^2/g ; $cm^2/atom$; i $cm^2/elektron$ respektivno. To znači da se debljina mete x koja figuriše u eksponentu mora uzimati u jedinicama: cm ; g/cm^2 ; $atom/cm^2$; i $elektron/cm^2$, respektivno.

Za $511 keV$ fotone linearni atenuacioni koeficijent se uglavnom sastoji iz komponenti za fotoelektričnu apsorpciju i Komptonovo rasjanje tako da je:

$$\mu \approx \mu_{Compton} + \mu_{photoelectric}$$

Međutim, vrednosti za atenuacioni koeficijent se često daju u vidu *MASENOG ATENUACIONOG KOEFICIJENTA* μ/ρ u jedinicama cm^2/g . Razlog za ovo je činjenica da se masni atenuacioni koeficijent može pretvoriti u linearni atenuacioni koeficijent prostim množenjem sa gustinom datog materijala ρ .

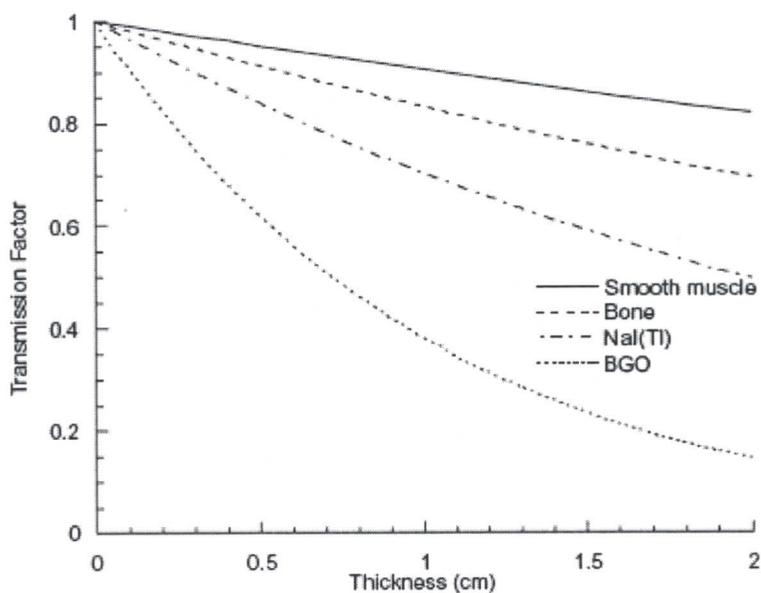
Masni atenuacioni koeficijent je u vezi sa totalnim presekom za interakciju preko jednačine:

$$\mu/\rho(cm^2/g) = \frac{\sigma_{TOT}}{u(g)A}$$

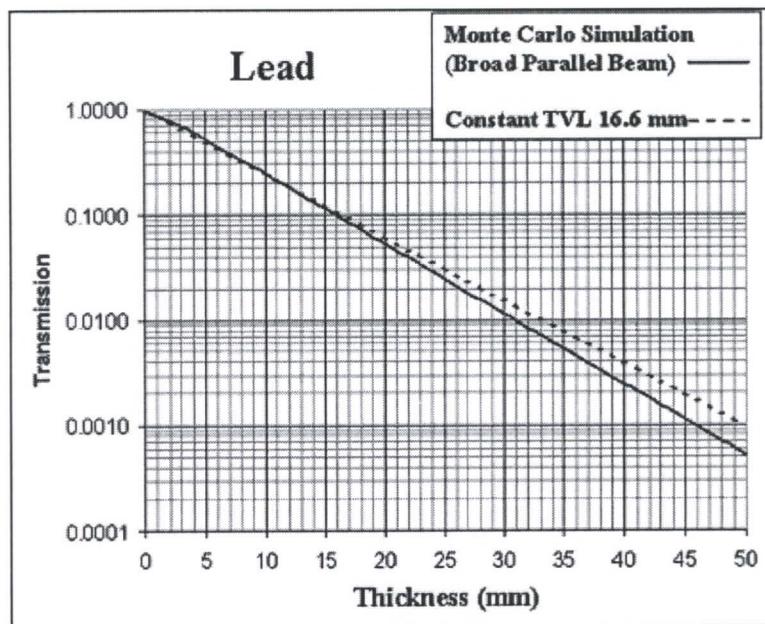
gde je $u(g) = 1.6605 \cdot 10^{-27} kg$ jedinica atomske mase definisana kao masa $1/12$ ugljenikovog izotopa ^{12}C , A je atomska masa datog matrejala (mete).

Materijal	Gustina; $\rho(g/cm^3)$	$\mu(cm^{-1})na_140keV$	$\mu(cm^{-1})na_511keV$
Masno tkivo	0.95	0.142	0.090
Voda	1.00	0.150	0.095
Pluća	1.05	~0.04-0.06	~0.025-0.04
Glatki mišić	1.05	0.155	0.101
Perspeks (smola)	1.19	0.173	0.112
Kost	1.92	0.284	0.178
Pireks staklo	2.23	0.307	0.194
NaI(Tl)	3.67	2.23	0.34
Bizmut-Germanat (BGO)	7.13	~5.5	0.95
Olovo	11.35	40.8	1.75

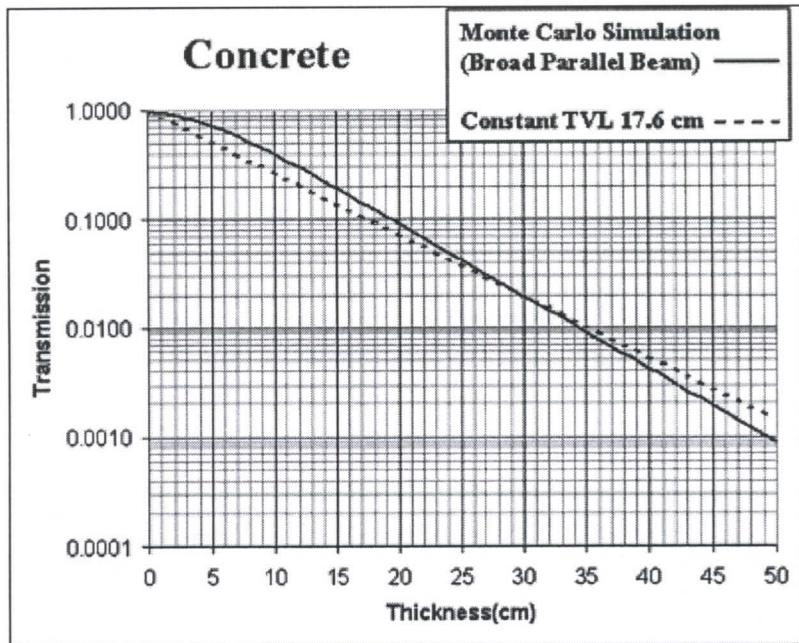
Tabela 3: Linearni atenuacioni koeficijenti za različite materijale pri energijama fotona od $140 keV$ i $511 keV$; Dale L Bailey, David W Townsend, Peter E Valk and Michael N Maisey (Eds) *Positron Emission Tomography* © Springer-Verlag London Limited 20



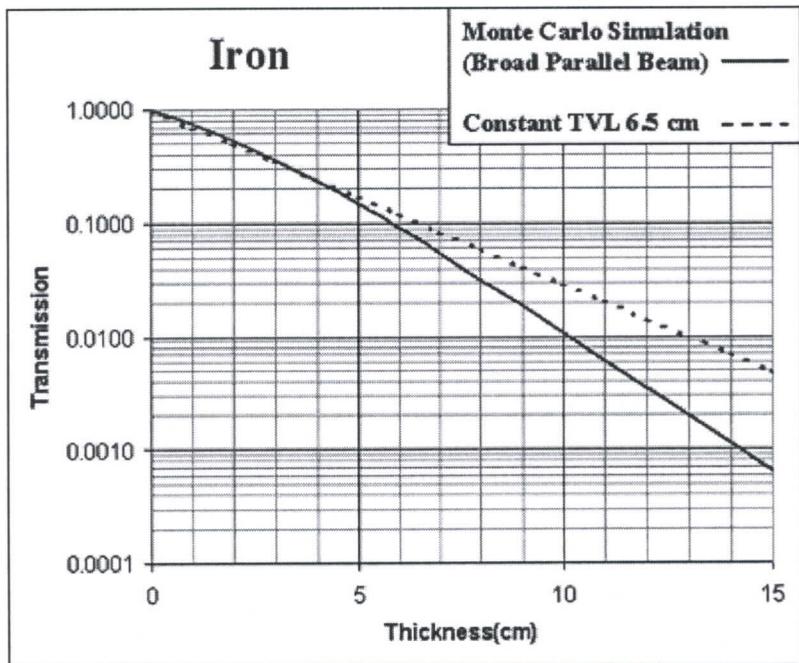
Slika 11: Transmisija uskog snopa 511 keV fotona kroz mišično tkivo, kost, NaI(Tl) i BGO kao funkcija debljine materijala; Dale L Bailey, David W Townsend, Peter E Valk and Michael N Maisey (Eds) Positron Emission Tomography © Springer-Verlag London Limited 2005



Slika 12: Transmisija širokog paralelnog snopa 511 keV fotona kroz olovo u zavisnosti od debljine olovnog atenuatora. AAPM Task Group 108: PET and PET/CT Shielding Requirements, Mark T. Madsen, Jon A. Anderson



Slika 13: Transmisija širokog paralelnog snopa 511 keV fotona kroz beton u zavisnosti od debljine betonskog atenuatora. AAPM Task Group 108: PET and PET/CT Shielding Requirements, Mark T. Madsen, Jon A. Anderson



Slika 14: Transmisija širokog paralelnog snopa 511 keV fotona kroz gvožđe u zavisnosti od debljine gvozdenog atenuatora. AAPM Task Group 108: PET and PET/CT Shielding Requirements, Mark T. Madsen, Jon A. Anderson

Za PET imidžing, postoje tri potencijalna medijuma od interesa, a to su: tkivo (meko i koštano), detektorski materijal i materijal koji se koristi u funkciji kolimatora. U tabeli 4 se nalaze vrednosti atenuacionih koeficijenata za meko tkivo, koštano tkivo, detektorski material *BGO*, olovo i volfram. Takođe je u tabeli data i poludebljina materijala, tj. debljina materijala koja zaustavlja polovinu od početnog broja 511 keV fotona. Dominantan oblik interakcije 511 keV fotona u mekom tkivu je preko Komptonovog rasejanja tako da dolazi do atenuacije snopa, što preko detekcije datog događaja i procesa rekonstrukcije slike može dovesti do pogrešne lokacije radionuklida. Ovo rezultuje tzv. šumom na dijagnostičkoj slici. S obzirom da je presek (verovatnoća) za interakciju 511 keV fotona preko Komptonovog efekta poprilično velika u medijumu tkiva, ovaj efekat se ne može izbeći, ali se može na razne načine korigovati.

Materijal	$\mu_{Compton} (\text{cm}^{-1})$	$\mu_{Photoelectric} (\text{cm}^{-1})$	$\mu (\text{cm}^{-1})$	Poludebljina (cm)
Meko tkivo	~0.096	~0.00002	~0.096	7.2
Kost	~0.169	~0.001	~0.17	4.1
Bizmut-Germanat (BGO)	0.51	0.40	0.96	0.76
Olovo	0.76	0.89	1.78	0.42
Volfram	1.31	1.09	2.59	0.29

Tabela 4: Linearni atenuacioni koeficijenti za meko tkivo, kost, bizmut-germanat (BGO), olovo i volfram na 511 keV ; Jennifer R. Stickel, Simon R. Cherry, University of California, Davis; High-resolution PET detector design: modelling components of intrinsic spatial resolution. © 2005 IOP Publishing Ltd Printed in the UK.

Ukoliko probamo da izračunamo verovatnoću Komptonskog rasejanja za 511 keV fotone emitovane, npr. 7.5 cm unutar mozga, ili 20 cm unutar jetre dobićemo sledeće rezultate:

* $I(x)/I(0) = 0.49$ (49% fotona prođe nerasejano kroz telo (mozak) ukoliko je u pitanju prvi slučaj)

* $I(x)/I(0) = 0.15$ (15% fotona prođe nerasejano kroz telo (jetru) ukoliko je u pitanju drugi slučaj).

Ovo nam govori da je relativno veliki broj fotona rasejan u telu pacijenta. Verovatnoća da nijedan od dva anihilaciona fotona ne bude rasejan jednaka je kvadratu gornjih verovatnoća, respektivno, pod uslovom da fotoni prelazi isti put u materiji. Funkcija PET skenera je da detektuje 511 keV fotone koji pobegnu iz tela, ali pri tom ne interaguju sa medijumom. Detektor bi, s druge strane, trebalo da bude materijal koji zaustavlja te fotone, odn. materijal velike gustine, sa velikom vrednošću μ . Primer takvog materijala je *BGO* (bizmut-germanat). Takođe je bitno da detektor poseduje što veći odnos preseka između fotoelektrične i Komptonske interakcije. Fotoelektrične interakcije u detektoru su poželjne jer omogućuju da se sva energija fotona deponuje lokalno. Komptonsko rasejanje rezultuje višestrukim događajima u detektoru ili susednim detektorima što dodatno otežava definiciju lokacije anihilacije. Ukoliko upotrebimo atenuacionu jednačinu, videćemo da je potrebno 2.4 cm debljine detektorskog materijala BGO da bi čak 90% fotona energije 511 keV interagovalo u datom materijalu. Takođe, ukoliko je

potrebno zaštititi skener od spoljašnje radijacije, koriste se materijali sa veoma visokim atenuacionim koeficijentom kao što su olovo i volfram.

U tabeli 5, date su debljine detektorskih materijala u funkciji totalne efikasnosti detekcije 511 keV fotona dobijene „Monte Carlo“ simulacijama koje su obuhvatale milion fotona od 511 keV . Simulacije su vršene za sve navedene detektorske materijale sa ukupnim efikasnostima od 20%, 60% i 95%. Detektor čija je efikasnost 95% zaustavlja skoro sve incidentne fotone. Međutim, u takvom detektoru se često pojavljuje višestruko rasejanje.

Debljine detektorskih materijala koje obezbeđuju datu efikasnost računate su iz poznatih gustina, kao i preseka za interakciju 511 keV -fotona u datom materijalu.

Efikasnost (%)	LSO (cm)	BGO (cm)	NaI(Tl)(cm)	Si(cm)	Ge(cm)	CZT(cm)
20	0.27	0.25	0.69	1.11	0.53	0.45
60	1.12	1.01	2.82	4.57	2.18	1.83
95	3.65	3.31	9.22	14.95	7.13	5.98

Tabela 5: Debljina detektorskog materijala u funkciji totalne efikasnosti detektora;

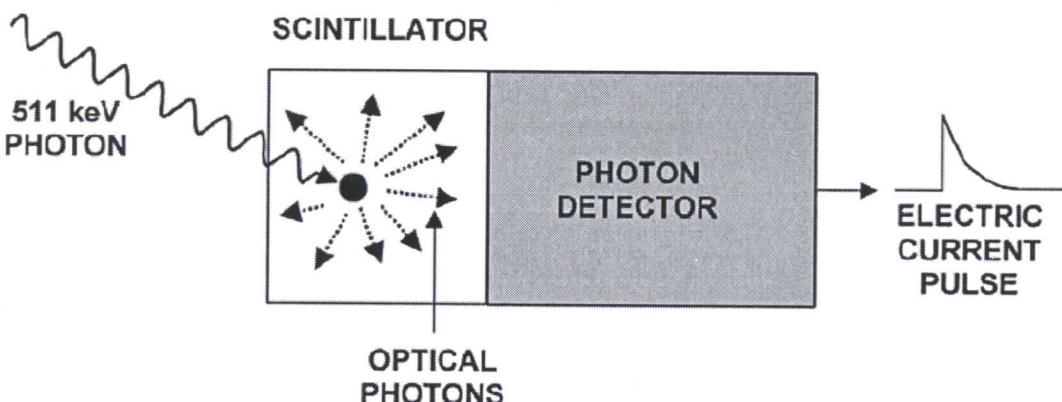
Jennifer R. Stickel, Simon R. Cherry, University of California , Davis; High-resolution PET detector design: modelling components of intrinsic spatial resolution. © 2005 IOP Publishing Ltd Printed in the UK.

2. DETEKTORI ANIHILACIONOG ZRAČENJA

U cilju dobijanja što kvalitetnije dijagnostičke slike za datu injektiranu dozu radioaktivnosti, detektori anihilacionog zračenja treba da poseduju veliku efikasnost detekcije 511 keV fotona koji padaju na njegovu površinu (što je više detektovanih fotonskih parova, to je bolji odnos *SIGNAL-TO-NOISE* (signal-šum) na dijagnostičkoj slici) i da daju što precizniju informaciju o prostornoj lokaciji interakcije (*PROSTORNA REZOLUCIJA*). Prostorna rezolucija se postiže na dva načina: korišćenjem niza malih detektorskih elemenata (u tom slučaju preciznost lokalizacije događaja zavisi od veličine detektorskih elemenata) ili korišćenjem detektora veće površine sa sposobnošću lokalizacije događaja. Takođe, od velikog značaja je i mogućnost određivanja vremena kada je foton interagovao sa detektorom kako bi se mogao uporediti vremenski sled događaja u cilju detekcije anihilacionog fotonskog para. Sposobnost detektora da odredi vremensku razliku detekcije anihilacionog fotonskog para se naziva *VREMENSKA REZOLUCIJA*, a tipične vrednosti iznose $2\text{-}6 \text{ ns}$. Najčešće korišćeni „*VREMENSKI PROZORI*“ u PET skenerima su $2\text{-}3$ puta veći od vremenske rezolucije ($4\text{-}18 \text{ ns}$). Takođe, detektori bi trebalo da nam daju informaciju o energiji anihilacionih fotona tako da oni fotoni koji su se rasejali u pacijentu (preko komptonskog rasejanja) i tako izgubili deo svoje energije budu odbačeni u procesiranju podataka. Sposobnost detektora da odredi energiju anihilacionog fotona se naziva *ENERGETSKA REZOLUCIJA*.

Scintilacioni detektori su gama-detektori najčešće upotrebljivani u PET sistemima. Ovi detektori se sastoje od kristalnog scintilatora velike gustine koji služe kao medijum interakcije sa gama-fotonima i koji na osnovu te interakcije emituju vidljivu svetlost. Potom se vidljiva svetlost preko određenog pretvarača konvertuje u električni impuls.

U ovom odeljku će biti isključivo reči o scintilacionim detektorima. Takođe, u kratkim crtama razmotrićemo i neke druge tehnologije detekcije gama-fotona.



Slika 15: Osnovne komponente scintilacionog detektora

2.1. Scintilatori

Scintilatori su transparentni materijali (kristali) koji imaju sposobnost emitovanja vidljive svetlosti u interakciji sa gama-fotonima (fotonima visoke energije) pri čemu fotoni predaju deo svoje energije atomima scintilacionog materijala. Vidljiva svetlost se izotropno prostire kroz detekcioni materijal, a broj emitovanih fotona je direktno proporcionalan deponovanoj energiji u detektorskom materijalu. Scintilatori mogu biti u formi organskih ili neorganskih jedinjenja, u čvrstom ili tečnom stanju. Scintilacione detektore karakteriše njihova *ZAUŠAVNA MOĆ, SJAJ (brightness)*, talasna dužina emitivane svetlosti, vreme produkcije fotona. U cilju što efikasnije detekcije 511-keV fotona scintilator treba da poseduje veliku gustinu. U upotrebi su najčešće neorganski scintilatori velikih gustina u čvrstom stanju. Tabela 6 navodi neke karakteristike scintilacionih materijala pri detekciji gama-fotona energija 100-1000 keV. U tabeli 6 možemo da primetimo da je za efektivno zaustavljanje većine anihilacionih 511 keV fotona u detektoru potrebna debljina kristala reda veličine cm. Takođe, možemo primetiti da i kod detektorskih materijala većih gustina, interakcija Komptonskog rasejanja 511 keV gama fotona u detektoru je uvek verovatnija od fotoelektričnog efekta. Zaustavna moć materijala detektora predstavlja primarnu osobinu u izboru detekcionog sistema. Takođe, sjaj (tj. broj fotona vidljive svetlosti nastalih u jednoj 511-keV interakciji gama fotona sa detektorom) je veoma bitna karakteristika detektorskog materijala jer se vidljiva svetlost preko fotonskog detektora pretvara u električni impuls, te karakteriše električni signal koji nosi informaciju o interakciji u detektoru pri čemu se svetlosni signal koristi kao direktna mera deponovane energije u kristalu. Postavljajući "energetski diskriminator" na različite vrednosti možemo izbeći anihilacione fotone niskih energija rasejane u telu pacijenta. U svakom slučaju, neizbežne su statističke fluktuacije u broju detektovanih scintilacionih fotona. Ove fluktuacije se pokoravaju Poasonovoj raspodeli. Sa povećanjem broja događaja povećava se i širina raspodele, međutim sporije nego što raste N (broj događaja), tj. apsolutno raste standardna greška σ ali se relativna greška δ smanjuje:

$$\delta = \frac{\sigma}{N} = \frac{1}{\sqrt{N}}$$

Scintilator	Gustina (g/cm^3)	Producija scintilacionih fotona (broj fotona/ 511 keV)	Vreme opadanja signala (ns)	Indeks prelamanja	Linearni atenuacioni koeficijent, na 511 keV (cm^{-1})	Odnos između fotolelektričnog i Komptonovog preseka
Natrijum jodid (NaI(Tl))	3.67	19400	230	1.85	0.34	0.22
Bizmut- Germanat (BGO)	7.13	4200	300	2.15	0.96	0.78
Lutecijum oksi- ortosilikat (LSO: Ce)	7.40	~13000	~47	1.82	0.88	0.52
Gadolinijum oksi- ortosilikat (GSO: Ce)	6.71	~4600	~56	1.85	0.70	0.35
Barijum- Fluorid (BaF_2)	4.89	700; 4900	0.6 ; 630	1.56	0.45	0.24
Itrijum- Aluminijum perovskit (YAP)	5.37	~9200	~27	1.95	0.46	0.05

Tabela 6: Karakteristike scintilacionih materijala korišćenih u detekciji gama-zračenja energije 511 keV ; (Radiation Detection and Measurements, 3rd Edition, 2000, Wiley, New York, 2000)

S obzirom da PET imidžing obuhvata koincidentnu detekciju dva anihilaciona fotona, veoma je važno pouzdano odrediti vreme kada foton interaguje sa detektorskim materijalom. Tačnost merenja vremena interakcije zavisi od vremena opadanja signala (*decay time*) scintilatora i njegovog sjaja. Brz scintilator koji produkuje veliki broj fotona iz vidljivog dela spektra po jednoj 511 keV -foton interakciji u detektoru poseduje signal sa užom vremenskom varijacijom od sporog scintilatora malog sjaja. Na kraju, i indeks prelamanja (refrakcije) je veoma bitna karakteristika detektora koja nam govori o efikasnosti transmisijske optičkih fotona kroz scintilator do fotodetektora. Svaka 511 keV fotonska interakcija u detektoru produkuje jedan električni impuls. Broj optičkih fotona generisanih u scintilatoru i detektovanih pomoću fotodetektora određuju amplitudu impulsa.

2.1.1. Scintilacioni proces i kristali korišćeni u PET-u

Elektronska stanja izolovanog atoma se sastoje iz diskretnih nivoa datih Šredingerovom jednačinom. U kristalnoj rešetci viši energetski nivoi su perturbovani međusobnim interakcijama između atoma i jona tako da se ti nivoi šire u seriju dozvoljenih stanja (zona). Dozvoljena stanja su međusobno odvojena tzv. zabranjenim stanjima (zonama) u kojima se ne nalaze elektroni. Poslednje popunjeno stanje se naziva *VALENTNO STANJE (ZONA)*, a prvo nepotpunjeno stanje *PROVODNO STANJE (ZONA)*. Energetski proces E_g , između ovih stanja je u proseku nekoliko eV . Elektroni u okviru atoma, u valentnoj zoni, imaju sposobnost apsorpcije energije u interakciji sa fotoelektronom ili Komptonovim rasejanim elektronom i bivaju pobuđeni u provodno stranje. S obzirom da provodno stanje ne predstavlja osnovni nivo, elektron se deekscituje i pri tom emituje scintilacioni foton pri čemu se vraća u osnovno stanje. Najčešće, vrednost E_g je takva da scintilacioni foton pada u ultraljubičastu oblast elektromagnetskog spektra. Dodavajući nečistoće kristalu, kao npr. talijum (Tl) čistom *NaI* u koncentraciji od oko 1%, zonalna struktura se modifikuje na taj način da se obrazuju elektronska stanja na mestu zabranjene zone te scintilaciona svetlost nastala elektronskim prelazima na ovaj način pada u vidljivu oblast elektromagnetskog spektra. Ovaj scintilacioni proces se često naziva i *LUMINESCENCIJA*. Scintilacioni fotoni nastali na ovaj način se emituju izotropno. Talasna dužina maksimuma scintilacione emisije za *NaI(Tl)* je 415 nm , dok brzina emitovanja fotona poseduje eksponencijalnu distribuciju, sa vremenom opadanja signala od 230 ns . Ponekad se dešava da elektron u procesu deekscitacije ne emituje scintilacionu svetlost te se takav proces naziva *GAŠENJE (quenching)*. Postoje četiri glavne osobine scintilatora koje su od bitnog značaja za koncept PET-a, a to su:

- 1) *ZAUStAVNA MOĆ DETEKTORA ZA 511 keV FOTONE*
- 2) *VREME OPADANJA SIGNALA (signal decay time)*
- 3) *SVETLOSNI PRINOS SCINTILATORA (light output)*
- 4) *UNUTRAŠNJA ENERGETSKA REZOLUCIJA DETEKTORSKOG MATERIJALA*

Zauastavna moć scintilatora se karakteriše kao srednji pređeni put fotona u materiji (kristalu) pre nego što on izgubi svu svoju energiju ($\frac{1}{\mu}$). Kada je reč o PET skeneru visoke osetljivosti, poželjno je imati što veći broj fotona koji interaguju sa detektorskim materijalom. Na osnovu toga, scintilator sa što manjim $\frac{1}{\mu}$ (atenuacionim putem) će obezbediti povoljniju efikasnost u zaustavljanju 511 keV fotona. Atenuaciona dužina scintilatora zavisi od njegove gustine ρ i efektivnog rednog broja Z_{eff} . Konstanta radioaktivnog raspada utiče na vremenske karakteristike skenera. Kratka vremena opadanja signala su poželjna radi procesiranja svakog pojedinačnog impulsa pri visokim brzinama brojanja.

PET detektor sa velikom produkcijom scintilacionih fotona utiče na dizajn PET detektora na dva načina: postiže se dobra spacialna rezolucija i povećava se odnos detektorskih elemenata (kristala) u odnosu na broj fotodetektora i postiže se dobra energetska rezolucija. Dobra energetska rezolucija je potrebna iz razloga odbacivanja događaja koji pretrpe Komptonovo rasejanje pre interakcije sa detektorskim materijalom. Energetska rezolucija $\Delta E/E$ postignuta

pomoću PET detektora je zavisna ne samo od produkcije scintilacionih fotona već i od unutrašnje energetske rezolucije scintilatora. Unutrašnja energetska rezolucija scintilatora se narušava usled nehomogenosti scintilacionog kristala, a koja opet nastaje zbog neoptimalnih uslova kristalizacije, i usled neuniformne produkcije scintilacionih fotona u samom kristalu. Tabela 7 predstavlja karakteristike scintilatora koji se upotrebljavaju u PET skeneru.

Karakteristike	<i>NaI(Tl)</i>	<i>BGO</i>	<i>LSO</i>	<i>YSO</i>	<i>GSO</i>	<i>BaF₂</i>
Gustina (<i>g / cm³</i>)	3.67	7.13	7.4	4.53	6.71	4.89
Efektivni redni broj <i>Z</i>	50.6	74.2	65.5	34.2	58.6	52.2
Atenuacioni put (<i>cm</i>)	2.88	1.05	1.16	2.58	1.43	2.20
Vreme opadanja signala (<i>ns</i>)	230	300	40	70	60	0.6
Producija fotona (<i>foton/keV</i>)	38	6	29	46	10	2
Relativna produkcija fotona	100%	15%	75%	18%	25%	5%
Talasna dužina scintilacionih fotona (<i>nm</i>)	410	480	420	420	440	220
Unutrašnja $\Delta E / E$ (%)	5.8	3.1	9.1	7.5	4.6	4.3
$\Delta E / E$ (%)	6.6	10.2	10.0	12.5	8.5	11.4
Indeks prelamanja	1.85	2.15	1.82	1.80	1.91	1.56
Higroskopan	Da	Ne	Ne	Ne	Ne	Ne
$\mu(cm^{-1})$	0.3411	0.9496	0.8658	0.3875	0.6978	0.4545
$\frac{\mu}{\rho}(cm^2 / g)$	0.0948	0.1332	0.117	0.0853	0.104	0.0929

Tabela 7: Karakteristike scintilacionih materijala koji se upotrebljavaju prilikom dizajna PET skenera; Dale L Bailey, David W Townsend, Peter E Valk and Michael N Maisey (Eds) *Positron Emission Tomography* © Springer-Verlag London Limited 2005

U upotrebi su sledeći kristali:

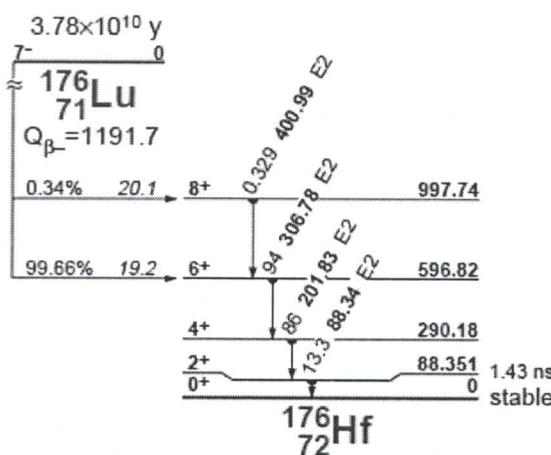
- 1) Natrijum-jodid dopiran talijumom – *NaI (Tl)*
- 2) Bizmut-germanat - *Bi₄Ge₃O₁₂*
- 3) Lutecijum oksortosilikat dopiran cerijumom - *Lu₂SiO₅*; *Ce³⁺* (*LSO*)
- 4) Itrijum oksortosilikat dopiran cerijumom - *Y₂SiO₅*; *Ce³⁺* (*YSO*)
- 5) Gadolinijum oksortosilikat dopiran cerijumom - *Gd₂SiO₅*; *Ce³⁺* (*GSO*)
- 6) Barijum-fluorid – *BaF₂*

Vrednosti energetskih rezolucija u tabeli su date za pojedinačne kristale. U kompletном PET skeneru dolazi do slabljenja energetske rezolucije usled raznih faktora kao što su očitavanje scintilacionog signala usled specifične, blok-geometrije itd. Tipična vrednost energetske

rezolucije za PET detektore u vidu $NaI(Tl)$ iznosi 10% za 511 keV fotone, dok detektorski materijal BGO u okviru PET postiže energetsku rezoluciju od 20%. $NaI(Tl)$ poseduje veliki prinos scintilacionih fotona koji dovodi do veoma dobre energetske i prostorne rezolucije. Veliko vreme opadanja signala dovodi do povećanja mrtvog vremena detektora. Takođe, $NaI(Tl)$ poseduje slabiju zaustavnu moć od BGO , GSO , LSO zbog manje gustine samog materijala. BGO s druge strane ima nešto slabije vremenske karakteristike od $NaI(Tl)$ u smislu prinosa scintilacionih fotona. Međutim, veoma velika zaustavna moć BGO -a obezbeđuje visoku osetljivost detekcije anihilacionog zračenja za ovaj tip detektora.

2.1.2. LSO (lutecijum oksortosilikat) – Detektorski materijal

LSO , relativno noviji scintilacioni detektorski materijal koji se upotrebljava u PET konceptu, za sada, predstavlja idealnu kombinaciju između karakteristika visokog prinosa scintilacionih fotona kod $NaI(Tl)$ i zaustavne moći kod BGO -a. Usled visoke produkcije fotona od oko 75% za $NaI(Tl)$, ukupna energetska rezolucija LSO je manja od $NaI(Tl)$. Postoji još jedna manja LSO scintilacionog detektorskog materijala, a to je da se u njemu pojavljuje radioaktivni izotop ^{176}Lu u procentu 2.6% u odnosu na sve ostale izotope. Period poluraspada ^{176}Lu je $3.8 \cdot 10^{10}$ god. i raspada se β^- raspadom i propratnom emisijum γ fotona energija 88-400 keV . Unutrašnja koncentracija radioaktivnosti LSO -a je približno 280 Bq/cm^3 , približno 12 odbroja u sekundi po gramu bi bilo detektovano u energijskom intervalu 126-154 keV .



Slika 16: Šema raspada $^{176}_{71}\text{Lu}$

Zbog toga se ovaj detektorski materijal ne upotrebljava u niskoenergetskim aplikacijama. Ova radioaktivnost (šum) ima manje uticaja na PET merenja zbog drugačijeg energetskog intervala (područja) korišćenog u PET ispitivanjima. S druge strane GSO kristal, iako ima manju

zaustavnu moć 511 keV fotona i manju produkciju scintilacionih fotona, ima bolju energetsku rezoluciju i uniformniju produkciju scintilacionih fotona.

KARAKTERISTIKE LSO-a:

Gustina: 7.40 g/cm^3

Efektivni redni broj Z : 65.5

Atenuaciona dužina (put): 1.16 cm

Vreme opadanja (svetlosnog) signala: 40 ns

Svetlosni prinos (*light output*): 29 fotona/keV

Relativni svetlosni prinos (*realitive light output*): 75 %

Talasna dužina scintilacionih fotona (fotopik): 420 nm

Unutrašnja detektorska rezolucija ($\Delta E / E$): 9.10 %

$\Delta E / E : 10\%$

Indeks prelamanja: 1.82

Higroskopan: ne

Atenuacioni koeficijent μ pri energiji fotona od 511 keV : 0.8658 cm^{-1}

Maseni atenuacioni koeficijent $\frac{\mu}{\rho}$: $0.117 \text{ cm}^2 / \text{g}$

Odnos između fotoelektričnog i Komptonovog preseka za interakciju: 0.52

Fotoelektrična frakcija: 0.32

Komptonova frakcija: 0.63

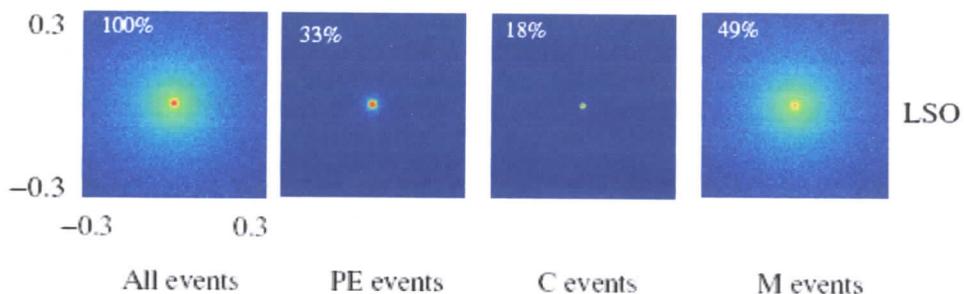
Rejlijeva frakcija: 0.05

Debljina LSO materijala za ukupnu efikasnost detekcije 511 keV fotona od 20%: 0.27 cm

Debljina LSO materijala za ukupnu efikasnost detekcije 511 keV fotona od 60%: 1.12 cm

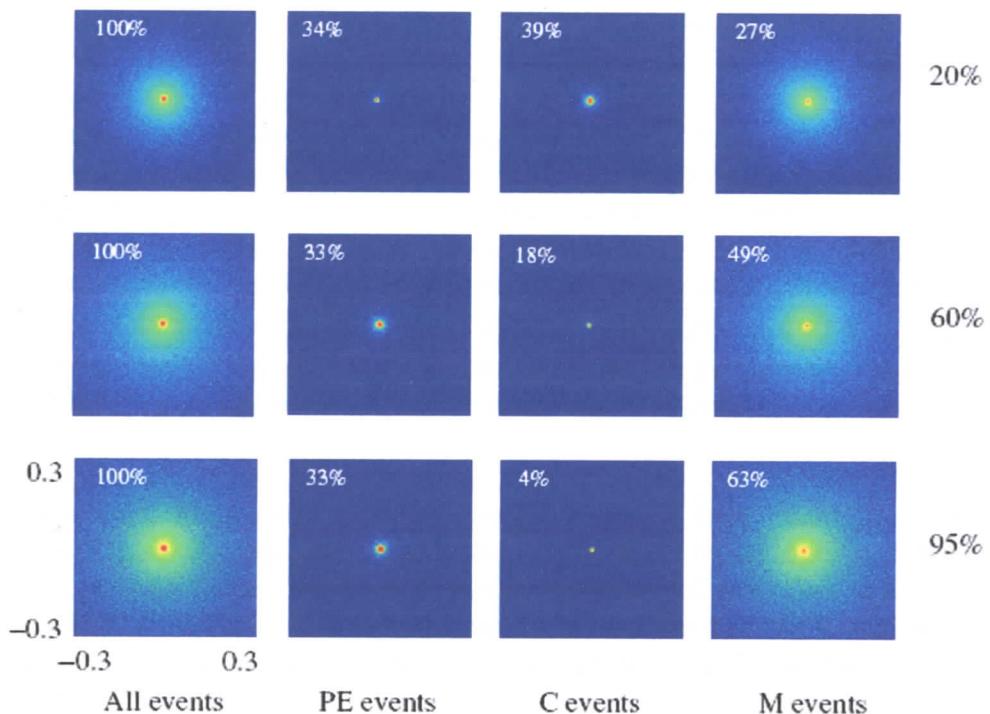
Debljina LSO materijala za ukupnu efikasnost detekcije 511 keV fotona od 95%: 3.65 cm

Slika 17 nam pokazuje 2D histograme koji su dobijeni Monte Carlo simulacijama (*High-resolution PET detector design: modelling components of intrinsic spatial resolution; Jennifer R. Stickel, Simon R. Cherry, University of California , Davis*) LSO detektora efikasnosti 60% u zavisnosti od tipa interakcije fotona u detektoru. Na svim histogramima (x,y) – osa je data u centimetrima, a intenzitet u logaritamskoj skali. Takođe se može zapaziti i procentni udeo svakog tipa interakcije. Inače, najveća greška (depozicioniranje) nastaje iz događaja koji su označeni kao M (*multiple interactions* – višestruki događaji (rasejanja)). Ovo se dešava zbog toga što je energija deponovana na mestu koje je na određenom rastojanju od mesta inicijalne interakcije sa detektorskim materijalom. Takođe je jasno da su za detektore sa efikasnošću od 60%, M – događaji veoma česti. Najmanja poziciona greška se javlja pri C – događajima. Takođe, uzmaknuti elektron pri Komptonskom rasejanju uzrokuje manju nesigurnost položaja interakcije od visokoenergetskog fotoelektrona ili x-zraka dobijenog prilikom fotoelektrične apsorpcije.



Slika 17: Rezultat Monte Carlo simulacije (od milion 511 keV fotona) na LSO detektoru ukupne efikasnosti 60% i frakcija pojedinačnih događaja (All events – svi događaji; PE events – Udeo svih događaja koji rezultuje fotoelektričnim efektom; C events - Udeo svih događaja koji rezultuje Komptonovim efektom; M events - Udeo svih događaja koji rezultuje višestrukim rasejanjem); Jennifer R. Stickel, Simon R. Cherry, University of California , Davis; High-resolution PET detector design: modelling components of intrinsic spatial resolution. © 2005 IOP Publishing Ltd Printed in the UK.

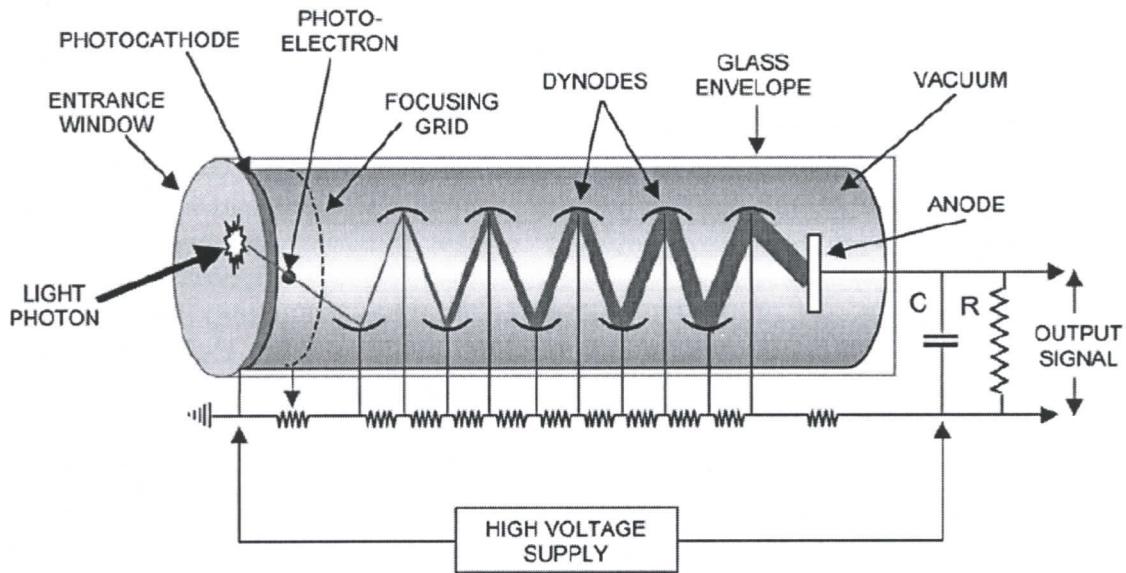
Slika 18 nam prikazuje 2D histograme za scintilator LSO kao funkciju efikasnosti detektora i tipa interakcije fotona sa materijom. Generalno, povećanje efikasnosti, a time i debljine materijala detektora dovodi do povećanja nesigurnosti (greške) u pozicioniranju prvočitne interakcije. Ovo se dešava usled povećanja M – događaja u poređenju sa C – događajima. Udeo svih PE – događaja se određuje preko odnosa preseka za interakciju fotoelektrične apsorpcije i ukupnog preseka za interakciju 511 keV – fotona u datom materijalu i ne zavisi od debljine detektora.



Slika 18: 2D histogrami za LSO detektor kao funkcija efikasnosti i tipa interakcije. Udeo M – tip interakcije se značajno povećava sa efikasnošću i unosi najveću grešku u pozicioniranju. Jennifer R. Stickel, Simon R. Cherry, University of California , Davis; High-resolution PET detector design: modelling components of intrinsic spatial resolution; © 2005 IOP Publishing Ltd Printed in the UK

2.2. Fotomultiplikatorske cevi

Velika većina komercijalnih PET skenera koriste fotomultiplikatorske cevi kao fotonski detektor koji konvertuje scintilacionu svetlost (optičke fotone) u električni impuls.



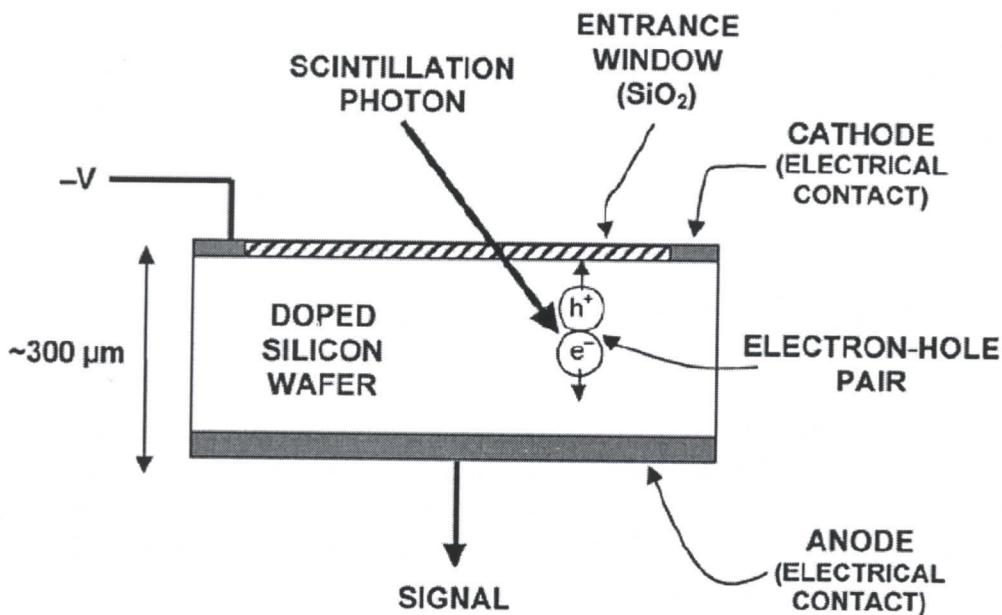
Slika 19: Fotomultiplikatorska cev se sastoji od serije dinoda (elektroda) gde je svaka sledeća na većem naponu, koje povezuje lanac otpornika. Svaka dinoda je prevučena materijalom pogodnim za emisiju elektrona (preko fotoelektričnog efekta) i nalazi se u vakuumskoj cevi. Optički fotoni koji pogađaju fotokatodu oslobađaju elektrone koji se ubrzavaju u potencijalnoj razlici između katode i prve dinode. Elektroni koji pogađaju prvu dinodu imaju dovoljno energije da dalje oslobađaju elektrone sa date dinode, te se i oni ubrzavaju u potencijalnoj razlici između prve i druge dinode itd. Posle 10 dinoda, jedan elektron nastao na fotokatodi daje oko 10^6 elektrona koji predstavljaju znatnu struju na anodi fotomultiplikatorske cevi.

Svetlost emitovana od strane scintilatora prolazi kroz „ulazni prozor“ fotomultiplikatorske cevi i pada na fotokatodu. Fotokatoda je napravljena od tankog sloja materijala koji lako otpušta elektrone ukoliko se u njega deponuje energija (fotona). Svaki optički foton ima 15-25% mogućnosti (u zavisnosti od talasne dužine) da osloboди elektron. Ova verovatnoća se naziva *KVANTNA EFIKASNOST* fotomultiplikatorske cevi. Visoka razlika potencijala između fotokatode i prve dinode ubrzava elektron i navodi ga na prvu dinodu (pozitivno nanelektrisanu elektrodu). Dinoda je takođe prevučena materijalom koji otpušta elektrone pri deponovanju energije fotona u njega, tako da nadolazeći elektroni imaju dovoljno energije da oslobose još 3-4 sekundarna elektrona sa dinode. Ti elektroni se onda ubrzavaju u polju potencijalne razlike između dinoda (druge i treće, treće i četvrte itd), izazivajući lavinu fotoelektrona. Nakon deset dinodnih faza amplifikacije svaki početni elektron (stvoren na fotokatodi) proizvede 10^6 elektrona, koji se javljaju u periodu od nekoliko ns , dovode do struje koja se veoma lako detektuje u miliamperskom području. Većina PET skenera koristi okruglu ili kvadratnu

jednokanalnu fotomultiplikatorsku cev u poluprečniku 1-5 cm. Prednosti fotomultiplikatorske cevi su visoko pojačanje (amplifikacija) koja dovodi do visokih vrednosti signala u odnosu na šum (*signal-to-noise*), njihova stabilnost i postojanost i brz odgovor (izlazni signal iz fotomultiplikatorske cevi se formira u vremenu nanosekunde ukoliko uzmemo da je ulazni signal svetlosti step funkcija). Nedostaci fotomultiplikatorskih cevi su njihova veličina i visoka cena.

2.2.1. Poluprovodnički fotodetektori

Alternativa fotomultiplikatorskim cevima jesu fotonski detektori koji se baziraju na silicijumskoj fotodiodi. U tom slučaju se fotodioda sastoji iz tankog sloja silicijuma debljine nekoliko stotina mikrona, koja je pažljivo dopirana nečistoćama u cilju stvaranja pogodnog električnog polja u materijalu (slika 20). Mali napon od $10^2 - 10^3$ V se uključuje na silicijumsku diodu. Kada scintilacioni foton interaguje sa silicijum-atomima, on često ima dovoljnu energiju da osloboди elektron u silicijumskoj strukturi rešetke. Praznina koja ostaje za elektronom, poznata kao šupljina, ima karakteristike pozitivnog nanelektrisanja. Uspostavljanjem električnog polja elektron se kreće ka anodi (pozitivnoj elektrodi), a šupljina se kreće ka katodi (negativno-nanelektrisanoj elektrodi) stvarajući tako merljivu električni struju. Kvantna efikasnost poluprovodničkih fotodioda je 60-80% što predstavlja mnogo veću efikasnost konverzije fotona u elektrone od fotomultiplikatorskih cevi. Međutim, poluprovodničke fotodiode nemaju unutračnje pojačanje (*internal gain*), i tako produkuju samo jedan par elektron-šupljina po jednom scintilacionom fotonu. Ovo dovodi do signala koji je grubo 10^6 puta slabiji nego signal koji se dobija pomoću fotomultiplikatorske cevi degradirajući pri tom odnos *signal-to-noise* kao i mogućnost određivanja deponovane energije u scintilatoru. U praksi se poluprovodnički fotodetektori ne upotrijevaju u PET sistemima.



Slika 20: Šematski prikaz preseka tipične fotodiode.

Modifikacija fotodiode je dovela do tzv. *avalanš (lavinske) fotodiode (APD)*. U ovom slučaju je primjenjeni napon na fotodiodu mnogo veći tako da oslobođeni elektroni između sudara u rešetci silicijuma imaju dovoljno energije da dalje oslobađaju elektrone. Ovo dovodi do avalanš efekta (efekta lavine), slično onom viđenom u fotomultiplikatorskoj cevi. Faktor pojačanja u ovom slučaju zavisi od primjenjenog napona i temperature materijala i iznosi $10^2 - 10^3$. Kvantna efikasnost i u ovom slučaju ostaje oko 60-80%, a kombinujući i visoko pojačanje, avalanš fotodiode se mogu porediti sa fotomultiplikatorskim cevima po kvalitetu dobijenih podataka. APD mogu biti jednokanalni (u poluprečniku 1 mm – 2 cm) i višekanalni nizovi elemenata te su pogodni (po veličini, a i po ceni) za budući dizajn PET skenera.

2.3. Blok detektor

Većina PET skenera u komercijalnoj upotrebi se zasnivaju na *BLOK* detektorskom dizajnu (*Casey i Nutt*). Šema blok detektora je prikazana na slici 21. Relativno velik blok scintilatorskog materijala (4x4x3 cm) je poređan u manje segmentne nizove (8x8). Dodirne površine manjih detektorskih elemenata su premazane belim refleksionim materijalom čija svrha je optičko izolovanje individualnih elemenata u okviru bloka. Scintilatorski blok je povezan sa četiri jednokanalne fotomultiplikatorske cevi.

Ukoliko anihilacioni foton interaguje u ugлу detektorskog elementa, dubina (rezova) pojedinih elemenata nam garantuju da će skoro sva scintilaciona svetlost produkovana na tom mestu završiti u fotomultiplikatorskoj cevi koja leži tačno ispod tog elementa. S druge strane, ukoliko interakcija nastane u blizini sredine blok detektora gde je dubina manja (rezovi su plići), rezultat je ravnomerno raspoređena scintilaciona svetlost na sve četiri fotomultiplikatorske cevi. Dubina rezova (elementarnih detektora u okviru bloka) se empirijski određuje tako da se scintilaciona svetlost linearno raspoređuje na sve četiri fotomultiplikatorske cevi kao funkcija pozicije interakcije anihilacionog fotona u blok detektoru. Sa pažljivim proračunom dubine rezova elemenata detektorskog bloka i sa dovoljno scintilacione svetlosti, interakcije u svakom detektorskom elementu će produkovati unikatnu distribuciju scintilacione svetlosti, tj. signala na četiri fotomultiplikatorske cevi. U praksi, X i Y koordinate se računaju za svaki anihilacioni foton koji preseca blok detektor na sl. način:

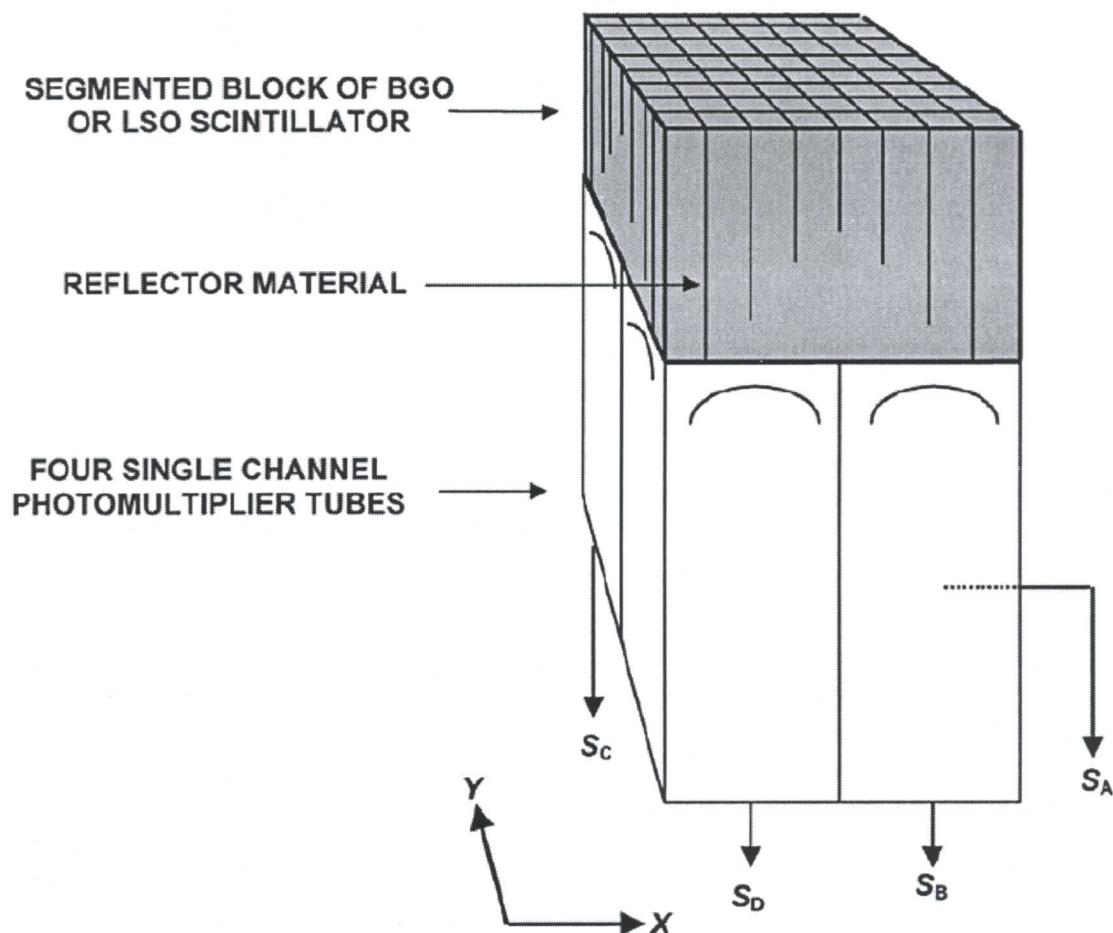
$$X = \frac{S_A + S_B - S_C - S_D}{S_A + S_B + S_C + S_D} \quad Y = \frac{S_A + S_C - S_B - S_D}{S_A + S_B + S_C + S_D}$$

gde su S_A, S_B, S_C, S_D četiri fotomultiplikatorska signala prikazana na slici 21.

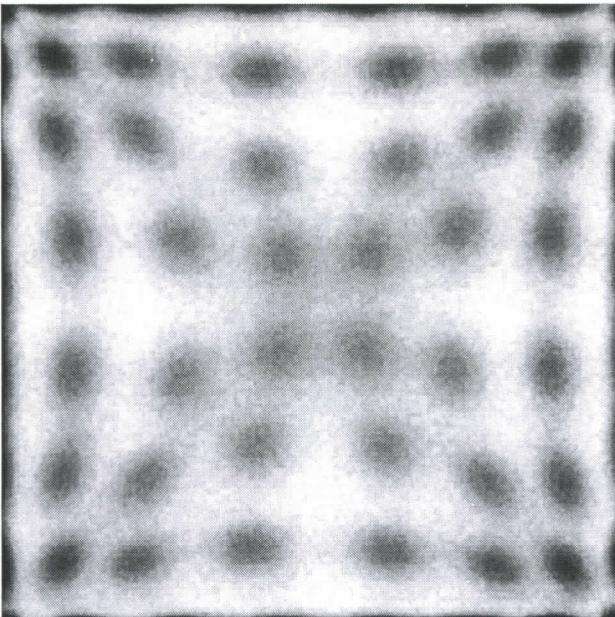
Slika 22 prikazuje rezultat eksperimenta u kom je površina blok detektora uniformno ozračena 511 keV anihilacionom fotonima pri čemu su lokacije interakcija unete u 2D histogram na bazi proračuna X i Y koordinata. Ova slika prikazuje značajnu prostornu distorziju u nizu tačaka što je rezultat nemogućnosti dizajna rezova (dubina elementarnih detektora) koji odgovara linearnom odgovoru na celoj površini detektora.

Tako je stvorena tabela iz „flood histograma“ povezujući izračunate pozicije X i Y sa 64 elementa u blok detektoru. Takođe je primetna konačna veličina (površina) tačaka kao i njihovo međusobno preklapanje. Ovo se događa usled statističkih fluktuacija u fotomultiplikatorskim

signalima korišćenim pri računanju X i Y koje su, s druge strane, izazvane limitiranim brojem scintilacionih fotona produkovanim u 511 keV foton-interakcijama sa materijalom detektora. Ove fluktuacije limitiraju veličinu i broj detektorskih dekodirajućih elemenata koresteći pri tom četiri fotomuliplikatorske cevi.



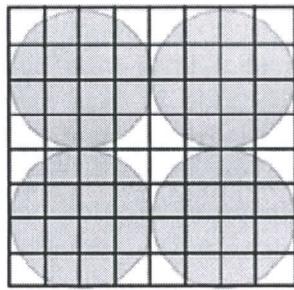
Slika 21: Šematski prikaz tipičnog PET blok detektora



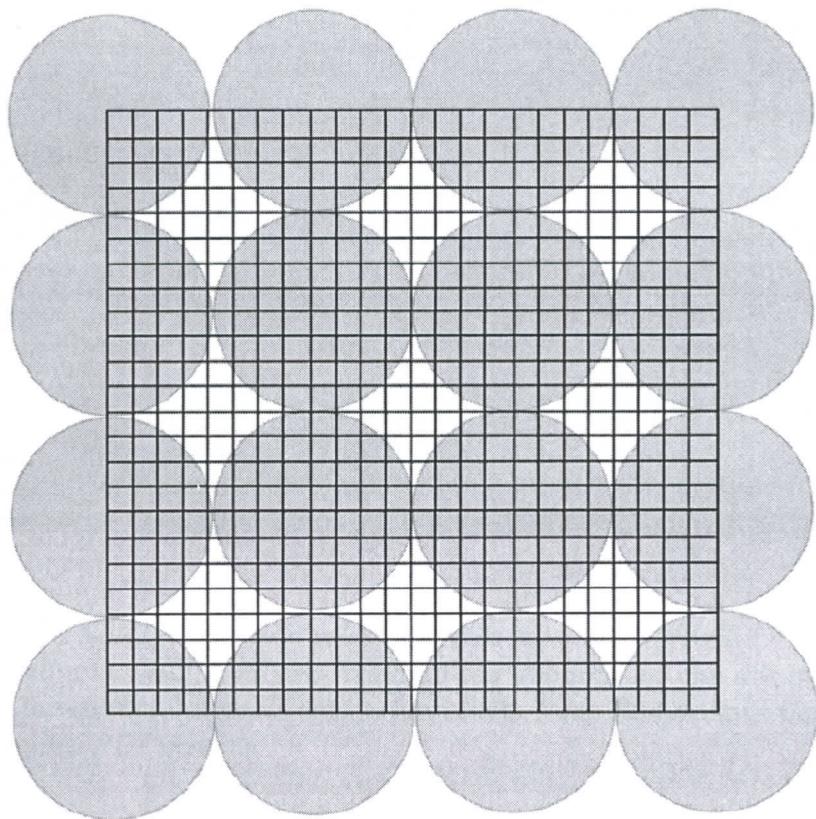
Slika 22: Rezultat detekcije 511 keV anihilacionih fotona unoformno ozračene površine blok detektora koristeći obrazce za X i Y. Ovo merenje je poznato kao "flood histogram", na kome jasno možemo videti 8x8 elementarne detektore u okviru bloka. Svaka tačka je konačne veličine zbog konačnog broja scintolacionih fotona upotrebljenih za izračunavanje X i Y; PET physics and instrumentation, Michael E. Phelps, PhD, University of California School of Medicine Los Angeles, CA 90095, USA; Library of Congress Control Number: 2006920199

Blok detektor je veoma isplativ detektorski sistem za PET skener pošto omogućuje dekodiranje informacije sa 64 elementarna detektora sa samo 4 fotomultiplikatorske cevi. S obzirom da su fotomultiplikatorske cevi jedan od najskupljih komponenata PET sistema, ovaj odnos 16:1 predstavlja ključ razvoja PET skenera koji se može sastojati od nekoliko hiljada elementarnih detektora, po razumnoj ceni. Dizajn blok detektora takođe ukazuje na postojanje elementarnih detektora koji su manjih veličina od samih fotomultiplikatorskih cevi što dovodi do bolje lokalizacije događaja, tj. bolje prostorne rezolucije. Prostorna rezolucija blok detektora je primarno određena širinom detektorskih elemenata. Ova širina najčešće iznosi 3-5 mm. Dalji razvoj blok detektora nam donosi tzv. "KVADRANT ŠERING" dizajn. U ovom slučaju su korišćene veće fotomultiplikatorske cevi, međutim razlika u odnosu na standardni blok detektor je da sada svaka fotomultiplikatorska cev može da služi četiri scintilaciona blok detektora! Blok u kome se dešava interakcija je određen sa četiri fotomultiplikatorske cevi koje daju određen signal, dok je položaj interakcije unutar bloka određen jednačinom za X i Y. Kada se ovaj koncept proširi na veću površinu detektora, on zapravo, dovodi do dalje redukcije upotrebe fotomultiplikatorskih cevi po detektorskom elementu pri čemu dobijamo sledeći odnos blokova i fotomultiplikatorskih cevi: 64:1 i nižu cenu skenera.

Takođe, na ovaj način se mogu dekodirati i manji detektorski elementi za istu veličinu fotomultiplikatorskih cevi korišćenih u prvobitnom blok detektoru.



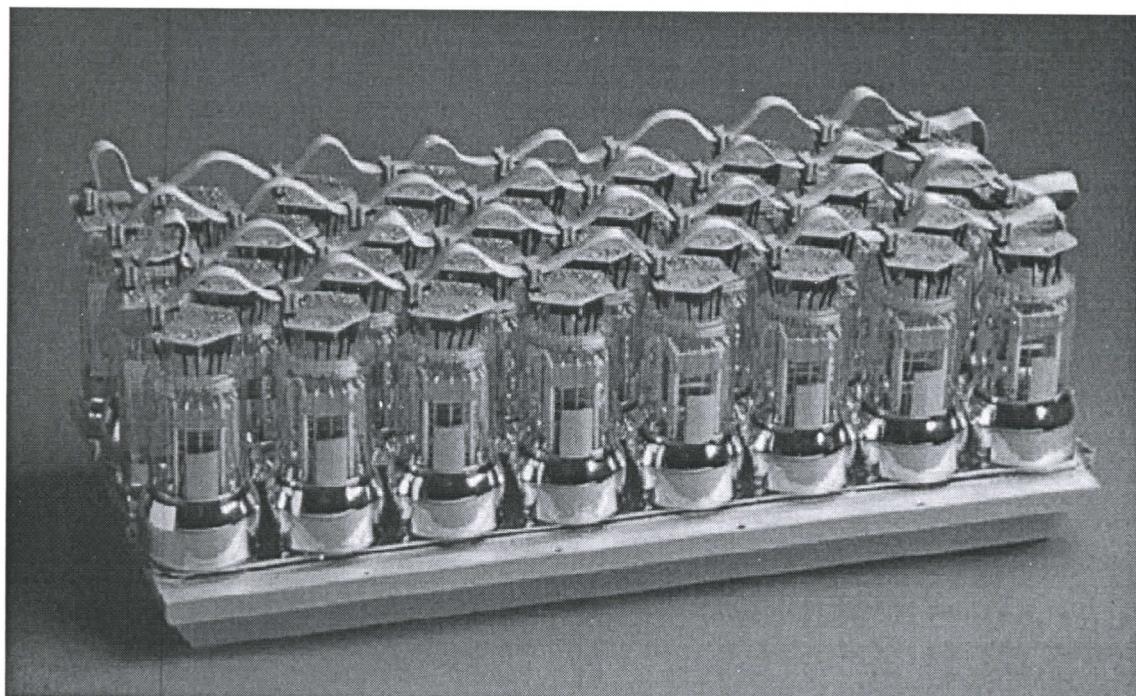
Slika 23 A: Standardni blok detektor



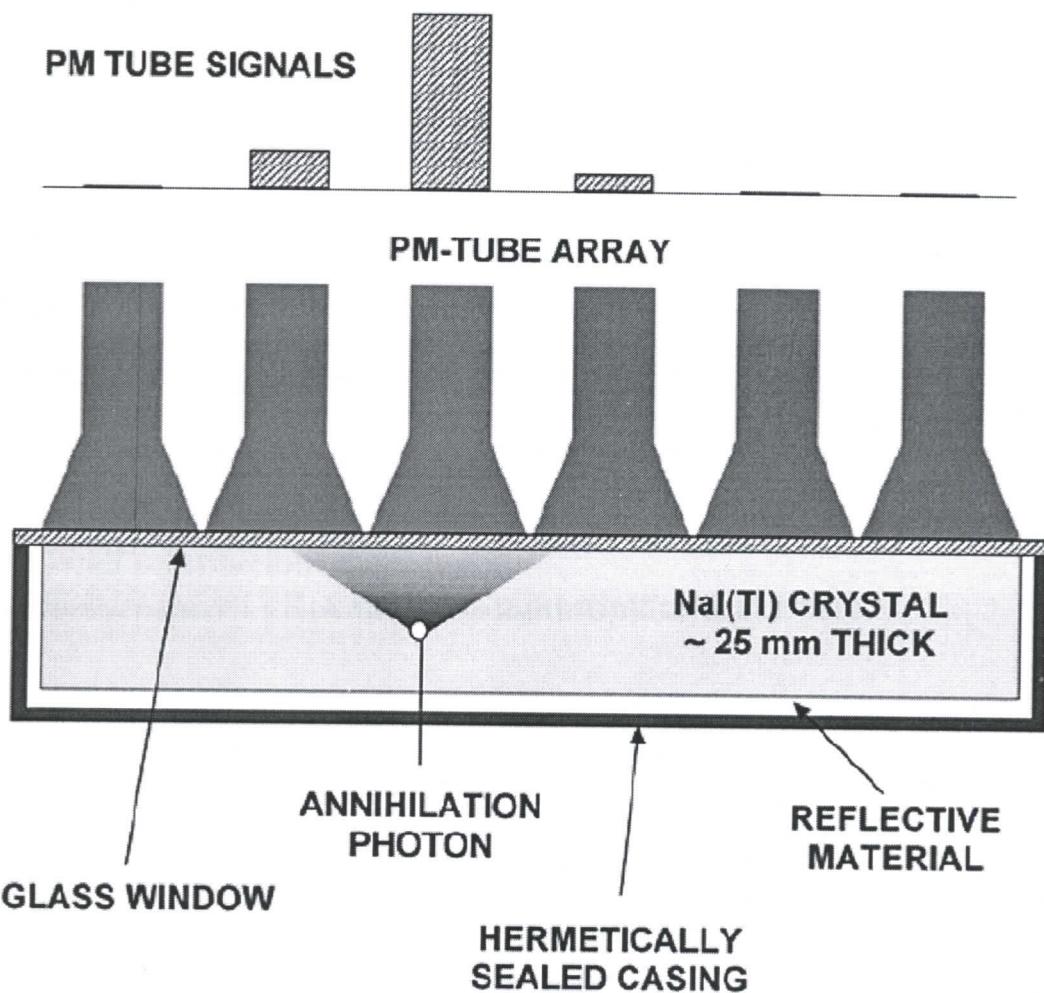
Slika 23 B: Kvadrant šering blok detektor

2.4. Kontinualna gama-kamera

Drugi pristup u konstrukciji PET skenera se bazira na detektorima NaI(Tl) veće površine koji su upareni sa čitavom meticom fotomultiplikatorskih cevi. Ovaj detektor je, u suštini, isti onaj koji se koristi u konvencionalnim medicinskim gama-kamerama, međutim pri konstrukciji PET-detektora kristal mora biti veće debljne kako bi obezbedio veću efikasnost detekcije 511 keV fotona. Lokacije interakcije se određuju prema distribuciji svetlosti među fotomultiplikatorskim cevima, tako da je signal sa svake cevi digitalizovan i da je informacija koju tom prilikom dobijamo linearna u odnosu na stvarnu poziciju interakcije u detektoru. Informacija o poziciji koju dobijamo pomoću ovog detektora je kontinualna za razliku od blok detektora koji proizvodi diskretnu informaciju, a čiji sempling interval (interval uzorkovanja) odgovara rastojanju centara dva detektorska elementa.



Slika 24: Fotografija NaI(Tl) detektora velike površine dizajniranog za PET aplikacije. Dimenzije scintilatora su: dužina-50 cm; širina-15 cm; debljina-2.5 cm, dok informaciju sa njega očitava 30 fotomultiplikatorskih cevi poluprečnika 5 cm. Šest ovakvih detektora se koriste u heksagonalnom nizu PET skenera.



Slika 25: Šematski prikaz preseka kontinualne gama kamere. Kristal NaI(Tl) je u kućištu obložen refleksionim materijalom kako bi više svetlosti otišlo ka fotomultiplikatorskim cevima i hermetički je zatvoren u metalno kućište. Stakleni prozor se nalazi na strani ka fotomultiplikatorskim cevima kako bi propuštao svetlost.

Rad kontinualne gama kamere pre svega zavisi od broja detektovanih scintilacionih fotona što direktno utiče na prostornu rezoluciju detektoru određujući tako *signal-to-noise* fotomultiplikatorskih signala koji se koriste pri računanju pozicije interakcije u detektoru. Zbog toga se u praksi koriste kristali sa velikim prinosom scintilacionih fotona, najčešće NaI(Tl). Debljina kristala (odn. efikasnost pri zaustavljanju 511 keV anihilacionih fotona) je ograničena na 25 mm s obzirom da se prostorna rezolucija smanjuje sa povećanjem debljine kristala. To nastaje usled činjenice da se scintilaciona svetlost širi po većoj zapremini pre nego što dođe do fotomultiplikatorske cevi i tako proizvodi manje amplitude signala na više fotomultiplikatorskih cevi. Za konstantnu vrednost šuma fotomultiplikatorskih cevi i elektronike, odnos signal/šum impulsa korišćenih u izračunavanju pozicije interakcije u detektoru je u tom slučaju slabiji, te se tačnost pozicioniranja degradira. Debljina kristala NaI(Tl) od 10 mm nam obezbeđuje unutrašnju prostornu rezoluciju od 3 mm , dok debljina kristala od 25 mm degradira unutrašnju prostornu

rezoluciju na 4-5 mm. Takođe, moraju se uložiti posebni napor u konstrukciji elektronskih elemenata tako da se mogu pratiti višestruki (*multiple*) događaji (interakcije) koji se se dešavaju različitim delovima detektora u isto vreme. U suprotnom, detektorsko *MRTVO VREME* (vreme koje je potrebno da se obradi događaj pre nego što dođe do detekcije sledećeg) postaje limitirajući faktor u radu PET skenera. Određeni *MRTAV PROSTOR* se pojavljuje na ivicama detektora iz potrebe da se kristal hermetički zatvori u kućište zbog toga što je higroskopan. Takođe, na ivicama scintilatorskih ploča javlja se loša spacialna rezolucija iz razloga promene svetlosne distribucije koja nastaje usled interakcije svetlosti sa ivicama kristala. Danas se proizvode i zakrivljene scintilatorske ploče koje omogućavaju kružnu, tj. prstenastu konstrukciju PET skenera, ali se i dalje javljaju regioni sa slabijom spacialnom rezolucijom na mestima preklapanja scintilacionih ploča (segmenata). U skorije vreme je konstruisan i detektor iz jednog komada korišćen za kranialni imidžing, koji u svojoj konstrukciji a priori eliminiše mrtav prostor, međutim takvi pristupi u konstrukciji dovode do visokih troškova skenera.

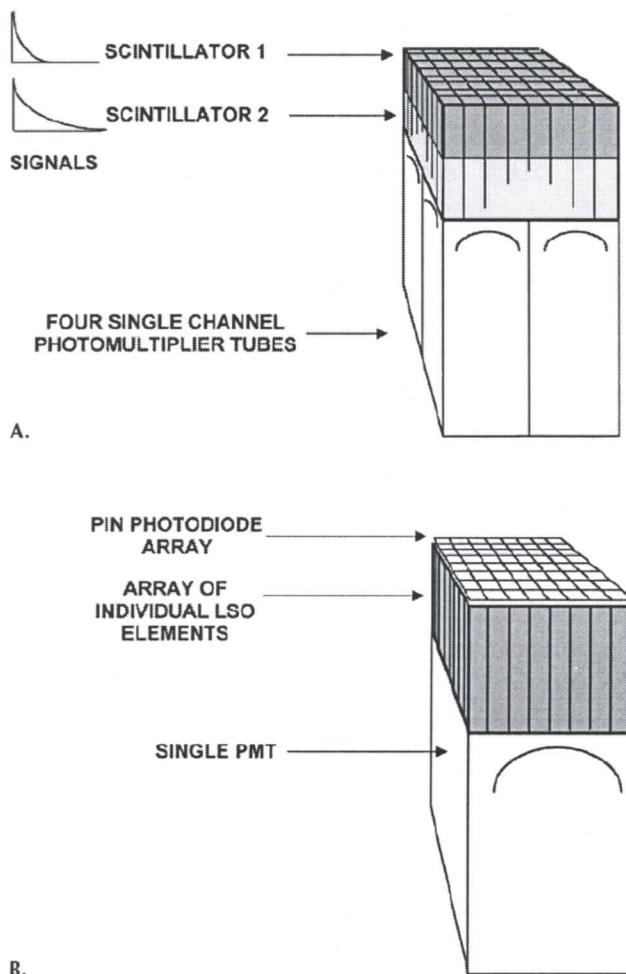
2.5. Ostali scintilacioni detektori: *Position-sensitive* i višekanalne fotomultiplikatorske cevi

Višekanalne fotomultiplikatorske cevi se sastoje od niza malih odvojenih fotomultiplikatorskih kanala u jednom paketu. *Position-sensitive* fotomultiplikatorske cevi imaju mogućnost segmentiranog čitanja *X* i *Y* koordinata i dizajnirane su tako da su izlazni signali linearni u odnosu na ulazni signal (scintilacionu svetlost). Zbog njihove kompaktnosti koriste se u dekodiranju nizova velikog broja elementarnih scintilacionih detektora u visokorezolucionim PET aplikacijama. Cena ovakvih fotomultiplikatorskih cevi je visoka te se najčešće koriste u animalnom PET imidžingu koji zahteva manji broj detektora.

2.5.1. *Depth-encoding* detektori

Detektori koji su do sada opisani bili su fokusirani na određivanje koordinata *X* i *Y* lokacije interakcije (projektovane koordinate na površinu detektora), međutim oni ne daju informaciju o dubini interakcije anihilacionih fotona u detektorskem materijalu. Ova nesigurnost u dubini interakcije dovodi do gubitka spacialne rezolucije na PET snimcima. Ukoliko se pomoću PET-a može utvrditi dubinska, *Z*, koordinata interakcije, neće doći do degradacije rezolucije. Postoje dva metoda za određivanje dubinske koordinate. Prvi prilaz koristi dva sloja scintilacionog materijala (nazvani *phoswich*), gornji i donji sloj, u određivanju *Z* koordinate. Scintilacioni materijali se razlikuju po različitim vremenima opadanja signala (*decay time*). Sloj u kome se dešava interakcija se određuje proverom vremenskog opadanja signala.

Drugi prilaz koristi fotodetektore na oba kraja scintilacionog niza i služi se odnosom signala sa dvaju fotodetektora za određivanje dubine interakcije. Fotodetektor na ulazu (bliže pacijentu) mora biti tanak i kompaktan, tj. atenuacija anihilacionih fotona mora biti minimizirana na ulasku u detektor. Jednokanalna fotomultiplikatorska cev na drugom kraju nam daje informaciju o energiji i vremenskim karakteristikama signala. Odnos signala između fotodiode na ulazu i jednokanalne fotomultiplikatorske cevi na izlazu nam daje informaciju o dubini interakcije.

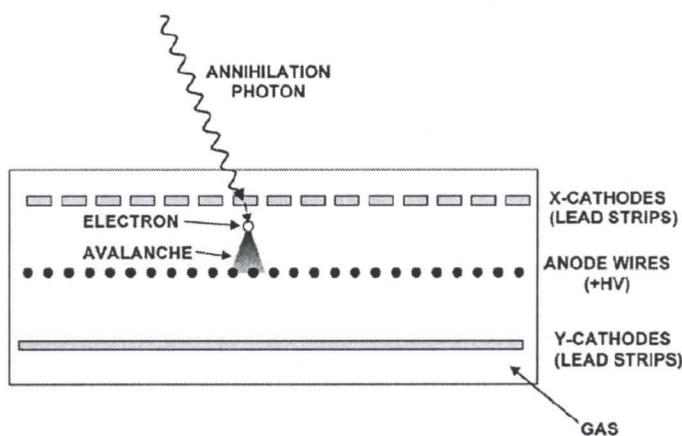


Slika 26: A: Detektor je sličan standardnom bloku detektoru, napravljen od dva sloja scintilacionog materijala sa različitim vremenima opadanja signala. Dubinska interakcija se pripisuje gornjem ili donjem sloju u zavisnosti od vremenske karakteristike signala; B: Niz scintilacionih elemenata poseduje fotodetektore na obe strane detektora. Silicijumska PIN fotodioda se koristi za određivanje položaja interakcije (u kom elementu se odigrava interakcija) dok jednokanalna fotomultiplikatorska cev na drugom kraju niza određuje vremenske i energijske karakteristike signala. Odnos signala sa fotodiode i fotomultiplikatorske cevi nam daje informaciju o dubini interakcije u detektorskom elementu. Na taj način dobijamo kontinualnu distribuciju dubinske koordinate koja zahteva preciznu kalibraciju.

2.6. Ostali gama-detektori

Scintilacioni detektori predstavljaju dominantni tip detektora u PET tehnologiji, uglavnom zbog njihove visoke efikasnosti, razumne cene i relativno malog broja fotomultiplikatorskih cevi potrebnih za detekciju scintilacione svetlosti.

Višežične proporcionalne komore (*Multiwire Proportional Chambers*) su dugo bile korišćene u fizici visokih energija, kao najoptimalniji izbor detektora kada je u pitanju detekcija događaja u velikim zapreminama pri visokoj spacialnoj rezoluciji. Ovi detektori se sastoje iz gasne komore sa anodnim žicama postavljenim na malom rastojanju i visokom pozitivnom potencijalu. Ispod i iznad ravni koja sadrži anodne žice su katodne žice koje su na potencijalu zemlje. Usled ionizacije gasa, elektroni su privučeni najbližoj anodnoj žici, a usled jakog električnog polja koje ubrzava elektrone javlja se avalanš efekat, tj. dalja jonizacija medijuma i dobija se jasan signal. Na drugoj strani se indukuje nanelektrisanje na najbližoj katodnoj traci (žici) što nam daje informaciju o X i Y koordinatama. Mali razmak između katodnih žica nam daje visoku spacialnu rezoluciju. Što se tiče PET aplikacija, 511 keV anihilacioni fotoni moraju prvo biti konvertovani u nanelektrisane čestice (elektrone). To se može ostvariti ukoliko se katodne žice naprave od olova. Interakcijom anihilacionih fotona i atoma olova, izbacuju se elektroni koji se usmeravaju ka anodnim žicama. Problem gasne komore je postizanje dovoljno visoke efikasnosti, kao i vremenske i energetske rezoucije. Da bi se povećala efikasnost detekcije anihilacionih fotona, dizajnirani su sistemi sa više komora poređani jedni na druge, međutim i u tim slučajevima efikasnost jedva da prelazi 1% u poređenju sa 30-90% efikasnosti scintilacionih detektora pri detekciji 511 keV anihilacionih fotona. Slaba efikasnost se može nadomestiti dobro pokrivenim uglom ovih detektora u konfiguraciji skenera. Drugi način za povećanje efikasnosti ovih detektora je zamena tankih žičanih konvertora sa kristalima BaF_2 scintilacionim materijalom. BaF_2 je jedan od retkih scintilatora koji produkuje svetlost kao UV radijaciju, a koja ima dovoljno energije da ionizuje gas tetrakis-dimetilamino-eten (TMAE). Nadolzeći anihilacioni fotoni interaguju u BaF_2 dok proizvedena scintilaciona UV svetlost ionizuje TMAE u komori. Međutim i ovakav dizajn komore se ne može meriti sa sa efikasnošću BGO-a ili LSO-a.



Slika 27: Presek višežične proporcionalne komore

2.6.1. Direktna detekcija pomoću poluprovodničkih materijala

Koncept ovakvog pristupa jeste korišćenje poluprovodničkog materijala u cilju izbegavanja scintilacionih materijala (i fotomultiplikatorskih cevi). Detektor funkcioniše na principu standardne silicijumske fotodiode, međutim u ovom slučaju anihilacioni foton direktno stvaraju parove elektron-šupljina. Siličijum, iako najbolje razvijeni poluprovodnički materijal ima nisku efikasnost pri energijama od 511 keV . Drugi poluprovodnički materijali kao što su kadmijum-telurid (CdTe) ili cink-telurid (CZT) imaju zaustavnu moć sličnu NaI(Tl) na 511 keV te predstavljaju mogući izbor PET detektorskog materijala. Ove materijale je teško proizvesti u balk obliku i njihova proizvodnja je skupa. Postizanje povoljne vremenske i energetske rezolucije u ovim detektorskim materijalima relativno velike debljine predstavlja izazov. Prilaz ovom problemu je veoma zanimljiv iz razloga što se izbegava etapa konverzije (511 keV fotona u vidljivu svetlost) kod scintilatora. Signal koji se dobija je veoma jak, s obzirom da svaki 511 keV foton proizvodi oko 10^5 nosilaca nanelektrisanja. S druge strane, postoje i poluprovodnički materijali veće gustine kao što su PbI ili TlBr ali se, za sada, koriste samo u vidu tankih filmova. Ukoliko u budućnosti jeftinija proizvodnja ovih materijala u vidu balka bude moguća nesumnjivo će predstavljati ozbiljnju alternativu scintilacionim detektorskim materijalima.

3. SAKUPLJANJE PODATAKA. PET KONFIGURACIJE

3.1. Koincidentna detekcija

U poređenju sa drugim metodama nuklearnog imidžinga, PET sistem koristi tzv. *KOINCIDENTNU DETEKCIJU*.

Jednostavni sistem za koincidenciju je prikazan na slici 28, i sastoji se iz para detektora sa propratnom elektronikom (pojačala, analizator visine impulsa, visok napon) i koincidentnog kola. Ukoliko se anihilacija dogodi negde između dva detektora, a pravac anihilacije je takav da dotična putanja anihilacionih fotona preseca detektore, postoće velika verovatnoća za detekciju događaja.

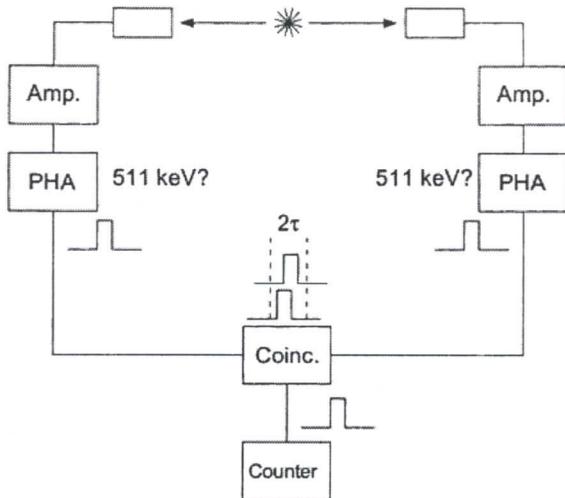
S obzirom na činjenicu da se anihilacioni fotoni emituju približno pod uglom od 180° , zabeležena koincidencija nam ukazuje na anihilaciju koja se desila negde na liniji/zapremini između detektora. Ova linija koja se detektuje se naziva *LINIJA ODGOVORA (line of response)* ili *LOR*.

Da bismo rekonstruisali potpunu sliku objekta, LOR se detektuju pod raznim uglovima koji pokrivaju tzv. polje odgovora. U idealnim uslovima bi dva detektora povezana u kolo istovremeno generisala logičke impulse koji dovode do koincidencije, međutim usled stohastičkih procesa emisije scintilacione svetlosti u kristalu pojavljuje se određeno vremensko zakašnjenje reakcije detektora. Ova vremenska rezolucija zavisi od karakteristika detektora, tj. vremenskog pada scintilacionog signala.

Takođe, usled različitih pređenih puteva dva scintilaciona fotona javlja se mala vremenska razlika u detekciji istih. Da bi se izbeglo gubljenje podataka (koincidentnih događaja), logički impulsi moraju imati određenu širinu kako bi se preklapali, bez obzira na konačnu vremensku rezoluciju.

Širina logičkih impulsa, τ , bi najmanje trebala da bude jednaka vremenskoj rezoluciji para detektora (mereno na polovini visine signala – *FWHM –full width at half maximum*).

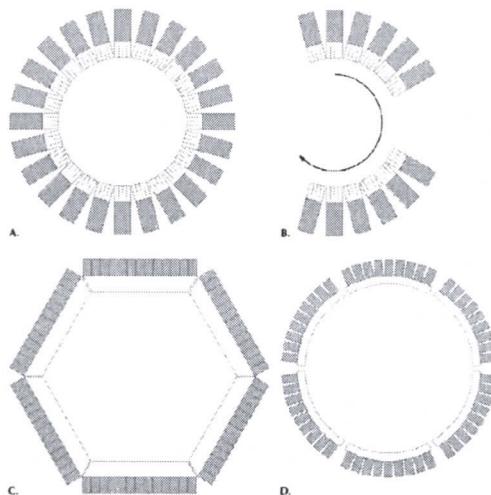
Tipične vremenske rezolucije za BGO ili NaI(Tl) PET detektore iznosi $5\text{-}6 \text{ ns FWHM}$ dok za LSO iznosi $2\text{-}3 \text{ ns FWHM}$. Veoma je važno da impulsi budu što uži kako bismo minimizirali detekciju slučajnih koincidencija koji upadaju u vremenski interval preklapanja dva impulsa.



Slika 28: Dijagram koincidentnog kola. Dva scintilaciona detektora su pojedinačno povezana sa pojačalima (Amp.) i analizatorima visine impulsa (PHA). Kada foton interaguje u detektoru, dobijeni signal se pojačava i energetski analizira. Ukoliko je energija događaja veća od određenog praga detekcije, analizator generiše logički impuls. Ovi impulsi se onda vode u koincidentni modul (Cinc.), koji onda određuje da li postoji preklapanje impulsa iz dva individualna kanala. Preklapanje se dešava u vremenskom okviru 2τ (odn. razlikuju se međusobno za vreme $\leq \tau$) gde je τ širina impulsa. Ukoliko je ovo slučaj, u pitanju je detektovana koincidencija i koincidentno kolo u tom slučaju obrazuje logički impuls koji se šalje u brojač.

3.2. PET kamera: Koncept

PET sistem se sastoji iz velikog broja detektora (blok detektora) koji su postavljeni oko objekta od interesa. Najčešća konfiguracija detektora je kružna, odn. prstenasta. Pravci u detektorskoj ravni se identificuju kao *TRANSVERZALNI* i *TRANSAKSIJALNI*. Pravac u ravni normalnoj na ravan detektora je *AKSIJALNI*. Takođe je moguće postaviti geometriju većeg broja malih detektora u vidu poligonalnog rasporeda. Sve ove detektorske geometrije omogućavaju simultano određivanje više LOR-a i dobijanje slike preseka objekta od interesa.



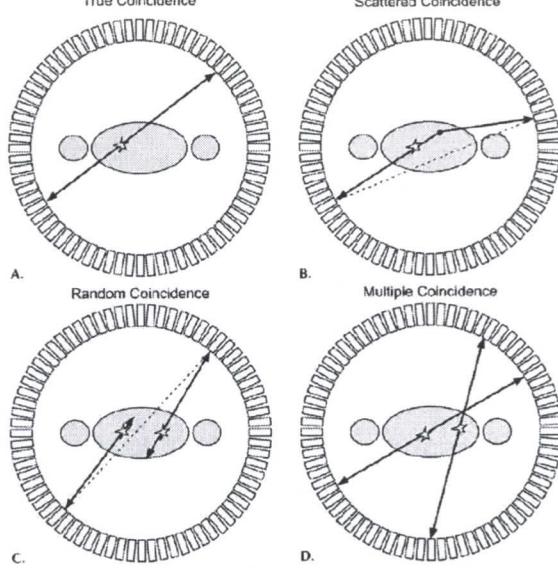
Slika 29: Šema četiri vrste PET konfiguracija. A: Stacionarni blok prstenasti sistem; B: rotacioni blok prstenasti sistem; C: stacionarni NaI(Tl) sistem sa šest ravnih detektorskih ploča; D: stacionarni NaI(Tl) sistem sa zakrivljenim detektorskim pločama.

Da bi se povećala efikasnost detektora u modernim PET skenerima, detektorski sistem se produžava u aksijalnom pravcu za oko 15 cm. Ovo se postiže postavljanjem nekoliko detektorskih prstenova jedan do drugog ili sa dvodimenzionalnim kontinualnim detektorima velikih aksijalnih dimenzija.

Tako se podaci dobavljaju simultano, tj. preseci (*cross sections*) koji kasnije učestvuju u 3D rekonstrukciji slike. U PET skeneru baziranom na velikim kontinualnim detektorima, svaki detektor će biti u koincidenciji sa ostalim detektorskim glavama na suprotnoj strani skenera. U PET sistemima dizajniranim na principu blok detektora, broj mogućih koincidentnih kombinacija je proporcionalan kvadratu broja detektorskih elemenata. U tom slučaju nije praktično da svaki detektorski par poseduje posebno koincidentno kolo. Umesto toga, veliki broj detektora je grupisan u tzv. korpe, koje su povezani sa drugim detektorskim grupama preko koincidentnog kola. Prateći koincidentni događaj, elektronika zatim identificuje detektorski element blok detektora ili lokaciju događaja u detektoru ukoliko je u pitanju kontinualni detektor. Takođe, preko elektronike proveravamo i količinu deponovane energije u detektoru, proveravajući na taj način da li se zaista radi o anihilacionom zračenju. Energetski prozor detektora je u tesnoj vezi sa energetskom rezolucijom detektora. Tipična širina energetskog prozora je od 350 keV do 650 keV, iz razloga da budemo sigurni da su svi 511 keV fotoni čije putanje presecaju detektor uključeni u koincidentni proces. Fotoni koji su izgubili veći deo svoje energije, uglavnom preko rasejanja u posmatranom objektu, neće biti uzimani u obzir. Događaji koji zadovoljavaju energetski i vremenski kriterijum se sakupljaju u hardveru koji ispisuje podatke u dva načina: u *LIST MODE*-u je svaki pojedinačni događaj zapisan u vidu fajla uključujući pri tom informaciju o lokacijama na kojima su interagovali anihilacioni fotoni u detektoru i vremena interakcije. U *HISTIGRAM MODE*-u je memorija dodeljena svakoj *LOR* i svaki put kad se to desi memorija lokacija je zabeležena jedinicom (1). Histogram mode je najefikasniji način čuvanja podataka. List mode je, s druge strane prihvativiji za dinamičke studije, s obzirom na činjenicu da se podaci mogu sortirati u tzv. vremenske korpe posle završetka studije. U histogram mode-u događaji su integrisani u vremenskom intervalu koji mora biti naveden pre akvizicije podataka.

3.3. Tipovi događaja

Pod idealnim uslovima bi samo prave koincidencije bile zabeležene, tj. oni anihilacioni fotoni koji potiču od istog radioaktivnog raspada i koji nisu promenili svoj pravac usled rasejanja niti svoju energiju. Međutim, usled mogućih interakcija 511 keV fotona u objektu od interesa, tj. pacijentu, izmerene koincidencije sadrže neke neželjene događaje koji uključuju slučajne, rasejane i višestruke koincidencije (slika 30). Svi ovi događaji utiču na degradaciju dobijene dijagnostičke slike i moraju biti ispravljeni kako bismo dobili što realniju sliku o lokacijama radioaktivnog raspada, odn. koncentracije aktivnosti radionuklida. S druge strane, više od 90% detektovanih događaja pomoću PET skenera su jednostruki (*single*) događaji u kojima se registruje samo jedan od dva anihilaciona fotona. Jedan od razloga za to je da putanja jednog od anihilacionih fotona ne preseca detektor, a drugi je da jedan od anihilacionih fotona ne ostavi dovoljno energije u detektoru te ne može biti detektovan. Ovi jednostruki događaji nisu prihvaćeni od strane PET skenera, ali su oni upravo odgovorni za višestruke i slučajne događaje/koincidencije.



Slika 30: Ilustracija četiri glavna tipa koincidencija; A: Prava koincidencija- ova anihilaciona fotona izlaze iz posmatranog objekta i bivaju registrovana od strane detektora; B: rasejana koincidencija - jedan od anihilacionih fotona je rasejan te dolazi do pogrešne lokalizacije događaja; C: slučajna koincidencija - koincidencija koja je generisana od strane dva fotona različitih anihilacionih procesa; ovaj tip događaja formira izvestan šum koji bi trebalo oduzeti u daljim proračunima lokacije događaja; D: višestruka koincidencija- tri i više fotona je simultano detektovano. Ovi događaji se odbacuju pri daljem procesiranju podataka.

3.3.1. Slučajne koincidencije

U procesu anihilacije se simultano emituju dva 511 keV anihilaciona fotona tako da bi u idealnom slučaju i detektorski odgovor trebao da bude simultan. Međutim, zbog konačne vremenske rezolucije, signali moraju biti prihvaćeni čak iako se pojave u nekom konačnom vremenskom intervalu/prozoru. Upravo zbog konačne širine vremenskog prozora moguća je detekcija različitih jednostrukih anihilacionih fotona registrovanih kao validna koincidencija. Ovakvi događaji se nazivaju *SLUČAJNI* ili *NASUMIČNI DOGAĐAJI*. S obzirom da su slučajni događaji produkovani od strane fotona koji ne potiču od istih radioaktivnih raspada, oni ne nose nikakvu informaciju o prostornoj lokaciji distribucije aktivnosti radiofarmaceutika i tako predstavljaju neželjeni šum na dijagnostičkoj slici. Ukoliko je brzina brojanja fotona u detektorskem paru data sa N_1 i N_2 onda se može pokazati da je brzina brojanja slučajnih koincidencija N_R jednaka:

$$N_R = 2\tau \cdot N_1 N_2$$

gde je τ širina logičkog impulsa koji nastaje kada detektor apsorbuje anihilacioni foton. Termin 2τ se često naziva *KOINCIDENTNI VREMENSKI PROZOR*. S obzirom da su individualne brzine detekcije proporcionalne aktivnosti u vidnom polju skenera, brzina brojanja slučajnih koincidencija je proporcionalna kvadratu aktivnosti u vidnom polju skenera, a takođe i direktno proporcionalna sa koincidentnim vremenskim prozorom što nam govori da širina tog prozora treba da ostane u razumnim granicama koje su određene vremenskim nesigurnostima u pravim koincidentnim događajima.

Primer 1: Brzina brojanja događaja svakog od dva detektora je 100 000 u sekundi. Kolika će biti brzina brojanja slučajnih koincidencija ukoliko je širina logičkog impulsa generisanog od strane detektora 6 ns?

Rešenje: $N_R = 2 \cdot 6 \cdot 10^{-9} s \cdot 10^5 \frac{1}{s} \cdot 10^5 \frac{1}{s} = 120$ slučajnih događaja u sekundi.

3.3.2. Rasejane koincidencije

Rasejane koincidencije su još jedan tip događaja koji predstavljaju šum i koje zahtevaju određenu korekciju. U suštini, ove koincidencije jesu prave koincidencije, međutim u ovom slučaju, jedan (ili oba) anihilaciona fotona su doživela Komptonovo rasejanje i tako promenili inicijalni pravac anihilacije. S obzirom na promenu inicijalnog pravca anihilacije, ove događaje ne možemo smatrati za prave, ili bolje rečeno validne događaje. Ukoliko se ne izvrši korekcija, ovi događaji predstavljaju šum koji smanjuje kontrast slike. Distribucija rasejanih događaja zavisi od distribucije radioaktivnosti i oblika medijuma na kojem se dešava rasejanje (odn. pacijenta). Korekcija ovakvih događaja predstavlja najteži oblik korekcije slučajnih koincidencija. Udeo rasejanih događaja varira od 15-50% u zavisnosti od veličine posmatranog objekta, geometrije i vremenske rezolucije PET skenera.

3.3.3. Višestruke koincidencije

Iako je dovoljno samo dva detektora za registrovanje prave koincidencije unutar vremenskog prozora, u slučaju velike brzine brojanja (*counting rate*) događaja u detektoru moguće je da tri ili više detektora učestvuju u registrovanju koincidencije. U ovom slučaju nije jednoznačno određena LOR. Iz tog razloga se podaci vezani za ovaj tip događaja odbacuju. Međutim, ovakvi događaji mogu sadržati i pravu koincidenciju u sebi, tako da ako npr. postoji 3LOR-a, nasumično se uzima jedna.

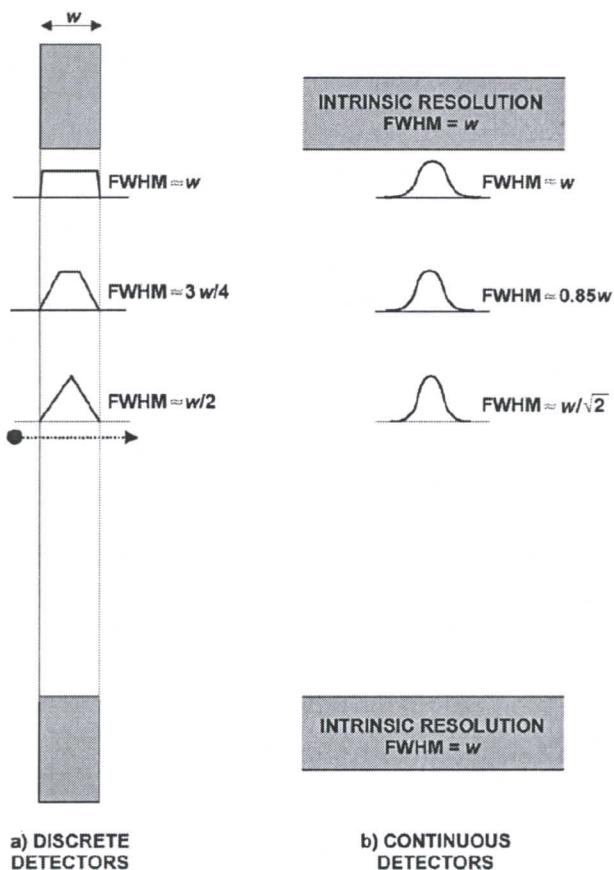
3.3.4. „*Prompt*“ koincidencije

Ukupan broj detektovanih događaja od strane koincidentnog kola u PET skeneru se nazivaju prompt-koincidencije (ili sve registrovane koincidencije). Ove koincidencije se sastoje iz pravih, rasejanih i slučajnih koincidencija gde su prave koincidencije jedine koje nose informaciju o spacialnoj rezoluciji distribucije radiotrejsera. Neophodno je odrediti koji procenat svih registrovanih koincidencija otpada na rasejane i slučajne koincidencije svake pojedinačne linije odgovora. Doprinos rasejanih i slučajnih koincidencija se onda oduzima od ukupnog broja registrovanih da bismo dobili broj pravih/upotrebljivih koincidencija. S obzirom da broj rasejanih i slučajnih koincidencija predstavlja procenu, tačnost ove procene će direktno uticati na tačnost broja pravih koincidencija.

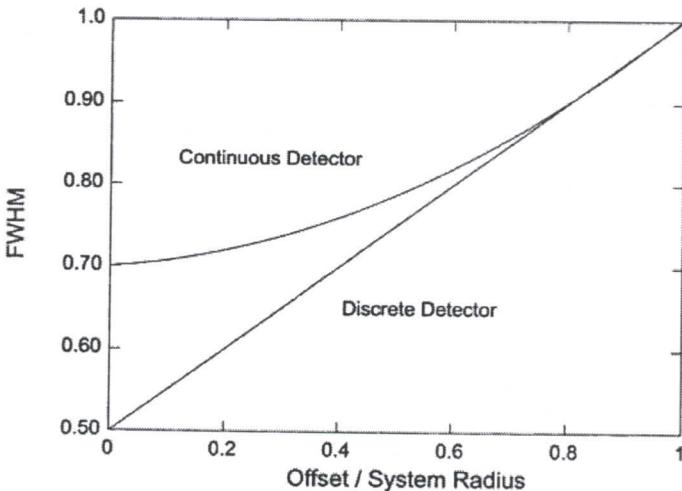
3.4. Rezolucija: funkcije koincidentnog odgovora

Unutrašnja rezolucija detektora se može podeliti na dve komponente: *GEOMETRIJSKU i FIZIČKU*. Za par diskretnih detektora, tj. detektorskih elemenata u blok detektoru, geometrijska rezolucija u sredini, između detektorskog para se može opisati trougaonom funkcijom

koincidentnog odgovora (slika 31) gde širina na polovini maksimuma (FWHM) odgovara polovini detektorske širine. Ukoliko se tačkasti izvor pomera ka jednom od ova dva detektora, funkcija dogovora se menja i po obliku postaje trapezoidna dok na kraju postaje kvadratna kada se izvor nađe ispred određenog detektora. Unutrašnja rezolucija u ovim tipovima detektora je tako određena širinom detektorskih elemenata. U kontinualnim detektorskim sistemima, unutrašnja spacijalna rezolucija je uglavnom određena brojem scintilacionih fotona koji daju informaciju o poziciji događaja, a ne geometrijskim faktorima. Unutrašnja spacijalna rezolucija kontinualnog detektora se može aproksimirati Gausovom krivom. U tom slučaju se može pokazati da je funkcija koincidentnog odgovora u sredini između dva detektora jednaka rezoluciji individualnih detektora $FWHM/\sqrt{2}$. Za lokacije događaja bliže jednom od detektora $FWHM$ rezolucija se povećava i na kraju postaje jednaka sa spacijalnom rezolucijom individualnih detektora (slika 31B). Slika 32 pokazuje promenu $FWHM$ funkcije koincidentnog odgovora za diskretne i kontinualne detektore kao funkcije lokacije izvora.

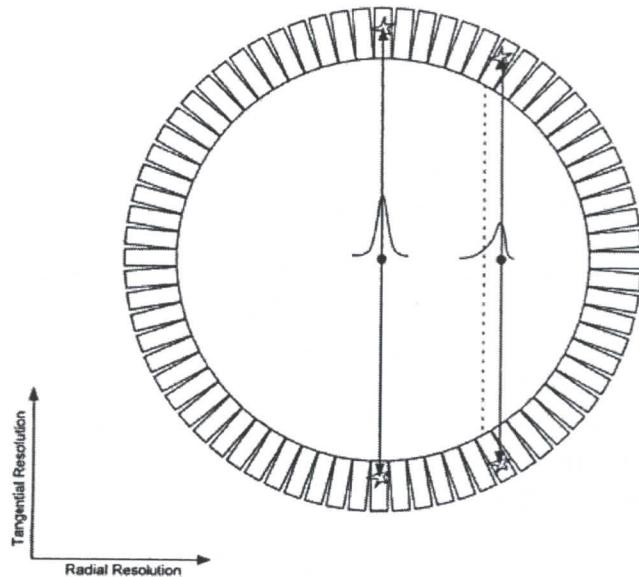


Slika 31: A: Geometrijska spacijalna rezolucija pri pomeranju tačkastog izvora između dva detektora. U centru vidnog polja, funkcija koincidentnog odgovora ima trougani oblik i $FWHM$ koja odgovara polovini detektorske širine w . Kako se tačkasti izvor pomera ka jednom od detektora, funkcija koincidentnog odgovora postaje trapezoidna, a $FWHM$ se linearno povećava u funkciji od rastojanja od centra vidnog polja. B: funkcija koincidentnog odgovora za par kontinualnih detektora, gde je spacijalna rezolucija svakog opisana Gausovom krivom sa $FWHM=w$. Funkcija koincidentnog odgovora u centru vidnog polja je $w/\sqrt{2}$ i povećava se na w kada se tačkasti izvor nađe tačno ispred jednog od detektora.



Slika 32: Poređenje FWHM funkcije koincidentnog odgovora za diskretne i kontinualne detektore sa $w=1$ kao funkcija pozicije tačkastog izvora u odnosu na detektor. Offset 0 odgovara izvoru lociranom tačno između dva detektora; PET physics and instrumentation, Michael E. Phelps, PhD, University of California School of Medicine Los Angeles, CA 90095, USA; Library of Congress Control Number: 2006920199

Scintilacioni detektori velike debljine (2-3 cm) koji se koriste u PET imidžingu su odgovorni za još jedan geometrijski efekat koji degradira spacijalnu rezoluciju. Ovaj efekat, koji se naziva **DETEKTORSKA PARALAKSA** ili **EFEKAT DUBINE INTERAKCIJE** je posledica činjenice da anihilacioni fotoni mogu interagovati sa detektorskim materijalom na bilo kojoj dubini. Posmatrajmo prstenasti (*ring*) skener koji sadrži diskretne (ili kontinualne) detektore. U centru vidnog polja, svi emitovani fotoni padaju normalno na površinu detektora. Međutim, ukoliko se izvor nalazi izvan centra vidnog polja, detektorski elementi se nalaze pod određenim uglom u odnosu na liniju odgovora LOR i anihilacioni fotoni mogu proći kroz prvi detektor i biti detektovani od strane susednog detektorskog elementa (slika 33). Postoje dve posledice ovog efekta. Funkcija koincidentnog odgovora postaje šira (pošto se detektori nalaze pod izvesnim uglom u odnosu na datu LOR) i registrovani događaj je mispozicioniran prema centru skenera u odnosu na liniju koja povezuje dva elementa koja učestvuju u detekciji anihilacionih fotona. Širenje funkcije koincidentnog odgovora zavisi od širine i debljine scintilatorskih elemenata kao i njihovih apsorpcionih karakteristika, kao i od međusobnog rastojanja detektorskih elemenata. Rezultat je lošija radikalna komponenta spacijalne rezolucije na PET snimcima kako se više odmičemo od centra vidnog polja. Ovaj efekat je veoma značajan u PET skenerima malog dijametra koji koristi scintilacione detektore velike debljine. Ovaj efekat se može ublažiti ukoliko postoji mogućnost merenja dubine interakcije. Na PET skeneru baziranu na poligonalnoj geometriji takođe utiče ovaj efekat paralakse, ali na taj način da je degradacija rezolucije uniformno raspoređena preko celog vidnog polja. Ovi efekti se generalno javljaju za sve izvore s obzirom na činjenicu da anihilacioni fotoni padaju na površinu detektora pod najrazličitijim uglovima.



Slika 33 : U skeneru prstenaste geometrije, PSF (Point Spread Function) se širi i postaje asimetrična kako se pomeramo od centra ka periferiji vidnog polja što dovodi do degradacije spacijalne rezolucije i mispozicije događaja (prema centru vidnog polja). Zastupljenost ovog efekta pre svega zavisi od dijametra detektorskog prstena, debljine detektora i materijala koji ga čini.

Konačna rezolucija sistema za određeni dizajn skenera je skup svih funkcija rezolucionog odgovora uključujući domet pozitrona, nekolinearnost fotona, geometrijske faktore, unutrašnju spacijalnu rezoluciju (za kontinualne detektore) i fizičke faktore.

Primer 2: Prepostavimo da rezolucija detektora, domet pozitrona, i fotonska nekolinearnost mogu biti aproksimirane Gausovim krivama, izračunati rezoluciju sistema u centru vidnog polja kliničkog PET skenera dijametra 80 cm sa diskretnim detektorskim elementima širine 6 mm pri imidžingu ^{18}F radiofarmaceutika.

Rešenje: Unutrašnja spacijalna rezolucija (slika 31), R_{int} u centru vidnog polja skenera je:

$$R_{int} = \frac{6\text{ mm}}{2} = 3\text{ mm}$$

Zamućenje usled nekolinearnosti fotona Δ_{nc} je: $\Delta_{nc} = 0.0022 \cdot 800\text{ mm} = 1.76\text{ mm}$

Zamućenje koje se javlja usled dometa pozitrona ^{18}F , Δ_{pos} ima $FWHM$ 0.102 mm.

Konvolucija više Gausovih funkcija je nova Gausova funkcija gde je ukupna $FWHM$ data kao kvadratni koren zbiru kvadrata pojedinačnih $FWHM$. Sistemska rezolucija R_{sys} je:

$$R_{sys} = \sqrt{R_{int}^2 + \Delta_{nc}^2 + \Delta_{pos}^2} = 3.48\text{ mm}$$

3.5. Osetljivost: detektorska i geometrijska efikasnost

Jedan od najbitnijih faktora u dizajnu PET sistema je povećanje osetljivosti sistema. Što je više detektovanih koincidencija, formirana slika će biti boljeg kvaliteta.

Broj prikupljenih podataka direktno zavisi od količine injektiranog radioaktivnog materijala, dela injektirane aktivnosti koje stiže do tkiva (objekta) od interesa, vremena imidžinga i osetljivosti PET sistema. Postoje praktični limiti kada su u pitanju količina injektirane radioaktivnosti i vremena imidžinga, tako da je osetljivost PET sistema ključni faktor za dobijanje visokokvalitetnih dijagnostičkih slika. Senzitivnost sistema se definiše kao broj događaja (po sekundi) detektovanih po jedinici radioaktivne koncentracije ($cps / Bq / m$) u određenom fantomu. Takođe se izražava kao ideo radioaktivnih raspada koji proizvode validnu koincidenciju (cps / Bq). Osetljivost sistema je proizvod nekoliko faktora koji uključuju efikasnost detektora na 511 keV , pokrivenost ugla, lokaciju izvora u odnosu na detektor i vremenski i energetski proraz.

DETEKCIJONA EFKASNOST ϵ , individualnog detektora je data kao proizvod vereovatnoće detekcije anihilacionog fotona u detektorskoj zapremini i frakcije tih događaja, Φ , koji pada u selektovani energijski proraz (tipično od $350\text{-}650 \text{ keV}$).

Energetski proraz je veoma važan radi smanjenja uticaja rasejanih događaja u cilju detektovana događaja koji deponuju energiju blizu 511 keV (fotopik događaji). Detekciona efikasnost je, dakle, data sa:

$$\epsilon = (1 - e^{-\mu d}) \cdot \Phi$$

gde je μ atenuacioni koeficijent detektorskog materijala, a d je debljina detektora.

Validan događaj zahteva detekciju oba anihilaciona fotona u određenom energijskom prorazu, te je *EFIKASNOST KOINCIDENTNE DETEKCIJE* dato sa:

$$\epsilon^2 = (1 - e^{-\mu d})^2 \cdot \Phi^2$$

GEOMETRIJSKA EFKASNOST sistema je određena pokrivenošću ugla Ω detektora u odnosu na lokaciju izvora. Prostorni ugao obuhvaćen sistemom kružno postavljenih detektora u odnosu na lokaciju izvora je data kao:

$$\Omega = 4\pi \sin[\operatorname{tg}^{-1}(A/D)]$$

gde je D prečnik detektorskog prstena. Ukoliko je u pitanju PET sistem koji se sastoji od jednog detektorskog prstena, A predstavlja dužinu detektora u aksijalnom pravcu. Za skenere koji se sastoje iz više detektorskih prstenova, A zavisi od maksimalnog ugla pod kojim je moguća detekcija podataka.

U proizvodnji PET sistema koji koristi diskretne detektorske elemente u obliku blok detektora se uvek javlja mali razmak između detektorskih elemenata iz potrebe za refleksionim materijalom na detektorskim zidovima ili kućištu. Tzv. mrtav prostor će redukovati ukupnu efikasnost i taj ideo se naziva *FRAKCIJA PAKOVANJA*, φ . Frakcija pakovanja predstavlja odnos površine detektora (širina detektora pomnožena sa aksijalnom dužinom) i ukupne površine uključujući i mrtav prostor.

$$\varphi = \frac{\text{širina} \cdot \text{aks. dužina}}{(\text{širina} + \text{mrtav prostor}) \cdot (\text{aks. dužina} + \text{mrtav prostor})}$$

Ukupna osetljivost sistema, η , za tačkasti izvor postavljen u centru prstenastog skenera predstavlja proizvod kvadrata detekcione efikasnosti ε i geometrijske efikasnosti ($\varphi \cdot \Omega$). Izražena u procentima, ukupna osetljivost sistema je data sa:

$$\eta = 100 \cdot \frac{\varepsilon^2 \varphi \cdot \Omega}{4\pi}$$

Primetimo da je ε kvadrirano zbog koincidentne detekcije. Zbog ovoga, malo smanjenje ε , koje može nastati usled smanjenja debljine scintilatora ili sužavanja energijskog prozora, doprinosi znatnom gubitku ukupne osetljivosti sistema.

Pravi doprinos frakcije pakovanja, φ , je funkcija pozicije izvora i geometrije. Ukoliko izvor nije tačkast izraz postaje kompleksniji usled varijacija u geometrijskoj i detekcionoj efikasnosti u polju odgovora (*FOV-Field Of View*).

Primer 3: Izračunati ukupnu osetljivost sistema centralno postavljenog tačkastog izvora u PET skeneru koji se sastoji iz jednog prstena BGO kristala. Prečnik prstena je 80 cm, a dimenzije detektorskih elemenata su:
 širina- 4.9 mm (transaksijalna osa)
 visina- 6.0 mm (aksijalna osa)
 dubina- 30.0 mm (transverzalna osa).

Ukoliko prepostavimo da je detekcionala efikasnost 80% i da dimenzija svakog detektorskog elementa uključuje i 0.25 mm deboj sloj refleksionog materijala oko celog kristala, tako da je prava veličina BGO elemenata 4.4 x 5.5 mm.

Rešenje:

$$\varepsilon = (1 - e^{-0.963}) \cdot 0.8 = 0.755;$$

$$\Omega = 4\pi \sin[\arctan(0.6/80)] = 0.094;$$

$$\varphi = \frac{(4.4 \cdot 5.5)}{(4.9 \cdot 6)} = 0.673;$$

$$\eta = 100 \cdot 0.755^2 \cdot 0.094 \cdot 0.673 / 4\pi = 2.87\%$$

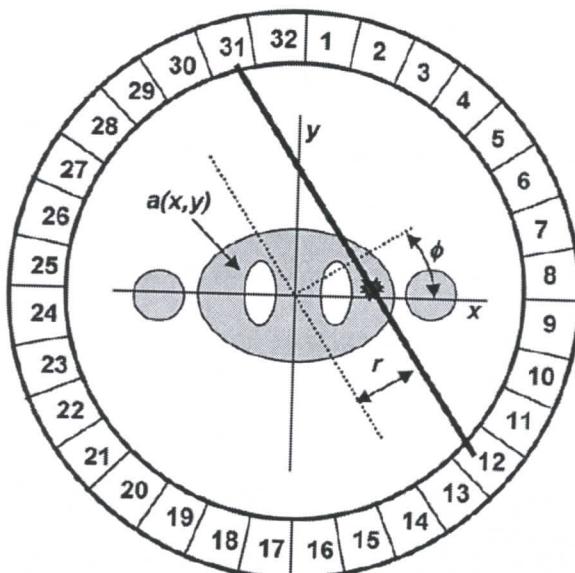
Ovaj primer nam pokazuje malu osetljivost PET skenera koji poseduje jedan prsten, čak iako detektorski elementi poseduju visoku efikasnost. U ovom slučaju je geometrijska efikasnost limitirajući faktor.

3.6. Prikaz podataka – SINOGRAM

Posmatrajmo PET sistem koji se sastoji iz 32 individualna detektora koja formiraju prsten i skeniraju objekat koji poseduje 2D (x i y) distribuciju radioaktivnosti (slika 34). Sirovi podaci, matrice (histograma) gde svaki element matrice predstavlja broj događaja detektovan od strane određenog detektorskog para. U ovoj matrici redovi predstavljaju integrale paralelnih linija (*parallel line integrals*) ili projekcije aktivnosti u odnosu na određen ugao, dok kolone predstavljaju radijalni pomeraj, r , u odnosu na centar skenera. Veza elemenata matrice (r, ϕ) koji predstavljaju podatke o radioaktivnosti u objektu na lokaciji (x, y) je data sa:

$$r = x \cos \phi + y \sin \phi$$

Ova 2D matrica $s(r, \phi)$ je poznata kao *SINOGRAM* zato što je tačkasti izvor na lokaciji (x, y) pretstavljen sinusoidnom funkcijom (prethodna jednačina). Mapiranje detektorskih parova na sinogram je prikazan na slici 35. U praksi, podaci prikazani u redovima matrice ne potiču samo od jednog posmatranog ugla, već od dva susedna ugla (npr. koji nastaju povezivanjem detektora 12-31 i 12-32). Za tipičnu geometriju PET skenera ovo dovodi do projekcija koje su približno paralelne linije, posebno u centru skenera gde se nalazi pacijent.

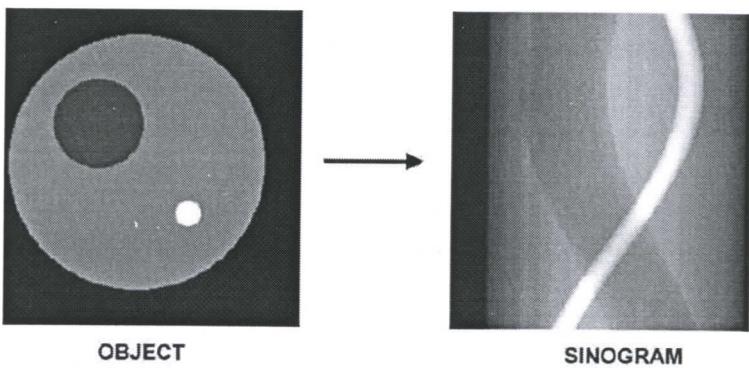


Slika 34: Imidžing geometrija PET sistema sa jednim prstenom koji se sastoji iz 32 detektora.

29 20	29 19	30 19	30 18	31 18	31 17	32 17	32 16	1 16	1 15	2 15	2 14	3 14	3 13	4 13
30 21	30 20	31 20	31 19	32 19	32 18	1 18	1 17	2 17	2 16	3 16	3 15	4 15	4 14	5 14
31 22	31 21	32 21	32 20	1 19	1 19	2 19	2 18	3 18	3 17	4 17	4 16	5 16	5 15	6 15
32 23	32 22	1 21	1 21	2 21	2 20	3 20	3 19	4 19	4 18	5 18	5 17	6 17	6 16	7 16
1 24	1 23	2 23	2 22	3 22	3 21	4 21	4 20	5 20	5 19	6 19	6 18	7 18	7 17	8 17
2 25	2 24	3 24	3 23	4 23	4 22	5 22	5 21	6 21	6 20	7 20	7 19	8 19	8 18	9 18
3 26	3 25	4 25	4 24	5 24	5 23	6 23	6 22	7 22	7 21	8 21	8 20	9 20	9 19	10 19
4 27	4 26	5 26	5 25	6 25	6 24	7 24	7 23	8 23	8 22	9 22	9 21	10 21	10 20	11 20
5 28	5 27	6 27	6 26	7 26	7 25	8 25	8 24	9 24	9 23	10 23	10 22	11 22	11 21	12 21
6 29	6 28	7 28	7 27	8 27	8 26	9 26	9 25	10 25	10 24	11 24	11 23	12 23	12 22	13 22
7 30	7 29	8 29	8 28	9 28	9 27	10 27	10 26	11 26	11 25	12 25	12 24	13 24	13 23	14 23
8 31	8 30	9 30	9 29	10 29	10 28	11 28	11 27	12 27	12 26	13 26	13 25	14 25	14 24	15 24
9 32	9 31	10 31	10 30	11 30	11 29	12 29	12 28	13 28	13 27	14 27	14 26	15 26	15 25	16 25
10 1	10 32	11 32	11 31	12 31	12 30	13 30	13 29	14 29	14 28	15 28	15 27	16 27	16 26	17 26
11 2	11 1	12 1	12 32	13 32	13 31	14 31	14 30	15 30	15 29	16 29	16 28	17 28	17 27	18 27
12 3	12 2	13 2	13 1	14 1	14 32	15 32	15 31	16 31	16 30	17 30	17 29	18 29	18 28	19 28

Slika 35: Formacija sinograma bazirana na PET sistemu sa 32 detektorima. Uglovi u sinogramu imaju vrednosti do 180° zbog toga što se detekcija vrši pomoću para detektora.

Slika 36 pokazuje sinogram cilindričnog objekta koji u sebi sadrži dve male regije različitih koncentracija radioaktivnosti. Primetimo kako su ovi regioni različite radioaktivnosti predstavljeni sinusoidnom krivom na sinogramu.



Slika 36: Objekat od interesa i sinogram (simulacija); PET physics and instrumentation, Michael E. Phelps, PhD, University of California School of Medicine Los Angeles, CA 90095, USA; Library of Congress Control Number: 2006920199

Primer 4: Koje lokacije u prostoru objekta će doprineti formiranju podataka u sinogramu pri uglu od 30° i radijalnom pomeraju od 6 cm u odnosu na centar skenera.

Rešenje:

$$6 = x \cos 30^\circ + y \sin 30^\circ$$

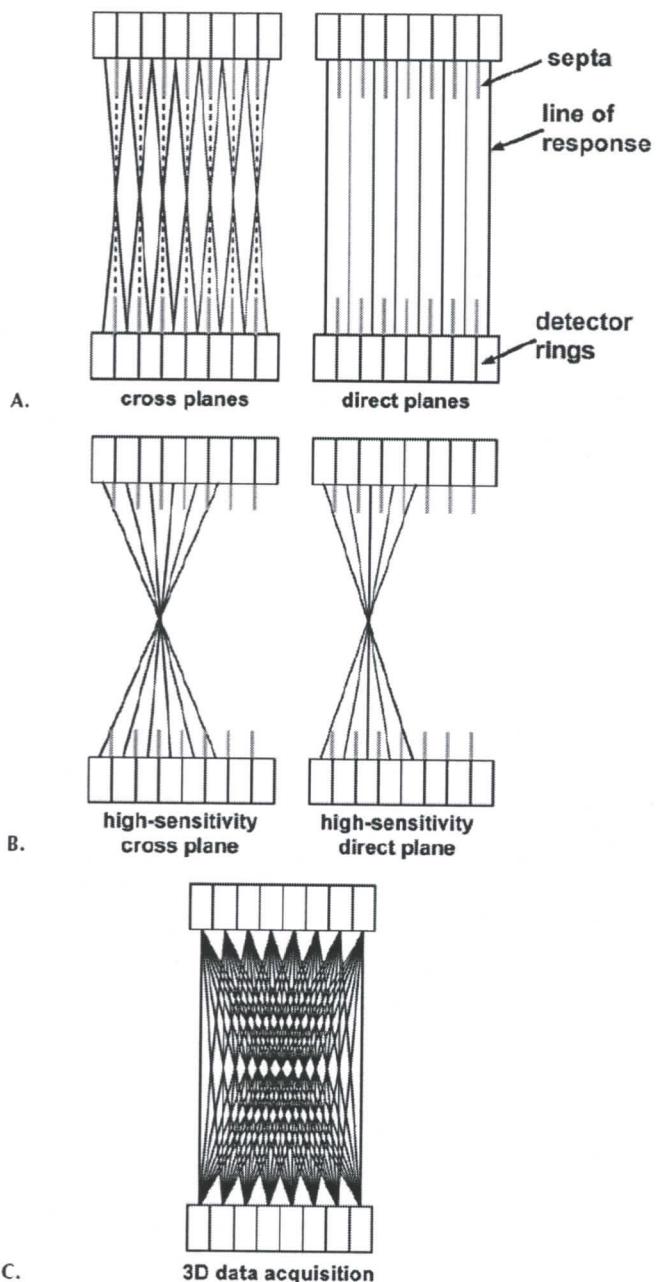
$$0.866x + 0.5y = 6$$

$$x = 6.93 - 0.58y$$

Ovo je jednačina prave i sve (x,y) koordinate koje zadovoljavaju jednačinu doprinose formiranju datog elementa sinograma.

3.6.1. Prikupljane 2D podataka

U prvoj generaciji PET sistema koji se sastoji iz više prstenova koincidencije se beleže u dve ravni (*direct* i *cross* ravni), gde je direktna (*direct*) ravan definisana koincidencijama između detektorskih elemenata jednog prstena, a unakrsna (*cross*) ravan se definiše koincidencijama zabeleženih detektorskim elementima koji se nalaze u dva susedna prstena, slika 37A. Sakupljanje koincidencija na ovaj način poboljšava aksijalno uzorkovanje (*sempling*) pošto događaji sakupljeni na ovaj način potiču iz zapremine između uzdužnih ravni. Takođe, u sistemu od N detektorskih prstenova, može se definisati N uzdužnih (*direct*) ravni i $N-1$ unakrsnih (*cross*) ravni, što ukupno čini $2N-1$ koincidentnih ravni. Tanki štitovi od volframa, poznati kao *SEPTA*, se koriste između detektorskih prstenova da bi apsorbovali anihilacione fotone koji padaju pod većim uglovima i tako smanjivali verovatnoću pojave slučajnih koincidencija, a takođe i apsorbovali rasejane fotone. Ovaj operacioni mod PET sistema se najčešće naziva prikupljanje (akvizicija) 2D podataka s obzirom na to da je prikupljanje ograničeno na set od 2D (skoro) paralelnih ravni.



Slika 37: Aksijalni presek višeprstenastog PET skenera sa prikazanim 2D i 3D definicijama sinograma. A: Standardne definicije 2D direktnе i unakrsne ravni; B: definicije visoko osetljivih 2D direktnih i unakrsnih ravni; C: 3D sakupljanje podataka

Noviji visokorezolucioni PET sistemi koriste detektorske elemente manjih dimenzija. U ovim skenerima se i dalje koriste definicije direktnе i unakrsne ravni, međutim zbog male osetljivosti pojedinačnih ravni, uvode se dodatne koincidentne ravni u kojima su detektorski parovi razdvojeni sa 5-6 detektorskih prstenova, slika 37B. Na ovaj način se povaćeva azimutalni ugao

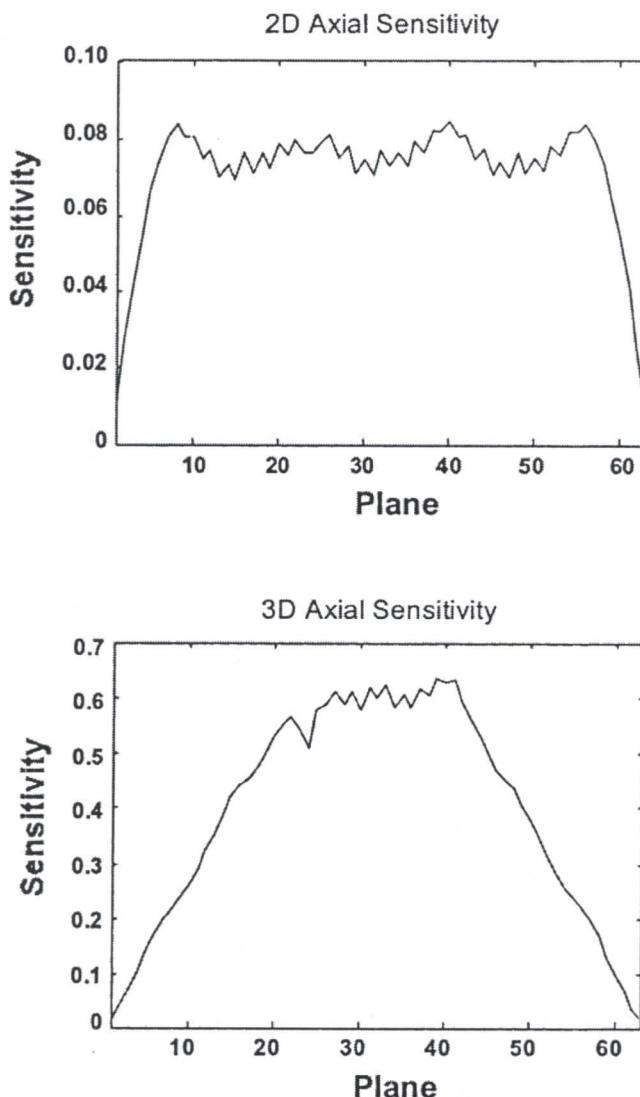
pri sakupljanju podataka, tzv. *PRIHVATNI UGAO* (*acceptance angle*). U jednačini koja izražava geometrijsku efikasnost:

$$\Omega = 4\pi \sin[\tan^{-1}(A/D)],$$

sumiranje ovih koincidentnih ravni povećava vrednost za A , što vodi ka većoj senzitivnosti nego da su korišćene samo direktnе i unakrsne ravni. Mana ove metode je da je aksijalna rezolucija na ivici vidnog polja (FOV) osetno degradirana usled geometrijske divergencije linija odgovora koje doprinose stvaranju slike sa određene ravni. Takođe, postoje i efekti senčenja (senke) koji potiču od septe. Aksijalna senzitivnost znatno opada na ivicama vidnog polja zato što nema dodatnih ravni koje bi se nalazile na tim, aksijalnim ekstremima. Pri akviziciji 2D podataka, informacije o koïncidencijama se slažu u $2N-1$ paralelnih sinograma koji služe za rekonstrukciju slike poprečnog preseka objekta.

3.6.2. Prikupljanje 3D podataka

Osetljivost PET sistema se može dalje poboljšati dodavanjem drugih kombinacija koïncidentnih ravni gde se razlika u broju prstenova dalje povećava, slika 37C. To se postiže uklanjanjem septe od volframa, koja bi inače blokirala kose linije odgovora. Da bismo izbegli nepotreban gubitak rezolucije na perifernim pozicijama, ove kose koïncidentne ravni se čuvaju u posebnim sinogramima sa pridruženim azimutalnim uglom. Ovo nas vodi do N^2 sinograma za PET skener koji se sastoji iz N prstenova. S obzirom da koïncidentne ravni nisu više limitirane na paralelne ravni, ovaj akvizicioni mod se naziva prikupljanje 3D podataka i zahteva poseban 3D algoritam pri rekonstrukciji slike. 3D mod za prikupljanje podataka predstavlja drastično poboljšanje u osetljivosti skenera (5-7 puta) u poređenju sa 2D akvizicionim modom s obzirom da A u jednačini za geometrijsku efikasnost odgovara ukupnoj aksijalnoj dužini skenera. Ova dodatna osetljivost se može iskoristiti za popravku *signal-to-noise* na PET slikama, za skraćenje vremena imidžinga ili smanjenje količine injektirane radioaktivnosti. Povećanje senzitivnosti nije uniformna u vidnom polju. Profil senzitivnosti 3D akvizicije podataka ima trougaoni oblik u aksijalnom pravcu, slika 38. Na aksijalnim ekstremima vidnog polja senzitivnost je jednaka onoj koja se stiče pri 2D akviziciji podataka. Geometrija 3D akvizicije i nedostatak međuravanskih septi rezultuje trostrukim (do četvorostrukim) povećanjem udela rasejanih detektovanih događaja. Takođe, šum koji nastaje pri oduzimanju slučajnih koïncidencija predstavlja problem pri malim koncentracijama aktivnosti u odnosu na 2D akviziciju, s obzirom da se povećava udeo detekcije pojedinačnih događaja. Ovo dovodi do daljih izazova vezanih za korekciju slučajnih i rasejnih koïncidencija i može rezultovati vrlo lošom dijagnostičkom slikom ukoliko se upotrebe izvori visokih aktivnosti.



Slika 38: Izmerene osetljivosti u aksijalnom pravcu višeprstenastog PET skenera u 2D modu (odgovara slici 37B) i 3D modu (odgovara slici 37C). U 3D modu, pikovi senzitivnosti su u centru aksijalnog vidnog polja. Na ivicama aksijalnog vidnog polja 2D i 3D senzitivnosti su jednake; PET physics and instrumentation, Michael E. Phelps, PhD, University of California School of Medicine Los Angeles, CA 90095, USA; Library of Congress Control Number: 2006920199

Kao posledica povećane senzitivnosti 3D akvizicionog moda, povećava se i količina sirovih podataka. Ovo predstavlja poseban izazov u procesiranju prikupljenih podataka. Npr. kompletne, nekompresovane 3D podatke visokorezolucionog PET kliničkog skenera mogu zauzimati više od 100Mb memorije. Ovaj problem se rešava kompresijom podataka, koja naravno, dovodi i do određenog gubitka u rezoluciji na ivicama vidnog polja.

Primer 5: Posmatrajmo isti skener iz primera 3. Proceniti osetljivost sistema u centru vidnog polja ukoliko se sistem sastoji iz 16 prstenova BGO detektora i radi na principu 3D akvizicije podataka.

Rešenje: Detektorska efikasnost i frakcija pakovanja su identične kao prethodnom u problemu. Geometrijska efikasnost je data sa:

$$\Omega = 4\pi \sin[\tan^{-1}(A/D)] = 4\pi \sin[\tan^{-1}(6 \cdot 16 / 800)] = 1.50$$

Osetljivost sistema je dakle:

$$\eta = 100 \cdot ((0.755)^2 \cdot 0.673 \cdot 1.50) / 4\pi = 4.57\%$$

Rezultat 2D akvizicije iz problema 3 je 2.87%. Ovaj problem nam govori o drastičnom povećanju osetljivosti u centru skenera pri 3D akviziciji podataka u onosu na 2D akviziciju.

3.6.3. Protokoli akvizicije podataka

Poslednja faza PET studije je dobijanje dijagnostičke slike sa koje se mogu odrediti kvantitativni parametri. Ovi parametri mogu da budu jednostavnji, kao npr. upoređivanje koncentracija aktivnosti u različitim tkivima, ili vrlo komplikovani kao npr. biološki parametri kao što su brzina metabolizma, gustina receptora itd. Informacija koja nam je potrebna sa slike će diktirati i uslove pri kojim se prikupljaju podaci (statička ili dinamička sekvenca). Najjednostavniji protokol je statičko prikupljanje podataka u okviru zadatog vremenskog intervala. Slika rekonstruisana na bazi ovakvih podataka predstavlja prosečnu koncentraciju aktivnosti tkiva tokom akvizicije. Ovaj tipični akvizicioni mod se koristi u ispitivanjima gde je distribucija koncentracije aktivnosti ostaje statična tokom vremena prikupljanja podataka. Tipičan primer korišćenja ovog akvizpcionog moda su FDG (Fluorodeoksiglukoza) studije, gde je koncentracija radioobeleživača ostaje približno konstantna tokom vremena od 30-40 min koliko traje prikupljanje podataka. U ovom tipu studija, biološki parametar od interesa (u ovom slučaju je to brzina metabolizma glukoze) se smatra da je direktno proporcionalan izmerenoj koncentraciji aktivnosti. Za neke radiotrejsere je neophodno dinamičko praćenje promene koncentracije. U ovim studijama podaci se prikupljaju u sekvencama dinamičkih vremenskih okvira, gde PET slike daju informaciju o promenama distribucije koncentracije aktivnosti u vremenu. Ova informacija predstavlja odgovor tkiva na injektirani radiotrejser (tj. njegove karakteristike koje zavise od vremena). Kriva *vreme-aktivnost* tkiva se onda procesira kako bismo dobili parametre od interesa. Ovaj tip studija često zahteva i dodatne informacije u vidu koncentracije radioaktivnosti plazme i koncentracije plazme obeleženih metabolita koji se dobijaju uzorkovanjem krvi. Dinamički akvizicioni mod se takođe koristi u studijama gde koncentracija radiotrejsera ostaje konstantna u vremenu. Većina PET sistema ima relativno usko aksijalno vidno polje koje ograničava skeniranje celog organa (srca, mozga, bubrega itd.). Da bi se pokrio veći deo tela, akvizicija se dešava u koracima u kojima se pacijent pomera kroz skener. Da bismo minimizirali pokrete pacijenta skeniranje je limitirano na 30-40min. Sa druge strane, PET skeneri bazirani na LSO detektorima demonstriraju mogućnost dobijanja dijagnostičkih slika celog tela u roku od 5-10 min.

4. PROGRAM OSIGURANJA KVALITETA

4.1. Uvod

Po definiciji *WHO (World Health Organisation)* program osiguranja kvaliteta je organizovani napor osoblja koje radi na medicinskoj dijagnostičkoj opremi da osigura da su dobijene dijagnostičke slike dovoljno dobrog kvaliteta tako da dosledno obezbeđuju adekvatne dijagnostičke informacije po najpovoljnijoj ceni i što je moguće manjem izlaganju zračenju samih pacijenata.

Lica koja su prijavljena i ovlašćena treba da ustanove sveobuhvatan program osiguranja kvaliteta za medicinska izlaganje, uz učešće kvalifikovanih eksperata iz oblasti radiološke fizike, uzimajući u obzir principe ustanovljene od strane *WHO i PAHO (The Pan American Health organization)*.

QA (Quality assurance)- sigurnost kvaliteta - program za medicinska izlaganja podrazumeva:

- 1) merenje fizičkih parametara izvora zračenja i opreme za dobijanje medicinske slike prilikom puštanja u rad, i kasnije utvrđenom periodikom.
- 2) verifikaciju odgovarajućih fizičkih i kliničkih faktora koji se koriste u dijagnostici i tretmanu
- 3) vođenje evidencija o relevantnim procedurama i podacima
- 4) verifikaciju odgovarajuće kalibracije i uslova vršenja dozimetrije i monitoringa opreme
- 5) regularne i nezavisne kontrole kvaliteta izveštaje i *QA* programa

QA programi se dizajniraju u skladu sa potrebom da radiološka oprema obezbeđuje željenu informaciju. Oni uključuju:

- 1) tehnike kontrole kvaliteta (*QC- Quality Control*) koje se upotrebljavaju za testiranje komponenti radiološkog sistema i potvrdu da oprema radi na zadovoljavajućem nivou.
- 2) kvalitet administrativne procedure koja obezbeđuje da se *QC* ispravno vrši i prema utvrđenom rasporedu, da se rezultati *QC* ocenjuju kvalitetno i precizno, da se u zavisnosti od rezultata *QC* testova preuzimaju odgovarajuće mere korekcije

4.2. Kontrola kvaliteta PET-a

Kontrola kvaliteta PET-a se mora obavljati regularno u cilju održavanja i potvrđivanja unapred propisanih karakteristika skenera. Ove procedure bi trebale da prate stabilnost sistema i da budu veoma osetljive na bilo kakve promene u funkcionisanju sistema.

Kontrola kvaliteta i kalibracija PET skenera uključuje karakterizaciju detektora i elektronike kao što su napon na fotomultiplikatorskoj cevi, definiciju korišćenih energija, definiciju kristala (mape kristala), kalibraciju koincidentnog vremena.

PET kontrola kvaliteta uključuje sistemske korekcije kao što su *normalizacija*, *kalibracija* i *«blank scans»*.

Ukratko, korekcija na normalizaciju kompenzuje varijacije u efikasnosti na svakoj LOR u sinogramu, i u zavisnosti od skenera, može se upotrebiti u kompenzaciji aksijalne senzitivnosti kod skenera.

Korekcija na kalibraciju se koristi radi konvertovanja piksela rekonstruisane slike u koncentraciju aktivnosti.

Što se tiče *«blank scans»*, grubo govoreći, ono ne spada u korekcije, već se koristi u podacima za transmisiju u korekciji na atenuaciju. *«Blank scan»* se upotrebljava na dnevnoj bazi koristeći transmisione izvore (štapove). Ovaj način korekcije (kontrole kvaliteta) se koristi za praćenje stabilnosti sistema i u određivanju kristala (blokova) čija osetljivost varira u odnosu na neku srednju vrednost.

NEMA PET NU2-2001 standard je u upotrebi kada su protokoli u pitanju. Standard se koristi polietilenskim fantomom (700 mm aksijalne dužine i 3.2 mm aksijalne dužine linijskog izvora) radi merenja rasejanja i broja slučajnih koincidencija. Merenje osetljivosti sistema se izvodi sa *linijskim izvorima* koji je okružen poznatim apsorberima, dok se osetljivost sistema bez apsorbera može dobiti ekstrapolacijom.

Cilj merenja kvaliteta slike je imitirati skeniranje celog tela koristeći fantomski torzo koji u sebi sadrži „tople” i „hladne” sfere različitih prečnika.

U cilju što veće pouzdanosti kvaliteta dijagnostičkih slika, a i mera zaštite pacijenata od nepotrebnog zračenja postoje protokoli u kontroli kvaliteta koji se obavljaju dnevno, nedeljno i mesečno u zavisnosti od potrebe i karakteristika skenera, te uputstva proizvođača, odn. opšteprihvaćenog standarda propisanog od strane Svetske Zdravstvene Organizacije *WHO*.

4.2.1. Biograph True Point PET/(CT) ; Dnevna Kontrola Kvaliteta

Dnevna kontrola kvaliteta PET/CT skenera «biograph 16» proizvođača «Siemens» instaliranog na „Institutu za Onkologiju, Sremska Kamenica“, u „Centru za Imaging“ obuhvata sledeće etape:

- 1) Dnevni restart sistema (*Daily System Restart*)
- 2) Provera CT-a (*CT check-up*)
- 3) CT- kvalitet (*CT Quality*)
- 4) PET dnevna kontrola kvaliteta (*PET Daily QC*)
- 5) PET/CT gantri offset (*PET gantry offset*) (*Mobile Only*)

Po potrebi:

- 1) PET normalizacija (*PET normalization*)
- 2) PET – skener unakrsna kalibracija (*PET scanner cross calibration*)

- 3) PET ASIC Bucket Setup
- 4) PET/CT gantri offset (*PET/CT Gantry offset*)

Pri dnevnoj kontroli kvaliteta PET skenera koristi se germanijumski fantom (^{68}Ge) propisan od strane proizvođača («Siemens»). Pri datoј kontroli kvaliteta (merenju) potrebno je prikupiti oko 100 miliona odbroja za *TruePoint Systems* i oko 200 miliona odbroja za *TruePoint TrueV Systems*.

Skeniranje se poredi sa *QC*- Standard-om koristeći χ^2 test. Razlika između dnevnog testa kvaliteta i standarda je definisana kao *ODSTUPANJE (variance)*.

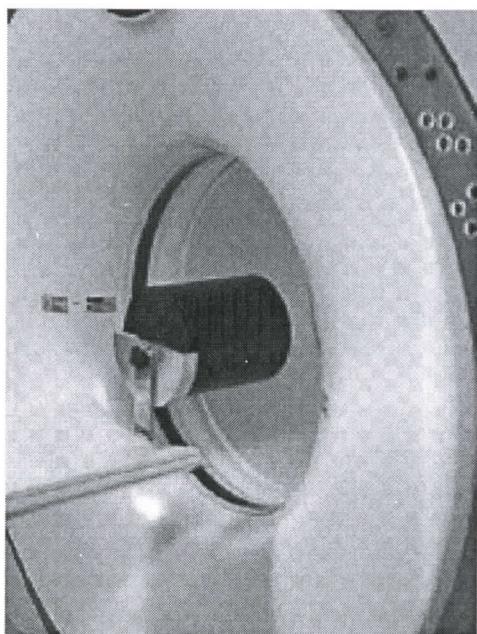
*Ako je odstupanje < 10.0 i sinogram izgleda «dobro» - može se pristupiti skeniranju pacijenta

*Ako je odstupanje < 10.0 i sinogram izgleda «loše» - pozvati tehičku podršku

*Ako je odstupanje > 10.0 - pozvati tehičku podršku

Germanijumski (^{68}Ge) fantom (aktivnosti $<2.5 \text{ mCi}$) treba postaviti (centrirati) u vidnom polju skenera koristeći korpu srednje (L) veličine.

Vreme akvizicije podataka traje 10 minuta.



Slika 39: Germanijumski (^{68}Ge) fantom u vidnom polju skenera

4.2.2. ^{68}Ge (Germanijum - 68) ; Karakteristike

^{68}Ge je izotop od koga se sastoji hemijski homogen (uniforman) fantom koji se koristi u dnevnoj kontroli kvaliteta detektorskog sistema PET-a.

Karakteristike:

Period poluraspada: 270.95 dana

Vrsta raspada: elektronski zahvat

Verovatnoća raspada putem elektronskog zahvata: 100%

Verovatnoća elektronskog zahvata u K lјusku: 0.86

Verovatnoća elektronskog zahvata u L lјusku: 0.12

Verovatnoća elektronskog zahvata u M lјusku: 0.02

Energija raspada: 106.34 keV

Potomak: ^{68}Ga (Galijum-68)

Atomska težina: 67.92809424

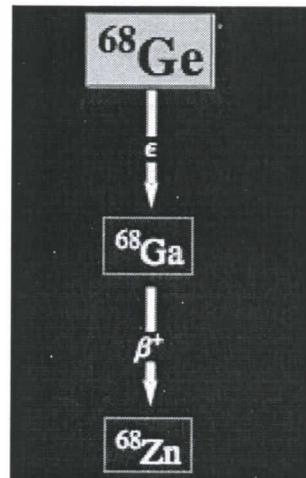
Prirodni procentni udeo: nema, ^{68}Ge se dobija sintetički

Defekt mase: -66.979785 MeV

Energija veze: 8.688151 MeV

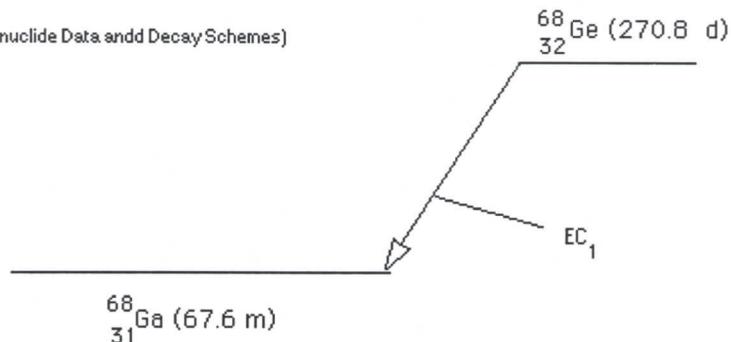
Magnetni moment: 0μ

Kvadrupolni moment: nije navedeno



GERMANIUM-68
ELECTRON CAPTURE

(source: MIRD Radionuclide Data and Decay Schemes)



Slika 40: Šema raspada ^{68}Ge preko elektronskog zahvata;
MIRD Radionuclide Data and Decay Schemes

4.2.3. ^{68}Ga (Galijum – 68); Karakteristike

Karakteristike:

Period poluraspada: 1.1286h

Vrsta raspada: β^+

Verovatnoća raspada putem emisije pozitrona: 100%

Energija raspada: 1898.9 keV

Potomak: ^{68}Zn (Zink-68)

Atomska težina: 67.927980084

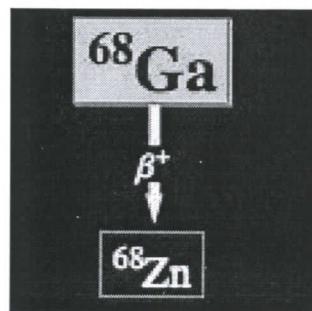
Prirodni procentni ideo: nema, ^{68}Ga se dobija sintetički

Defekt mase: -67.08612 MeV

Energija veze: 8.70122 MeV

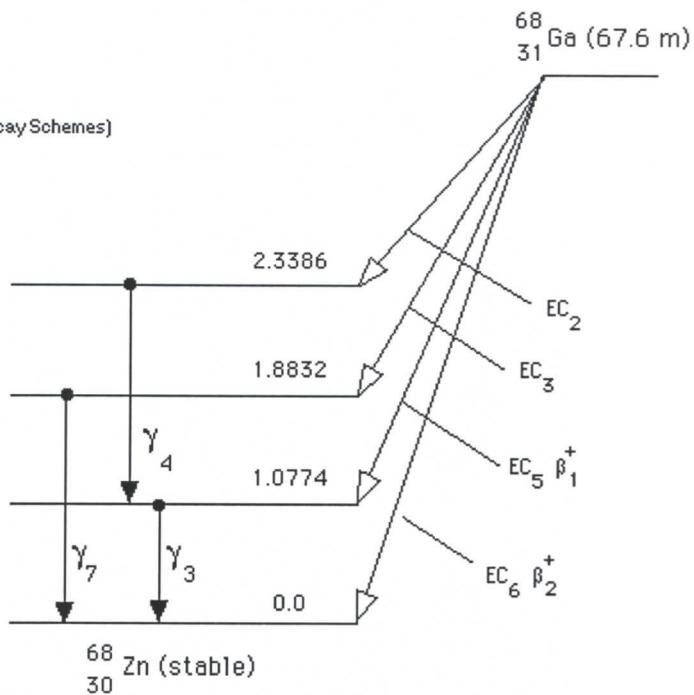
Magnetni moment: 0.01175 μ

Kvadrupolni moment: 0.0277



GALLIUM-68
ELECTRON CAPTURE AND
POSITRON DECAY

(source: MIRD Radionuclide Data and Decay Schemes)



Slika 41: Šema raspada ^{68}Ga preko elektronskog raspada i emisije pozitrona;
MIRD Radionuclide Data and Decay Schemes

4.3. PRIKAZ PODATAKA DOBIJENIH U PROTOKOLU DNEVNE KONTROLE KVALITETA PET-a (13.06.2008. „Institut za Onkologiju, Sremska Kamenica“, „Centar za Imaging“)

$A(0) = 2.09 \text{ mCi}$ na dan 8. januar 2008. Aktivnost izvora (fantoma)

$A(0) = 77.33 \text{ MBq}$ na dan 8. januar 2008 Aktivnost izvora (fantoma)

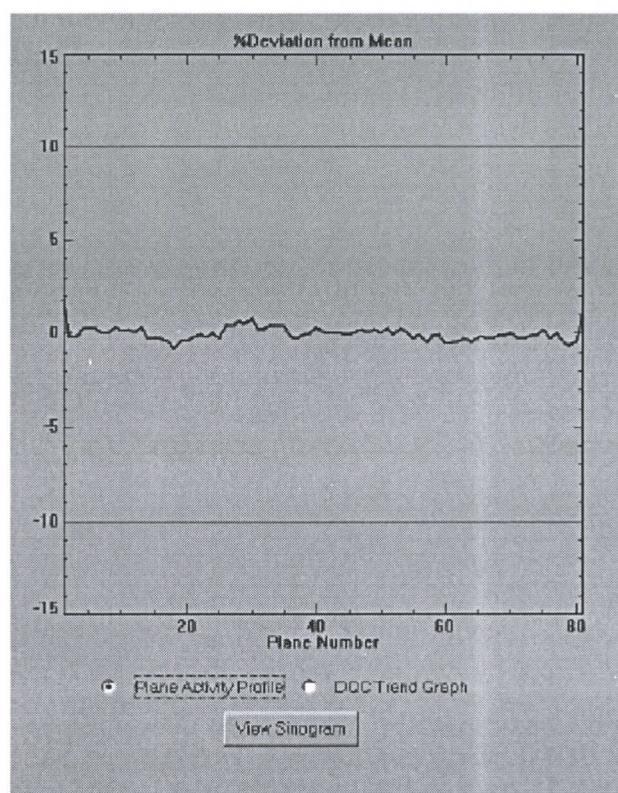
$t = 157$ dana

$T_{1/2}({}^{68}\text{Ge}) = 270.95$ dana

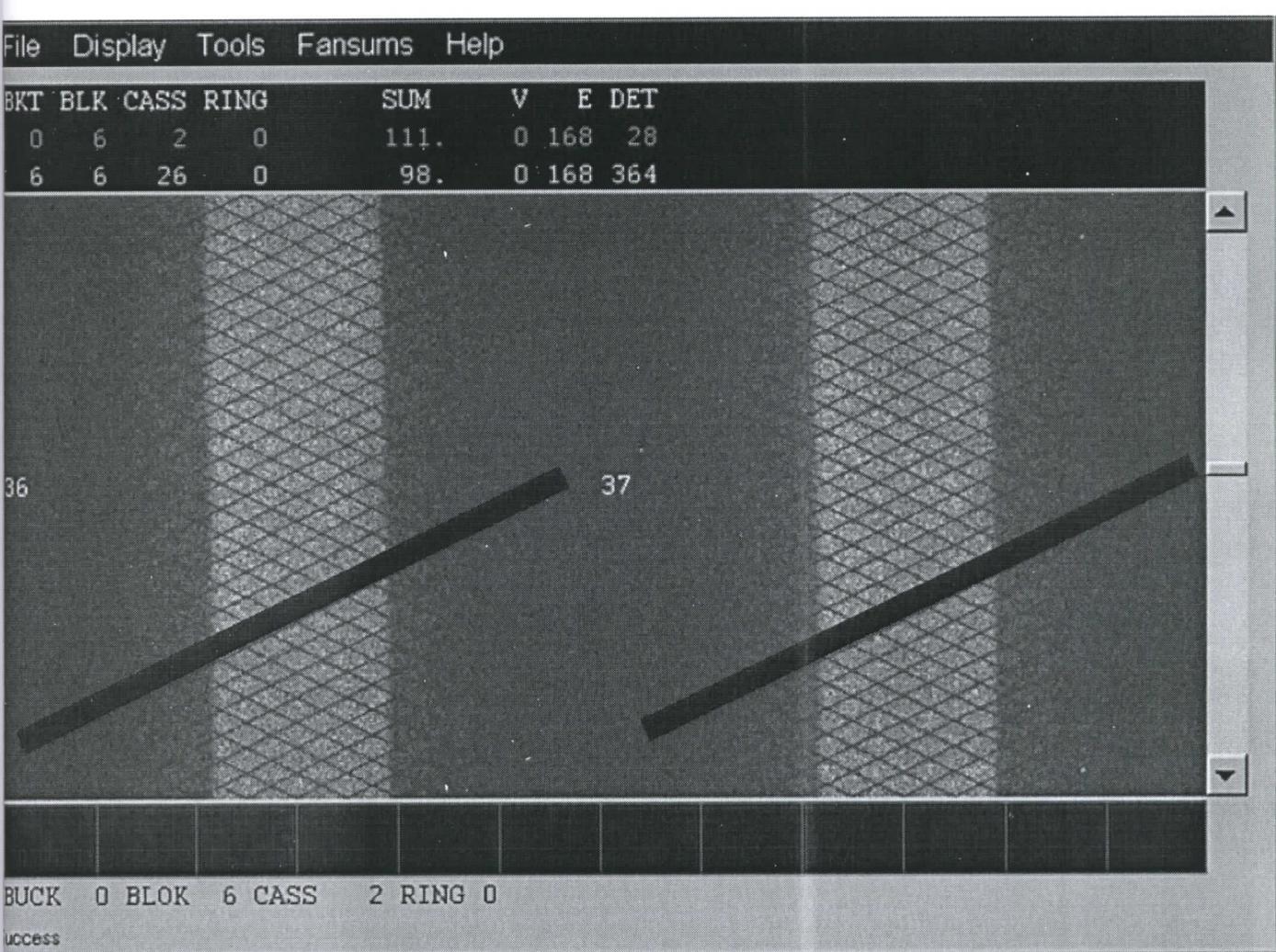
$$A(t) = A(0) \exp(-\lambda t) = A(0) \exp(-\ln 2 \cdot \frac{t}{T_{1/2}})$$

$A(t) = 1.40 \text{ mCi}$ na dan 13. jun 2008. Aktivnost izvora (fantoma)

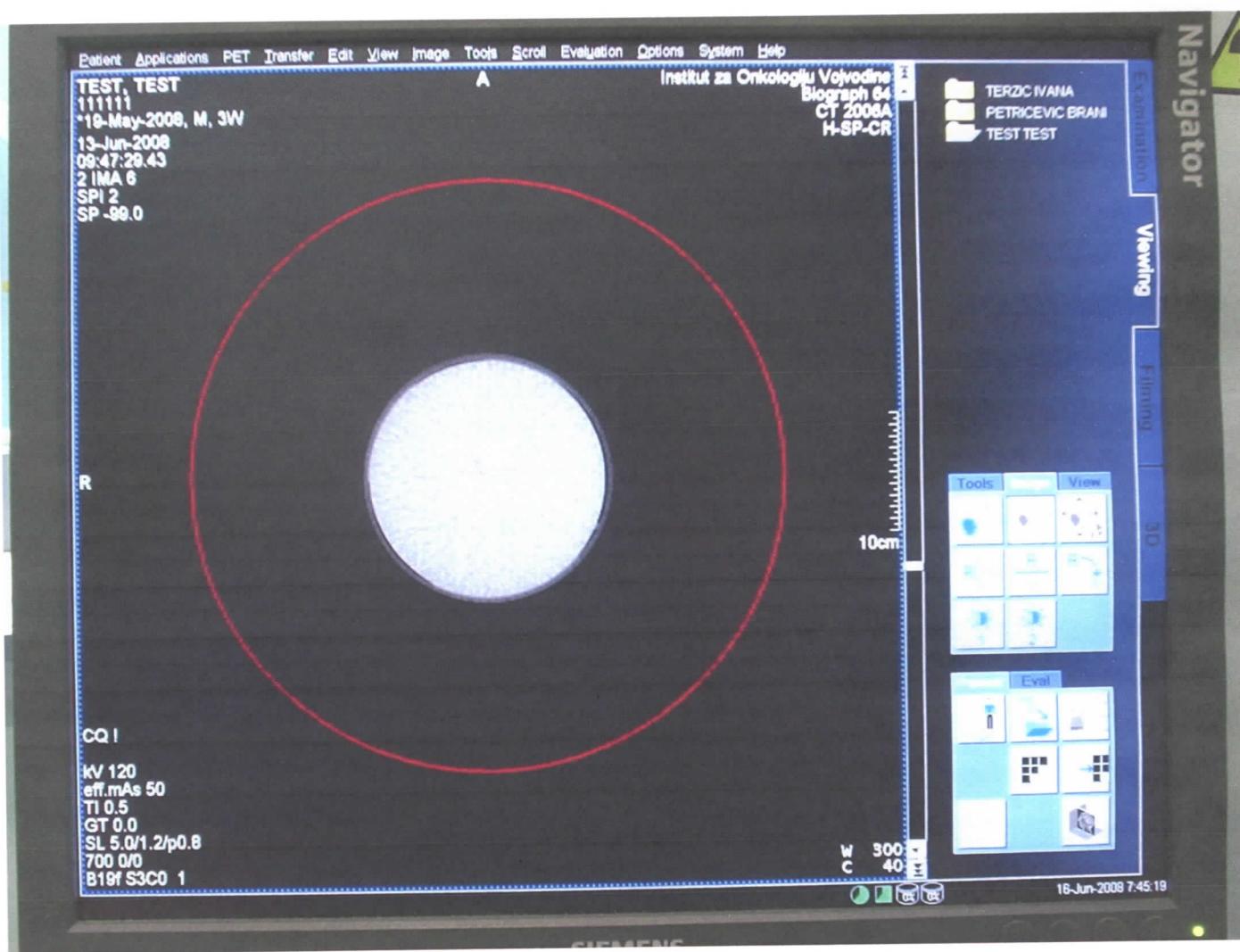
$A(t) = 51.8 \text{ MBq}$ na dan 13. jun 2008. Aktivnost izvora (fantoma)



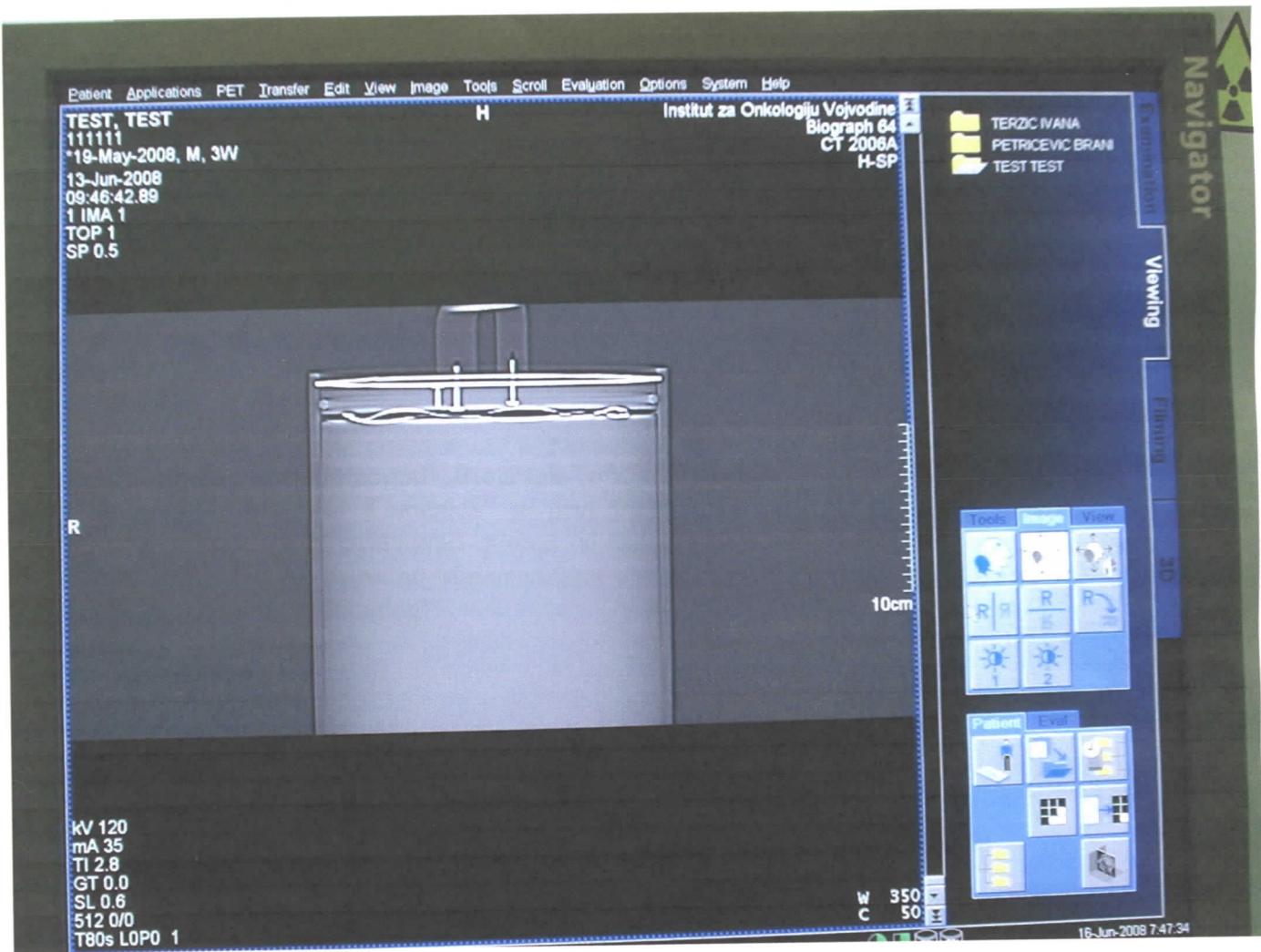
Slika 42: Profil aktivnosti u ravni skeniranja. Na x-osi je dat broj ravni skeniranja, a na y-osi devijacija aktivnosti u odnosu na srednju vrednost.



Slika 43: Prikaz sinograma (detekcija 36. i 37. detektora (bloka))



Slika 44: Rekonstruisana slika fantoma; presek



Slika 45: Topogram fantoma

4.4. ZAKLJUČAK

Izvršavanjem protokola dnevne kontrole kvaliteta pomoću germanijumskog (^{68}Ge) fantoma propisanog od strane proizvođača «Siemens» na dan 13. jun 2008. na „Institutu za Onkologiju, Sremska Kamenica“, u „Centru za Imaging“, utvrđena je pravilnost (ispravnost) svih 144 (blok) detektora viđenih na sinogramu, kao i 50 rekonstruisanih slika preseka datog fantoma čime su potvrđeni ispravnost i kvalitet detektorskog sistema i elektronike datog PET skenera i time omogućeno snimanje pacijenata i vrhunski kvalitet dobijenih dijagnostičkih slika za dati dan.

Takođe, ispunjen je i uslov proizvođača („Siemens“) da aktivnost izvora (fantoma) ^{68}Ge upotrebljenog prilikom dnevne provere kvaliteta bude manja od 2.5 mCi . Izračunata aktivnost izvora na osnovu podatka proizvođača (na dan 8. januar 2008. $A(0)=2.09mCi$) je 1.40. mCi na dan merenja (13. jun 2008.).

Pozitronsko-Emisioni Tomograf „Biograph 16“ proizvođača „Siemens“ instaliran na „Institutu za Onkologiju, Sremska Kamenica“ je prvi PET sistem koji je instaliran u Srbiji. Autor diplomskog rada je prisustvovao prvom skeniranju (pacijenta) i sarađivao sa timom sa Departmana za Fiziku, Prirodno-Matematičkog Fakulteta, koji je merio dozu zračenja u radnom okruženju u „Centru za Imaging“.

4.5. PRILOG: Tehnička specifikacija Pozitronsko-emisionog tomografa „Biograph 16“ proizvođača „Siemens“ instaliranog na „Institutu za Onkologiju, Sremska Kamenica“, u „Centru za Imaging“.

Proizvođač: **Siemens**

Naziv: **biograph 16**

Godina uvođenja proizvoda na tržište: **2003.**

KARAKTERISTIKE SKENERA:

Dimenzije ganrija (visina x širina x dubina): **200 x 228 x 168 cm**

Težina: **3030 kg**

Snabdevanje strujom: **PET: 230 V, 50/60 Hz, 1.75 kVA,
400 V, 3 faze, 50Hz, 1.75kVA (opciono)**

CT: 400/480 V, 3 faze, 50, 60 Hz, 104 kVA

Toplotno opterećenje: *disipacija u sobi za skeniranje, 2.48 kW (8.467 BTU/hr)*

Hlađenje ganrija: **da**

Pacijentni sto: **70 cm**

Transmisioni izvor: **spiralni CT**

Vreme instaliranja: **jedna nedelja**

PACIJENTNI STO:

Opseg kretanja po visini: **53 – 107 cm**

Domet skeniranja pacijenta: **178 cm**

Horizontalna brzina: **0.5 – 150 mm/s**

Maksimalno opterećenje pacijentnog stola: **204 kg**

Deflekcija pacijentnog stola: **nema**

Kontrola ganrija: **na prednjoj strani ganrija**

SOFTVERSKO PROCESIRANJE:

Akvizaciono vreme celog tela, korekcija na atenuaciju i procesiranje podataka: **10 minuta**

Akvizacioni modovi: **3D**

Vreme rekonstrukcije, 2D mod, 128x128, Fore-IT-WLS: **manje od 2 min/krevetu**

Brzina transfera informacija (događaja): **$187.5 \cdot 10^6$ u sekundi**

Korekcija na kontrast u pacijentu: **da**

Merene, automatizovane korekcije slučajnih događaja: **da**

Simultana akvizicija/procesiranje: **da**

Automated standard uptake value creation: **da**

Rekonstrukcija preko otežane metode najmanjih kvadrata: **da**

Otežana iterativna rekonstrukcija atenuacije: **da**

PET – FIZIČKE KARAKTERISTIKE

Broj detektora: **144**

Broj RAVNI SKENIRANJA (*image planes*): **81**

Razmak između RAVNI SKENIRANJA: **2 mm**

Broj kristala: **24 336**

Prečnik prstena: **830 mm**

Broj fotomultiplikatorskih cevi: **576**

Fizički aksijalni *FOV*: **16.3 cm**

Efektivni aksijalni *FOV*: **12.2 cm**

Detektorski materijal: **LSO**

Zaustavna moć za 511 keV fotone: *visoka*

Higroskopnost: **ne**

Veličina kristala: **4.0 x 4.0 mm**

PET PERFORMANSE – NEMA 2001 KARAKTERISTIKE

Osetljivost sistema – 2D, cps/kBq (NEMA 2001): **nije navedeno**

Osetljivost sistema – 3D, cps/kBq (NEMA 2001): **4.5 cps/kBq (na 425 keV LLD)**

Transverzalna rezolucija na 1 cm (NEMA 2001): **4.2 mm**

Transverzalna rezolucija na 10 cm (NEMA 2001): **4.8 mm**

Aksijalna rezolucija na 1 cm (NEMA 2001): **4.5 mm**

Aksijalna rezolucija na 10 cm (NEMA 2001): **5.5 mm**

Peak Noise Equivalentcount rate, kcps (NEMA 2001) 2D: **nije navedeno**

Peak Noise Equivalentcount rate, kcps (NEMA 2001) 3D: **93 kcps na 29 kBq/cc**

Frakcija rasejanja – 2D (NEMA 2001): **nije navedeno**

Frakcija rasejanja – 3D (NEMA 2001): **manje od 36% (na 425 keV)**

Digitalna vremenska rezolucija: **500 ps**

Koincidentni prozor: **4.5 ns**

Energijska rezolucija: **manja od 15%**

Energijski prozor: **425-650 keV**

NEMA – National Electrical Manufacturers Association, USA

CT FIZIČKE KARAKTERISTIKE

Tip detektora: **ultrabrz i keramički**

Broj elemenata/kanala: **16, 128/1, 344 kanala po preseku**

Izlaz generatora: **60 kW**

kV opseg/ *mA* opseg: **80, 120, 140 kV/ 28-500 mA**

Toplotni kapacitet anode: **5.3 MHU**

Fokalna tačka cevi: **0.5x0.7 mm i 0.8x1.2 mm**

CT KVALITET SLIKE

LC rezolucija (20 cm CATPHAN): **5 mm na 3 HU na 19 mGy (vizuelno)**

CTDI (doza/100 mAs) B/16 Phant: **20 mGy/100 mAs**

Maksimalna HIGH kontrast rezolucija: **30 lp/cm**

CT PARAMETRI

Vreme skeniranja (parcijalno)/subsec (parcijalno): **0.5, 0.75, 1.0, 1.5/0.33, 0.5, 0.67 sec**

Polje skeniranja: **70 cm**

Broj preseka: **16 preseka po rotaciji**

Debljina preseka (slice): **0.6-10 mm**

Brzina rotacije: **0.42 (opciono, 0.5, 0.75, 1.0, 1.5 s/360°)**

Dužina topograma: **128-2000 mm**

Vreme rekonstrukcije: **10 preseka/s**

„Scan“ matrica/display matrica: **512x512, 1024x1024**

Max. Spiral volume/ max. Spiral scan, time: **178 cm/ 100 sec**

Automatska kontrola ekspozicije: **da (CARE Dose)**

Selektivna frekvencija: **da (SureView)**

KONZOLA/ KOMPJUTER/ČUVANJE PODATAKA

Host kompjuter: **Windows**

User interface: **syngo**

Čuvanje arhive: **CD-R (MOD opciono)**

DICOM 3.0 PET: **da**

DICOM 3.0 CT: **da**

SPISAK KORIŠĆENE LITERATURE

- 1) Michael E. Phelps, PhD, *PET: Physics, Instrumentation and scanners*, University of California, Davis, CA 95616, USA, 2006.
- 2) Dale L. Bailey, David W. Townsend, Peter E. Valk and Michael N. Maisey (Eds), *Positron Emission Tomography*, Department of Nuclear Medicine, Royal North Shore Hospital, St. Leonards, Australia; 2005.
- 3) H. Jadvar, MD, PhD, FACNM, J.A. Parker, *Clinical PET and PET/CT*, Keck School of Medicine, University of Southern California, Los Angeles, CA, USA, 2005.
- 4) Jennifer R. Stickel, Simon R. Cherry, *High-resolution PET detector design: modelling components of intrinsic spatial resolution*, University of California, Davis, USA, 2005.
- 5) Peter E. Valk, Dominique Delbeke, Dale L. Bailey, David W. Townsend, and Michael N. Maisey (Eds), *Positron Emission Tomography*, Northern California PET Imaging Center Sacramento, CA, USA, 2006.
- 6) Joseph Magill, Jean Galy, *Radioactivity · Radionuclides · Radiation*, European Commission, Joint Research Centre, Institute for Transuranium Elements, Karlsruhe, Germany, 2005.
- 7) Mark T. Madsen, Jon A. Anderson, James R. Halama, Jeff Kleck, Douglas J. Simpkin, John R. Votaw, Richard E. Wendt III, Lawrence E. Williams, Michael V. Yester, AAPM Task Group 108: *PET and PET/CT Shielding Requirements*, Radiology, University of Iowa, 2005.
- 8) Jacob Shapiro, *Radiation Protection*, Cambridge, Massachusetts and London, England, 2002.
- 9) Ervin B. Podgorsak, Ph.D, *Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*, Department of Medical Physics McGill University Health Centre Montréal, Québec, Canada, 2003.
- 10) "SIEMENS" - *Instruction on radiation protection in Biograph/ Symbia courses Training Centre Erlangen*, 2007.
- 11) Miodrag Krmar, *Eksperimentalne vežbe iz nuklearne fizike za studente 4. godine smera Diplomirani fizičar/Medicinska fizika*, Departman za Fiziku, PMF, Univerzitet u Novom Sadu, 2006.
- 12) Sonja Ivanović, dipl.fiz, Magistarska teza: *Definisanje fizičkih parametara snopa X-zračenja generisanog CT uređajem i osiguranje kvaliteta na „Klinici za radiološku dijagnostiku“*, Univerzitet u Novom Sadu, 2008.

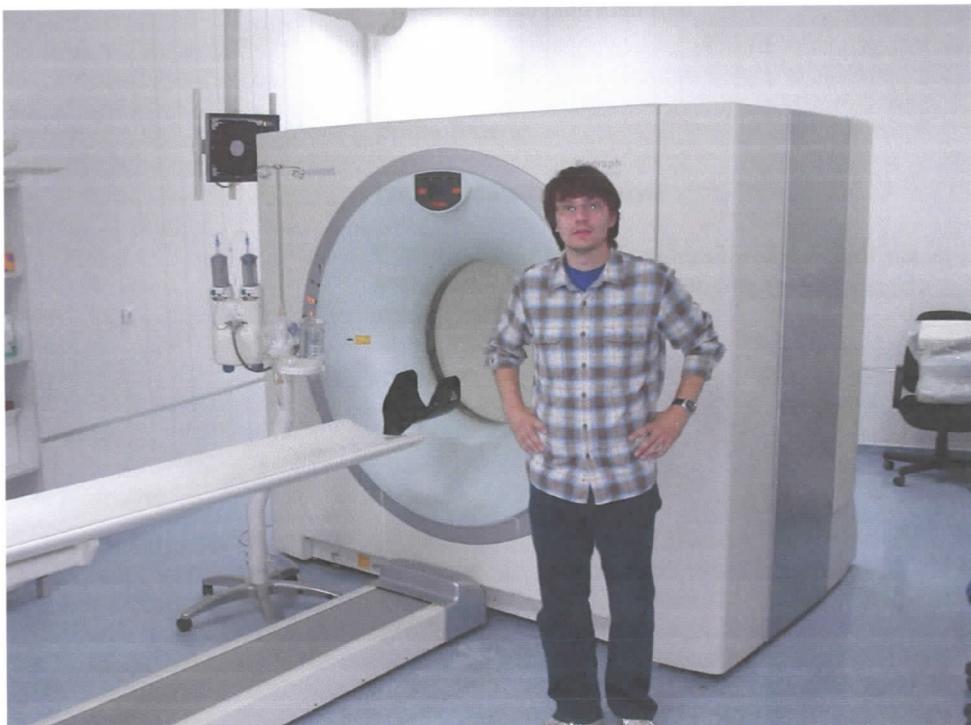
- 13) Brad Kemp, PhD, *PET Scanner Quality Assurance and Acceptance Testing*, Mayo Clinic, Rochester, MN, US
- 14) E. Schonfeld, *Table de radionucleides*, CEA ISBN 2 7272 0200 8, 2002.
- 15) Maurizio Conti, *Tailoring Time Coincidence Window Using CT Morphological Information*, IEEE Transactions on nuclear science, VOL.54, No.5, October 2007.
- 16) W. W. Moses, *Advantages of Improved Timing Accuracy in PET Cameras using LSO Scintillator*, Submitted to IEEE Transactions on Nuclear Science, LBNL-51788

World Wide Web – Internet sajtovi

- 1) <http://file:///F:/Ga68.html>
- 2) <http://file:///f/Ge68.html>
- 3) <http://file:///f/Germanium.htm>
- 4) <http://file:///f/index.dm.html>
- 5) <http://silis.phys.strath.ac.uk/uilnps/index.htm>
- 6) <http://detserv1.dl.ac.uk/Herald/>
- 7) <http://silis.phys.strath.ac.uk/uilnps/index.htm>
- 8) http://en.wikipedia.org/wiki/Monte_Carlo_method
- 9) <http://www.bocaradiology.com/Procedures/PET.html>

Kratka Biografija:

Rođen sam u Beogradu, 3. decembra 1983. godine. Pohađao sam osnovnu školu "Đura Daničić" u Novom Sadu (1990-1998.) Školovanje sam nastavio u novosadskoj gimnaziji "Jovan Jovanović Zmaj" (1998-2002.) Na jesen 2002. upisao sam prvi semestar na Departmanu za fiziku, Prorodno-matematičkog fakulteta, Univerziteta u Novom Sadu. Godine 2008, položio sam sve ispite predviđene planom i programom studija na Departmanu za fiziku; Smer: Medicinska fizika.



Slika 46: Pozitronsko-Emisioni Tomograf „Biograph 16“ proizvođača „Siemens“ instaliran na „Institutu za Onkologiju, Sremska Kamenica“ i autor diplomskog rada.

UNIVERZITET U NOVOM SADU
PRIRODNO-MATEMATIČKI FAKULTET

KLJUČNA DOKUMENTACIJSKA INFORMACIJA

Redni broj:

RBR

Identifikacioni broj:

IBR

Tip dokumentacije:

TD

Tip zapisa:

TZ

Vrsta rada:

VR

Autor:

AU

Mentor:

MN

Naslov rada:

NR

Jezik publikacije:

JP

Jezik izvoda:

JI

Zemlja publikovanja:

ZP

Uže geografsko područje:

UGP

Godina:

GO

Izdavač:

IZ

Mesto i adresa:

MA

Fizički opis rada:

FO

Naučna oblast:

NO

Naučna disciplina:

ND

Predmetna odrednica/ ključne reči:

PO

UDK

Čuva se:

ČU

Važna napomena:

VN

Izvod:

IZ

Datum prihvatanja teme od NN veća:

Monografska dokumentacija

Tekstualni štampani materijal

Diplomski rad

Borko Basarić

Prof. dr Miroslav Vesković

Pozitronska Emisiona Tomografija- detekcioni sistem i dnevna kontrola kvaliteta na Institutu za Onkologiju, Sremska Kamenica srpski (latinica)

srpski/engleski

Srbija

Vojvodina

2008.

Autorski reprint

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

4/79/25/7/46

Pozitronska Emisiona Tomografija, tehnika nuklearnog imidžinga

Osnove radijacione dijagnostike i terapije

Pozitronska Emisiona Tomografija (PET), detektor, scintilator, pozitron, Anihilaciono zračenje, dnevna kontrola kvaliteta

Biblioteka departmana za fiziku, PMF-a u Novom Sadu

nema

Glavni cilj rada je razumevanje procesa interakcije anihlacionog zračenja sa materijom (detektorskim materijalom) kao i razumevanje principa detekcije anihilacionog zračenja u PET sistemu. Kao drugi (praktični) cilj rada se izdvojila dnevna kontrola kvaliteta PET detektorskog sistema instaliranog na „Institutu za Onkologiju, Sremska Kamenica“.

02.07.2008.

DP

Datum odbrane:

DO

14.07.2008.

Članovi komisije:

KO

Prof. dr Miroslav Vesković, Prof. dr Miodrag Krmar,
Doc. dr Olivera Klisurić

Predsednik:

Prof. dr Miodrag Krmar

član:

Prof. dr Miroslav Vesković

član:

Doc. dr Olivera Klisurić

UNIVERSITY OF NOVI SAD
FACULTY OF SCIENCE AND MATHEMATICS

KEY WORDS DOCUMENTATION

Accession number:

ANO

Identification number:

INO

Document type:

DT

Monograph publication

Type of record:

TR

Textual printed material

Content code:

CC

Final paper

Author:

AU

Borko Basarić

Mentor/comentor:

MN

Prof. dr Miroslav Vesović

Title:

TI

Positron Emission Tomography – detector system and daily quality control at the Institute of Oncology, Sremska Kamenica

Serbian (Latin)

Language of text:

LT

English

Language of abstract:

LA

Serbia

Country of publication:

CP

Vojvodina

Locality of publication:

LP

2008.

Publication year:

PY

Publisher:

PU

Author's reprint

Publication place:

PP

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

Physical description:

PD

4/79/25/7/46

Scientific field:

SF

Positron Emission Tomography, nuclear imaging technique

Scientific discipline:

SD

Radiation diagnostics and therapy

Subject/ Key words:

SKW

Positron Emission Tomography (PET), detector, scintilator, positron, annihilation, daily quality control

UC

Holding data:

HD

Library of Department of Physics, Trg Dositeja Obradovića 4

Note:

N

none

Abstract:

AB

The main goal of the paper is to explain interaction processes of the annihilation radiation in the matter (detector material) as well as understanding the principles of the PET detection system. The practical goal of the paper is daily quality control check of the PET system installed at the "Institute of Oncology, Sremska Kamenica".
02.07.2008.

Accepted by the Scientific Board:

ASB

Defended on:

DE

Thesis defend board:

DB

President:

Member:

Member:

14.07.2008.

Prof. dr Miroslav Vesković, Prof. dr Miodrag Krmar,

Doc.dr Olivera Klisurić

Prof. dr Miodrag Krmar

Prof. dr Miroslav Vesković

Doc. dr Olivera Klisurić