

UNIVERZA V LJUBLJANI
FAKULTETA ZA MATEMATIKO IN FIZIKO
ODDELEK ZA FIZIKO
MEDICINSKA FIZIKA

Aleš Majdič

**NADGRADNJA ŠTUDIJSKEGA POZITRONSKEGA
TOMOGRAFA**

Magistrsko delo

MENTOR: doc. dr. Rok Pestotnik

Ljubljana, 2017

Univerza v Ljubljani
Fakulteta za matematiko in fiziko

Izjava o avtorstvu, istovetnosti tiskane in elektronske verzije magistrskega dela in
objavi osebnih podatkov študenta

Spodaj podpisani študent Aleš Majdič, avtor magistrskega dela (v nadaljevanju: pisnega zaključnega dela študija) z naslovom:

Nadgradnja študijskega pozitronskega tomografa

IZJAVLJAM

1. da sem pisno zaključno delo izdelal samostojno pod mentorstvom doc. dr. Roka Pestotnika;
2. da je tiskana oblika pisnega zaključnega dela študija istovetna elektronski obliki pisnega zaključnega dela študija;
3. da sem pridobil vsa potrebna dovoljenja za uporabo podatkov in avtorskih del v pisnem zaključnem delu študija in jih v pisnem zaključnem delu študija jasno označil;
4. da sem pri pripravi pisnega zaključnega dela študija ravnal v skladu z etičnimi načeli in, kjer je to potrebno, za raziskavo pridobil soglasje etične komisije;
5. da soglašam, da se elektronska oblika pisnega zaključnega dela študija uporabi za preverjanje podobnosti vsebine z drugimi deli s programsko opremo za preverjanje podobnosti vsebine, ki je povezana s študijskim informacijskim sistemom fakultete;
6. da na UL neodplačno, neizključno, prostorsko in časovno neomejeno prenašam pravico shranitve avtorskega dela v elektronski obliki, pravico reproduciranja ter pravico dajanja pisnega zaključnega dela študija na voljo javnosti na svetovnem spletu preko Repozitorija UL;
7. da dovoljujem objavo svojih osebnih podatkov, ki so navedeni v pisnem zaključnem delu študija in tej izjavi, skupaj z objavo pisnega zaključnega dela študija.

Ljubljana, 5. april 2017

Podpis študenta:

ZAHVALA

Iskreno se zahvaljujem doc. dr. Roku Pestotniku za vodenje, nasvete in pomoč pri opravljanju meritev in izdelavi tega magistrskega dela. Zahvaljujem se tudi izr. prof. dr. Samu Korparju, tehniku Juriju Erženu in dijaku Mihi Pompetu.

Posebno srčna zahvala gre mojim staršem za vso nesebično podporo in potrpežljivost in vsem mojim prijateljem, ki so verjeli vame in mi pomagali na moji poti.

Povzetek

Pozitronska emisijska tomografija (PET) je pomembna diagnostična metoda v moderni medicini. Študijski PET tomograf kot detektor anihilacijskih žarkov γ uporablja segmentiran scintilator LYSO v povezavi z večanodno fotopomnoževalko z manjšim vstopnim oknom od velikosti izstopnega okna scintilatorja. Zaradi geometrijskega neujemanja se pri rekonstrukciji slabo razločijo vogalni in robni kristalčki. Z izdelavo ustreznega svetlobnega vodnika smo želeli izboljšati razločljivost teh kristalčkov. Pri izbiri ustrezne oblike svetlobnega vodnika smo si pomagali z Monte Carlo simulacijo s programskim paketom ANTS2. Primerjali smo rezultate meritev in simulacije.

Ključne besede: pozitronska emisijska tomografija, študijski tomograf, fotopomnoževalka, LYSO, zapoznela fosforescenca, ANTS2, svetlobni vodnik, odbojna snov.

PACS: 29.40.Mc, 42.15.Dp, 42.25.Fx, 87.57.cf, 87.57.nf, 87.57.uk

Abstract

Positron emission tomography (PET) is an important diagnostic modality in modern medicine. Experimental PET apparatus employs LYSO scintillator array as γ ray detector in connection to multianode photomultiplier tube with entry window smaller than the scintillator exit window. Geometric mismatch leads to inadequate reconstruction of corner and edge crystals. We want to improve this with the addition of a light guide. Monte Carlo simulation program package ANTS2 was used to simulate and to select the best shape of a light guide and finally we compared measurements with a simulation.

Keywords: positron emission tomography, experimental PET apparatus, photomultiplier tube, LYSO, LYSO afterglow, ANTS2, light guide, reflecting material.

PACS: 29.40.Mc, 42.15.Dp, 42.25.Fx, 87.57.cf, 87.57.nf, 87.57.uk

Kazalo

1	Uvod	1
2	Molekularno slikanje	3
2.1	Pozitronska emisijska tomografija (PET)	3
2.2	Enofotonska emisijska računalniška tomografija (SPECT)	6
3	Študijski PET tomograf	7
4	Problem razločevanja robnih in vogalnih palčk kristala	9
5	Programski paket ANTS2	11
6	Pot fotona na meji dveh snovi	13
7	Izvor žarkov gama	15
7.1	Izvor žarkov gama pri meritvah in simulaciji	15
8	Interakcija fotonov gama s snovjo	17
8.1	Scintilator	18
8.2	Scintilator LYSO	20
8.2.1	Lastna radioaktivnost scintilatorja LYSO	20
8.2.2	Zapoznala fosforescenca scintilatorja LYSO	22
8.3	Simulacija scintilatorja LYSO	23
9	Svetlobni vodnik	27
9.1	Izbira materiala za svetlobni vodnik	27
9.2	Simulacija svetlobnega vodnika	28
9.3	Izdelava svetlobnega vodnika	30
9.3.1	Odbojna snov v zarezah svetlobnega vodnika	31
10	Fotopomnoževalka (PMT)	35
10.1	Večanolna fotopomnoževalka pri meritvi	37
10.2	Večanolna fotopomnoževalka pri simulaciji	38
11	Zajem podatkov in rekonstrukcija pozicije dogodka	39
11.1	Zajem podatkov pri meritvi	40
11.2	Zapis podatkov pri simulaciji	41

12	Rezultati	43
12.1	Histogram števila dogodkov in indeks razločevanja	43
13	Rezultati simulacije	45
13.1	Simulacija brez svetlobnega vodnika	45
13.2	Simulacija z ravnimi svetlobnimi vodniki	46
13.3	Simulacija s piramidnimi svetlobnimi vodniki	49
14	Rezultati meritev	55
14.1	Meritve brez svetlobnega vodnika	55
14.2	Meritve z ravnimi svetlobnimi vodniki	56
14.3	Meritvi s piramidnima svetlobnima vodnikoma	58
15	Primerjava rezultatov simulacije in meritev	61
16	Zaključek	63
	Literatura	65

1 Uvod

Namen te naloge je bil izboljšati oziroma nadgraditi študijski PET tomograf, ki ga uporabljamo študenti medicinske fizike pri predmetu Fizikalni eksperimenti I. Tomograf je postavljen v laboratoriju Odseka za eksperimentalno fiziko osnovnih delcev - F9 - na Inštitutu Jožefa Stefana v Ljubljani, kjer sem tudi opravljal eksperimentalni del in meritve za to magistrsko nalogo. Hitri računalnik v laboratoriju sem uporabil tudi za večino simulacij.

Ker je aktivna površina večkanalne fotopomnoževalke manjša od površine izhodnega okna paličastega scintilatorja (9×9 palčk), se del scintilacijskih fotonov robnih in vogalnih kristalčkov izgubi ali pa navidezno zlije s fotoni notranjih kristalčkov, zaradi česar jih je zelo težko ali pa nemogoče razločiti med sabo.

Sklepali smo, da bi s svetlobnim vodnikom ustrezne oblike lahko izboljšali prostorsko razločljivost posameznih kristalčkov scintilatorja in s tem celotnega tomografa.

Preden smo se lotili izdelave svetlobnih vodnikov, smo model našega detektorskega modula simulirali v programskem paketu ANTS2, da smo določili ustrezno obliko svetlobnega vodnika..

V tej nalogi si bomo najprej na kratko pogledali tehnike molekularnega slikanja ter opisali elemente študijskega PET tomografa, programski paket za simulacijo in uporabljene fizikalne zakone za fotone pri sipanju in prehodu med snovmi ter vir anihilacijskih žarkov gama. Simulirali bomo pot fotona od izvora preko scintilatorja in svetlobnega vodnika do fotopomnoževalke. Za potrditev rezultatov simulacij smo izdelali več različnih oblik svetlobnih vodnikov in jih namestili med scintilator in fotopomnoževalko. S študijskim PET tomografom smo izmerili njihovo obnašanje in primerjali rezultate meritev in simulacij.

2 Molekularno slikanje

Pozitronska emisijska tomografija (PET - ang.: *Positron Emission Tomography*) in enofotonska emisijska računalniška tomografija (SPECT - ang.: *Single-Photon Emission Computed Tomography*) delujeta na principu zaznavanja fotonov gama, ki jih izseva ustrezen radiofarmak. Radiofarmaki so radiofarmaceutski pripravki, ki jih vnašamo v organizem in vsebujejo enega ali več radionuklidov. Po vnosu se na predvidljiv način naberejo v tarčnem tkivu ali organih pacienta in nam dajo podatek o bioloških procesih. Dvo ali tri dimenzionalno sliko rekonstruiramo iz pozicij zaznanih izsevanih gama žarkov.

K tehnikam molekularnega slikanja lahko dodamo tudi slikanje z magnetno resonanco (MRI - ang.: *Magnetic Resonance Imaging*), predvsem funkcijsko magnetno resonančno slikanje (fMRI), pri katerem v telo prav tako vnesemo ustrezno kontrastno snov.

V medicinski diagnostiki se uporablja tudi večfunkcijske naprave, kjer sta združeni tehniki PET in MRI. Taka kombinacija je dobra zaradi komplementarnosti, saj nam MRI pokaže anatomsko sliko telesa, PET pa metabolizem.

2.1 Pozitronska emisijska tomografija (PET)

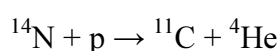
Prvi prototip pozitronskega emisijskega tomografa je bil izdelan leta 1973 - takrat so ga poimenovali PETT (*Positron Emission Transaxial Tomograph*) [1]. Sestavljen je bil iz 24 posameznih kristalov s talijem dopiranega natrijevega jodida v heksagonalni postavitvi. Druga velika mejnika pa sta odkritje kristala BGO (1977 - 1978) in sinteza ^{18}F FDG (1978 - 1980).

Pri PET slikanju lahko kot radiofarmak uporabimo veliko različnih biološko aktivnih molekul, ki jim dodamo ustrezen β^+ sevalec. Nekaj izotopov je naštetih v tabeli 1, molekule in njihova uporaba pa v tabeli 2 [2]. Grobo gledano, zamenjava elementa v molekuli z ustreznim

radioizotopom izraža enake biološke, farmakološke in fiziološke lastnosti kot starševska molekula. Pridobivamo jih s posebnimi generatorji ali pa v ciklotronih.

Generator je naprava, ki vsebuje raztopino starševskega radionuklida z relativno dolgim razpolovnim časom. Ta razpada v hčerinski radionuklid s kratkim razpolovnim časom. Po določenem času ga s kemičnim postopkom izločimo iz raztopine in uporabimo.

Ciklotron pa je naprava, v kateri z električnim poljem pospešimo nabite delce (npr. protone). Ko pridobijo dovolj kinetične energije, jih vodimo iz pospeševalnika v tarčo, kjer reagirajo z njenimi jedri. Kot primer lahko pokažemo pridobivanje izotopa ^{11}C , kjer za tarčo uporabimo ^{14}N .



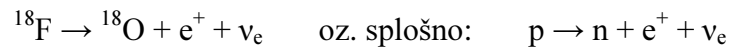
<i>izotop</i>	<i>razpolovni čas (min)</i>	<i>največja energija β^+ (MeV)</i>	<i>način pridobivanja</i>
^{11}C	20.3	0.960	ciklotron
^{13}N	9.96	1.198	ciklotron
^{15}O	2.04	1.732	ciklotron
^{18}F	109.77	0.633	ciklotron
^{68}Ga	67.71	1.899	generator
^{82}Rb	1.26	3.378	generator

Tabela 1: Pogosti β^+ izotopi za uporabo v PET.

<i>radiofarmak</i>	<i>uporaba za preiskavo fiziološke funkcije</i>
$^{15}\text{O}_2$	metabolizem kisika v možganih
H_2^{15}O	pretok krvi v možganih in srčni mišici
C^{15}O	volumen krvi v možganih in srčni mišici
^{11}C -methionine	lokalizacija tumorjev
^{11}C -choline	lokalizacija tumorjev
^{18}F FDG	metabolizem glukoze, lokalizacija tumorjev
^{13}N H_3	pretok krvi v srčni mišici
^{82}Rb	pretok krvi v srčni mišici

Tabela 2: Pogosti radiofarmaki za uporabo v PET.

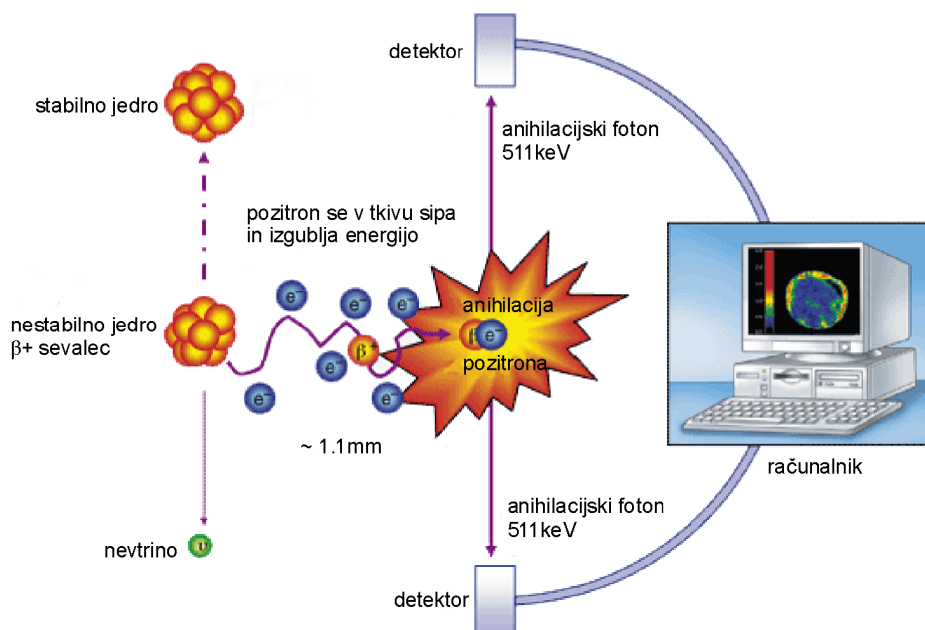
V PET diagnostiki se največkrat uporablja 2-[^{18}F]fluoro-2-deoksi-D-glukoza (^{18}FDG), kjer je hidroksilna skupina starševske molekule nadomeščena s ^{18}F . Velja naslednja razpadna reakcija:



Izsevani pozitron (e^+) ima neko začetno kinetično energijo, ki se v snovi z ionizacijo zmanjšuje. V povprečju v tkivu prepotuje še okoli 1 mm preden se sreča z elektronom in se anihilira. Nastaneta 2 žarka gama z energijama 511 keV.

V idealnem primeru, kjer pozitron ob anihilaciji ne bi imel nič kinetične energije, bi bila žarka gama popolnoma kolinearna (kot med njima 180°), če pa je kinetična energija pozitrona različna od nič, pa kot odstopa za do 0.5° .

Nastale žarke gama zaznamo z detektorji nameščenimi na obroču okoli pacienta (slika 1) ali pa posamezne detektorje premikamo po krožnici, da pokrijemo vse kote. Zaznati želimo koincidenčne dogodke, ki jih povzroči en razpad β^+ sevalca, s čimer dobimo eno črto odziva (LOR - ang.: *Line of Response*). Pri TOF PET (ang.: *Time of Flight PET*) pa iz razlike časov zaznave obeh žarkov gama določimo še pozicijo razpada β^+ sevalca na črti odziva. Razporeditev sevalcev v telesu rekonstruiramo z računalnikom ob uporabi različnih tehnik, npr. povratne projekcije [3].



Slika 1: Princip delovanja PET naprave.

2.2 Enofotonska emisijska računalniška tomografija (SPECT)

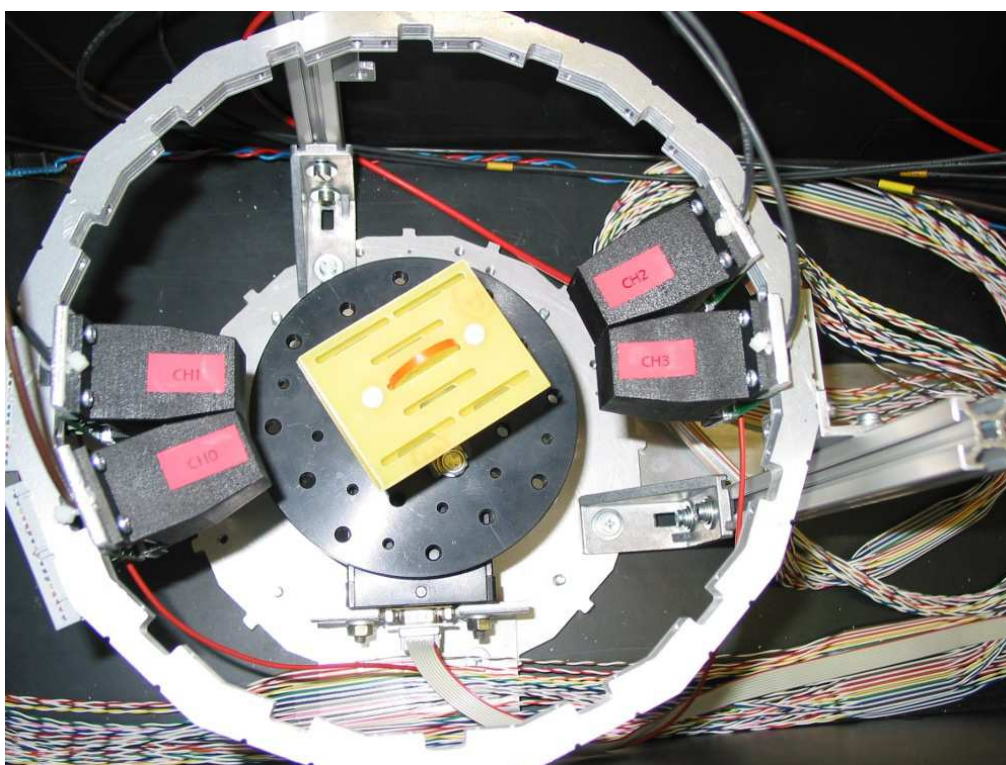
Pri enofotonski emisijski računalniški tomografiji v telo vnašamo radiofarmake, ki so sevalci žarkov gama. Pri enem razpadu sevalca nastane samo en foton gama, saj gre za prehod vzbujenega jedra v osnovno stanje. (Če je prehod vzbujenega jedra v osnovno stanje preko več vmesnih vzbujenih stanj, lahko nastane tudi več fotonov gama). Nekaj pogosto uporabljenih izotopov prikazuje tabela 3 [4]. Energije nastalih žarkov gama so pri izotopih, ki jih uporabljamo, nižje (npr. 140 keV pri ^{99m}Tc) kot energije anihilacijskih žarkov gama pri PET tomografiji (511 keV). Konstrukcija detektorja, ki ga imenujemo gama kamera oz. Angerjeva kamera je nekoliko drugačna od detektorskih elementov pri PET. Za scintilator zaradi nižjih energij fotonov gama uporabimo kristal s talijem dopiranega natrijevega jodida (NaI-Tl), ki ima pri teh energijah dovolj velik absorpcijski koeficient, izdelamo pa lahko tudi velike monolitne kristale. Uporabiti moramo tudi kolimator, ki prepušča samo pravokotno vpadle žarke, da lahko določimo črto nastanka posameznega fotona gama.

<i>izotop</i>	<i>razpolovni čas</i>	<i>energija γ (keV)</i>	<i>način razpada</i>
^{99m}Tc	6 h	140	metastabilno
^{123}I	13 h	160	EC
^{131}I	8 d	365	β^-
^{111}In	2.8 d	171, 245	EC
^{133}Xe	5.2 d	81	β^-
^{67}Ga	3.3 d	93, 185, 300	EC
^{201}Tl	3 d	69 - 81, 167	EC
^{81m}Kr	13 s	190	metastabilno

Tabela 3: Pogosti izotopi za uporabo v SPECT.

3 Študijski PET tomograf

Študijski PET tomograf je sestavljen iz 4 detektorskih modulov nameščenih na obroču (slika 2), v prihodnosti pa načrtujemo namestitev še 12 modulov. Razdalja med središčem tomografa in vhodnim oknom scintilatorja - notranji radij - je 60 mm. Na vrtljivo mizico v sredini postavimo radioaktivni izvor kolinearnih žarkov gama.



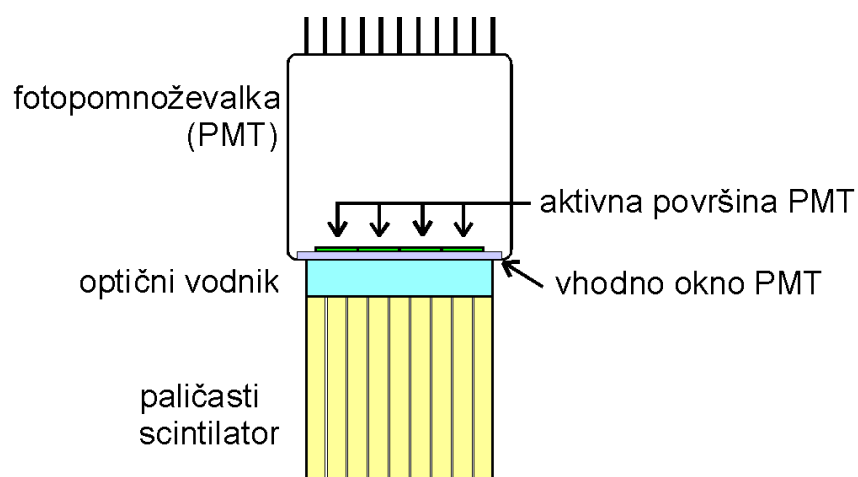
Slika 2: Študijski PET tomograf [5]. Vidni so 4 detektorski moduli (CH0, CH1, CH2 in CH3) ter radioaktivni izvor na sredini.

Vsak modul (slika 3) je sestavljen iz scintilacijskega kristala LYSO (9×9 palčk), opcijsko svetlobnega vodnika in fotopomnoževalke ter pripadajočega napajalnega in izhodnega vezja. Električne signale z anod fotopomnoževalke zajemamo s pretvornikom naboja v digitalno obliko (QDC - ang.: *Charge to Digital Converter*) in zapisujemo z računalnikom.

Tehnični podatki študijskega PET tomografa so zbrani v tabeli 4.

radij PET tomografa	60 mm
število modulov	4 (načrtovano 16)
dimenzija kristalov LYSO	$2.05 \times 2.05 \times 20 \text{ mm}^3$
mreža kristalov LYSO	9×9 , raster 2.25 mm
proizvajalec kristalov LYSO	Sinoceramics, Inc. (Kitajska)
fotopomnoževalke	Hamamatsu R5900-00-M16
aktivna površina	$18.0 \times 18.0 \text{ mm}^2$
fotopomnoževalke	(16 segmentov po $4.5 \times 4.5 \text{ mm}^2$)
napajalna napetost	850V

Tabela 4: Tehnični podatki študijskega PET tomografa.

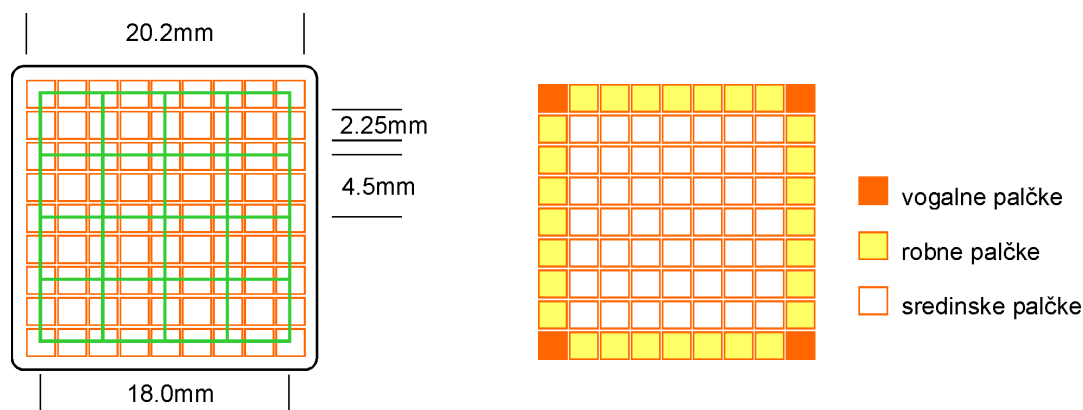


Slika 3: Detektorski modul PET tomografa, gama žarki vpadajo od spodaj.

V naslednjih poglavjih bomo opisali problem, ki nastane z razločevanjem pozicij središč vseh palčk kristala našega detektorskega modula. Podrobno bomo opisali uporabljeni izvor žarkov gama, scintilator, različne svetlobne vodnike, fotopomnoževalko, zajem in obdelavo podatkov ter rekonstrukcijo pozicije zadetka anihilacijskega žarka gama.

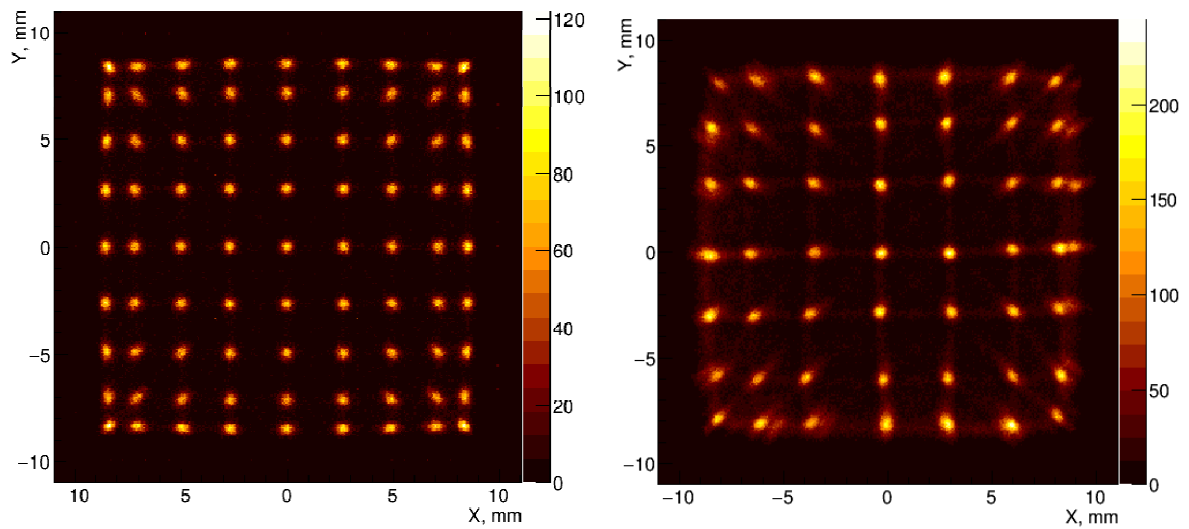
4 Problem razločevanja robnih in vogalnih palčk kristala

Velikost aktivne površine večanodne fotopomoževalke detektorskega modula študijskega PET tomografa je $18 \times 18 \text{ mm}^2$, razdeljena pa je v mrežo 4×4 polj. Velikost izhodnega okna scintilatorja je $20.2 \times 20.2 \text{ mm}^2$ (9×9 kristalčkov oz. palčk) (slika 4). Dimenzija vsake posamezne palčke je $2.05 \times 2.05 \times 20 \text{ mm}^3$, med njimi pa je svetlobno odbojna snov debeline 0.2 mm .



Slika 4: *Levo: oranžno: scintilator LYSO (9×9 kristalčkov); zeleno: aktivna površina fotopomnoževalke (4×4 aktivne površine).
Desno: posebej označene robne, vogalne in sredinske palčke.*

Pozicije zadetkov anihilacijskih fotonov ^{22}Na rekonstruiramo z metodo izračuna težišča naboja (podrobneje v poglavju 11). V scintilatorju sestavljenem iz posameznih palčk želimo dobro razločevanje središč vseh palčk. Primer prikazuje slika 5 levo, kjer so rekonstruirane pozicije vseh zadetkov v histogramu števila dogodkov. Dobro vidimo oz. razločimo vseh 81 posameznih vrhov. Pri obstoječem detektorskem modulu študijskega tomografa brez svetlobnega vodnika se slabo razločijo robne in vogalne palčke oz. kristalčki (slika 5 desno), dobro razločimo samo sredinske palčke. Opazimo tudi, da del scintilacijskih fotonov ne zadene aktivne površine fotopomnoževalke - pri robnih palčkah lahko sklepamo, da je takih $1/2$, pri vogalnih pa $3/4$.



Slika 5: *Histogram števila dogodkov. Levo: dobro razločevanje vseh 81 palčk kristala. Desno: slabo razločevanje robnih in vogalnih kristalov.*

Odločili smo se, da poskusimo z ustreznim svetlobnim vodnikom nadgraditi detektorski modul. Z Monte Carlo simulacijo poti fotonov od nastanka v scintilatorju preko svetlobnega vodnika do fotopomnoževalke smo določili ustrežno obliko svetlobnega vodnika. Uporabili smo programski paket za numerično simulacijo gama kamer ANTS2.

5 Programski paket ANTS2

Programski paket za numerično simulacijo gama kamer in obdelavo podatkov ANTS2 so razvili v laboratoriju za instrumentacijo in eksperimentalno fiziko delcev (LIP) univerze v Coimbri (Portugalska) [6]. Osnovan je na odprti kodi z uporabo CERN ROOT [7] in ogrodja Qt (C++).

Paket je namenjen za optimizacijo načrtovanja geometrije in lastnosti detektorjev z uporabo Monte Carlo simulacij ter za optimizacijo in razvoj metod in tehnik za rekonstrukcijo dogodkov. Uporaben je tudi za adaptivno rekonstrukcijo dogodkov z uporabo simuliranih podatkov ter filtriranje in rekonstrukcijo dogodkov iz eksperimentalnih podatkov.

Pri simulaciji postavimo 3D geometrijo detektorskega modula ter simuliramo scintilacijski odziv detektorja pri interakciji žarkov gama, nevtronov in drugih nabitih delcev. Nastali scintilacijski fotoni se na poti do fotopomnoževalke odbijejo, lomijo, sipajo ali absorbirajo.

Za rekonstrukcijo pozicij simuliranih ali eksperimentalnih dogodkov lahko uporabimo različne statistične algoritme. Za rekonstrukcijo pozicij zadetkov v realnem času lahko uporabimo tudi grafični procesor (GPU) in nevronske mreže.

Modul za obdelavo eksperimentalnih podatkov nam nudi različna orodja za predprocesiranje podatkov in razširjen nabor filtrov.

Program je zaradi grafičnega vmesnika, s katerim vnesemo oz. določimo geometrijo in lastnosti vseh elementov detektorskega modula, enostaven za uporabo. Vgrajena podpora za skripte pa omogoča avtomatizacijo simulacij in popolno prilagoditev uporabniku, kjer je to potrebno. Mi smo uporabljali različico programa 3.05 (build 1546 - 28/04/2016).

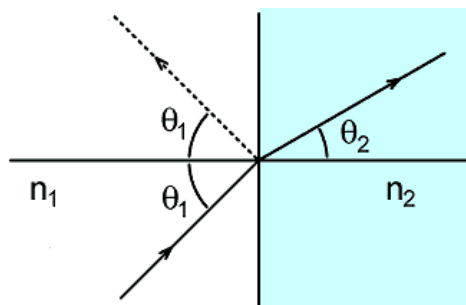
6 Pot fotona na meji dveh snovi

Foton se na meji dveh snovi lahko lomi in/ali odbije (zrcalni odboj, lomni (Snellov) zakon in Fresnelov zakon), difuzno sipa (Lambertov zakon) ali absorbira. Pogosto je obnašanje fotona kombinacija vseh naštetih procesov in je odvisna od lastnosti snovi, vpadnega kota, polarizacije in valovne dolžine.

Pri lomu na meji dveh snovi z različnima lomnima količnikoma (n_1 in n_2) se kot prepuščenega fotona θ_2 spremeni - velja lomni zakon (Snellov zakon)

$$n_1 \sin \theta_1 = n_2 \sin \theta_2$$

Pri prehodu v optično gostejšo snov ($n_2 > n_1$) se kot prepuščenemu fotonu zmanjša - lomi se bolj proti normalni površine - slika 6.



Slika 6: Prehod fotona v optično gostejšo snov.

Pri prehodu v optično redkejšo snov pa se kot proti normalni poveča, zato pri kritičnem vpadnem kotu $\theta_c = \theta_i$ dobimo totalni odboj.

$$\theta_c = \arcsin \frac{n_2}{n_1}$$

To lastnost uporabimo pri načrtovanju svetlobnega vodnika. Želimo, da foton ne zapusti svetlobnega vodnika na svoji poti skozenj. Pri pleksi steklu, ki ga pogosto uporabjamo za svetlobne vodnike (lomni količnik $n_1 = 1.5$) je kritični kot $\theta_c = 41.8^\circ$ (okoli je zrak, $n_2 = 1$).

Pri prehodu fotonov preko meje dveh snovi se jih del tudi odbije. Velja Fresnelov zakon. Pri pravokotnem vpadu na mejo dveh je prepustnost neodvisna od polarizacije. Za odbojnost R in prepustnost T veljata

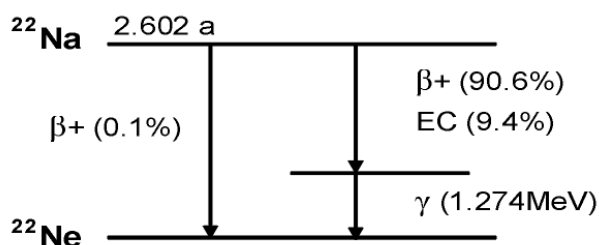
$$R = \left| \frac{n_1 - n_2}{n_1 + n_2} \right|^2 \quad \text{in} \quad T = \frac{4n_1 n_2}{(n_1 + n_2)^2}$$

Pri pravokotnem prehodu fotonov preko meje zrak - pleksi steklo oz. obratno se jih odbije 4%.

V programu ANTS2 določimo, kako se obnaša simulirani foton na prehodu dveh snovi. Pri prehodu iz ene optično prepustne snovi v drugo določimo, da program upošteva samo lomni zakon. Pri prehodu v odbojno snov med posameznimi kristalčki scintilatorja pa se lahko foton tudi absorbira, zrcalno odbije ali sipa. Določimo lahko dva načina difuznega sipanja - sipanje oz. odboj nazaj v smer vpadlega fotona ter sipanje naprej po prehodu v drugo snov. Oba načina sledita Lambertovemu zakonu - svetlost je v vseh smereh enaka [8].

7 Izvor žarkov gama

Kot izvor fotonov gama smo uporabljali vir ^{22}Na , ki je β^+ sevalec. Razpadno shemo in deleže procesov kaže slika 7. Izsevani pozitron po kratki poti v snovi (~ 1 mm) sreča elektron in se anihilira. Nastaneta 2 kolinearna žarka gama z energijama 511 keV. Hkrati nastane tudi foton gama z energijo 1274 keV. Razpolovni čas izotopa je 2.602 leta.



Slika 7: Razpadna shema ^{22}Na .

7.1 Izvor žarkov gama pri meritvah in simulaciji

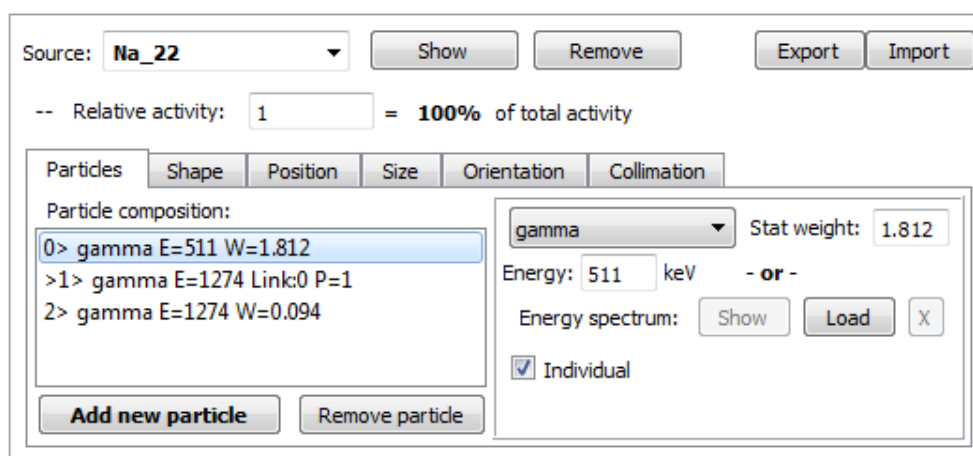
Pri meritvah smo vir namestili v sredino tomografa na vrtljivo mizico. Na voljo smo imeli 2 vira z različnima aktivnostma. Začetna, ob izdelavi, je označena na nalepki na viru, mi pa smo izračunali trenutno (1. julij 2016) (tabela 5). Zaradi večje aktivnosti smo pri meritvah uporabljali vir z oznako R106.

oznaka	datum izdelave	začetna aktivnost	aktivnost 1. 7. 2016
R11 (North. Am. Sci.)	1. 8. 1998	3.442 MBq	28 kBq
R106 (Ecker & Ziegler)	1. 1. 2011	925 kBq	209 kBq

Tabela 5: Začetna in trenutna aktivnost izvorov ^{22}Na .

Snov z radioaktivnim izotopom je varno zaprta v majhni ploščici iz pleksi stekla in je nanesena na okrogli površini s premerom nekaj mm v tanki plasti. Pleksi steklo je potrebno, da se nastali pozitron anihilira v bližini nastanka, hkrati pa je dovolj prepustno za izstopajoče žarke gama.

Pri simulaciji izvora smo ustrezne deleže 511 keV in 1274 keV fotonov gama vnesli v program, določili obliko in pozicijo vira, tako da smo se čimbolj natančno približali postavitvi pri študijskem PET tomografu. Primer vnosa kaže slika 8 - pri drugih zavijkih smo za obliko vira nastavili okroglo ploščico s polmerom 2 mm, oddaljenost pa smo nastavili na 60 mm.



Slika 8: V programu ANTS2 določimo vir fotonov gama.

8 Interakcija fotonov gama s snovjo

V snovi se energija fotona gama preko fotoefekta ali Comptonovega sipanja (pri energijah fotonov večjih od 1.022 MeV tudi tvorba parov) prenese na izbiti elektron. Na kratko si pogledjmo sipalna preseka za fotoefekt in za Comptonovo sipanje [9].

Pri fotoefektu se vpadli foton gama absorbira, izbije notranji elektron, ter na njega prenese vso svojo energijo. Presek za fotoefekt σ_{pe} je sorazmeren z

$$\sigma_{pe} \propto \frac{\rho Z_{eff}^n}{E_\gamma^m}$$

kjer je Z_{eff} efektivno vrstno število snovi, eksponenta n in m sta odvisna od energije vpadlega fotona gama E_γ . Pri 0.1 MeV je n enak 4 in raste do 4.6 pri 3 MeV, m pa se zmanjšuje od 3 pri 0.1 MeV do 1 pri 5 MeV.

Pri Comptonovem sipanju pa foton gama preda samo del svoje energije zunanjemu izbitemu elektronu. Presek σ_{cs} je sorazmeren z

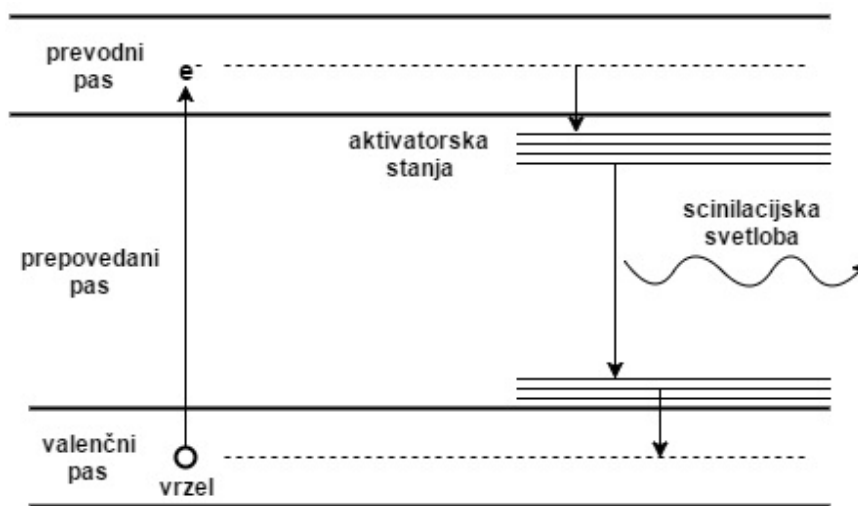
$$\sigma_{cs} \propto \frac{\rho Z_{eff}}{A}$$

kjer je A masno število snovi. Razmerje Z_{eff}/A je za vse elemente razen vodika konstantno in znaša ~ 0.45 .

Kateri proces bo prevladoval, je odvisno od energije fotona E_γ in vrstnega števila absorpcijskega materiala Z_{eff} . Fotoefekt je dominanten pri najnižjih energijah in tvorba parov pri najvišjih, Comptonovo sipanje pa je dominantno pri srednjih energijah.

8.1 Scintilator

Žarke gama lahko zaznamo na več načinov. Eden izmed njih je uporaba anorganskih scintilacijskih kristalov, kjer izbiti elektron pri svojem potovanju po kristalu povzroči vzbujanje bližnjih atomov. Ti pri prehodu v osnovno stanje izsevajo scintilacijske fotone - ponavadi v UV frekvenčnem področju (slika 9). Velja, da je število fotonov sorazmerno z energijo vpadlega žarka gama v okviru energijske ločljivosti.

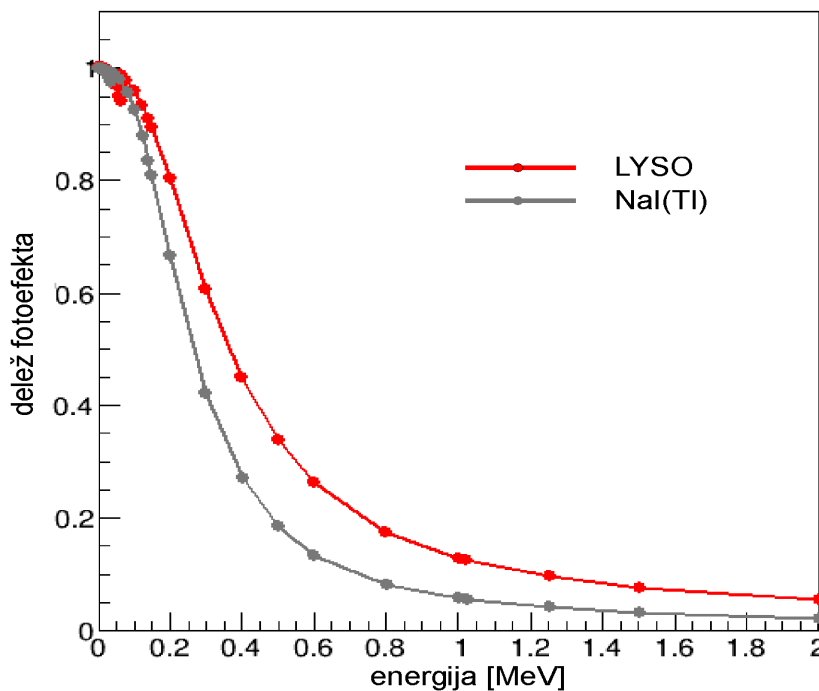


Slika 9: Prikaz nastanka scintilacijskih fotonov.

Pomembna lastnost scintilatorja je tudi relaksacijski čas, to je povprečen čas, v katerem vzbujen atom preide nazaj v osnovno stanje in ob tem izseva scintilacijski foton. Kratek relaksacijski čas je pomemben za razločevanje dveh zaporednih dogodkov pri detekciji žarkov gama.

Kateri material bomo izbrali, je odvisno od energije vpadnih žarkov gama, na splošno pa velja, da želimo snov z visokim vrstnim številom Z_{eff} , z velikim pridelkom scintilacijskih fotonov, ki se po valovni dolžini ujemajo z občutljivostjo fotopomnoževalke, s kratkim relaksacijskim časom ter dobro energijsko ločljivostjo. Želimo tudi velik delež fotoefekta.

Večji Z_{eff} poveča delež fotoefekta pri dani energiji vpadnega žarka gama. Slika 10 (rdeča črta) kaže verjetnost za fotoefekt v odvisnosti od energije E_γ za tipičen kristal LYSO z $Z_{eff} = 54$. Vidimo, da je ta okoli 0.3 za žarke gama z energijo 511 keV. Za primerjavo je dodan tudi delež fotoefekta za NaI(Tl) - siva črta.



Slika 10: Delež fotoefekta za kristal LYSO in kristal NaI(Tl).

Nekaj pogosto uporabljenih scintilacijskih kristalov je zbranih v tabeli 6 [10].

Lastnost pri 511 keV	NaI(Tl)	BGO	LSO	YSO	GSO	BaF	LaBr ₃	LYSO
gostota [g/cm ³]	3.67	7.13	7.4	4.53	6.71	4.89	5.3	5.31
efektivni Z	50.6	74.2	65.5	34.2	58.6	52.2	—	54
atenuacijska dolžina [cm]	2.88	1.05	1.16	2.58	1.43	2.2	2.1	1.2
razpadna konst. [ns]	230	300	40	70	60	0.6	15	53
svetl. pridelek [fot/MeV]	41000	6200	30500	48500	10500	2000	65500	31000
rel. sv. pridelek [% NaI]	100	15	75	118	25	5	160	76
valovna dolžina λ [nm]	410	480	420	420	440	220	360	420
lomni količnik	1.85	2.15	1.82	1.8	1.91	1.56	1.9	1.81
higroskopičnost	da	ne	ne	ne	ne	ne	da	ne

Tabela 6: Lastnosti scintilacijskih kristalov, ki jih uporabljamo v PET. BGO = bizmutov germanat, GSO = gadolinijev ortosilikat, LSO = lutecijev ortosilikat, YSO = itrijev ortosilikat, LYSO = lutecij itrijev ortosilikat.

8.2 Scintilator LYSO

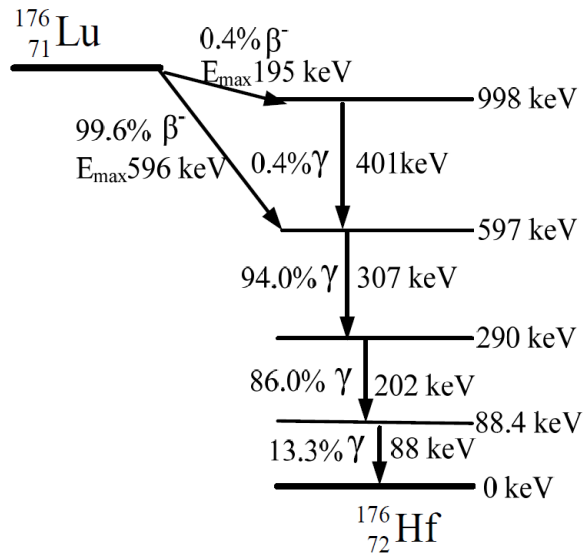
Pri našem tomografu uporabljamo scintilacijski kristal LYSO (s cerijem dopirani lutecij itrijev ortosilikat), ki je sestavljen iz mreže 9×9 palčk. Dimenzija vsake je $2.05 \times 2.05 \times 20.0 \text{ mm}^3$. Med palčkami je odbojna snov barijev sulfat (BaSO_4) debeline 0.2 mm, ki deluje kot reflektor. Celoten sestav razen izstopnega okna (stik s fotopomnoževalko oz. svetlobnim vodnikom) je zavrt v odbojno folijo. Na žalost nam od proizvajalca Sinoceramics Inc. ni uspelo pridobiti vseh zahtevanih podatkov o lastnostih kristala (delež itrija), optičnih lastnosti odbojne snovi in folije, pridobili smo samo naslednje podatke - tabela 7 [11].

kristal	Sinocera LYSO
gostota	7.1 g/cm^3
lomni količnik	1.82
atenuacijski koeficient	0.87 cm^{-1}
razpadna konstanta	50 ns
pridelek svetlobe proti Nal(Tl)	75%
delež fotoefekta pri 511keV	30%
energijska ločljivost pri 511 keV	8%

Tabela 7: Lastnosti kristala Sinocera LYSO.

8.2.1 Lastna radioaktivnost scintilatorja LYSO

Scintilatorji, ki vsebujejo lutecij, npr. LSO (Lu_2SiO_5) in LYSO ($\text{Lu}_{2(1-x)}\text{Y}_{2x}\text{SiO}_5$), so naravno radioaktivni. Element lutecij vsebuje 2.6% dolgoživega izotopa ^{176}Lu , ki razpada z razpolovno dobo 3.64×10^{10} let [12]. Glavni proces razpada ^{176}Lu v ^{176}Hf je emisija β^- delcev z največjo energijo 596 keV, ki ji sledijo trije gama žarki z energijami 307 keV, 202 keV in 88 keV. Podrobno razpadno shemo (slika 11) sem povzel po [13].



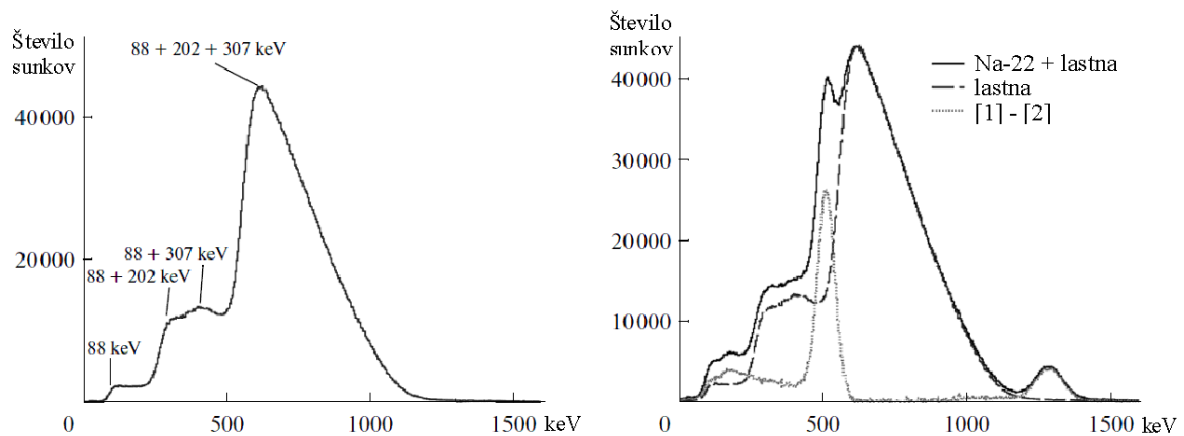
Slika 11: Razpadna shema ^{176}Lu .

Aktivnost scintilatorja LSO ali LYSO z maso m lahko izračunamo po formuli [14]:

$$A = \frac{n \cdot m \cdot N_A \cdot f_{\text{Lu}176}}{M} \cdot (1 - e^{-1/\tau}) \approx \frac{n \cdot m \cdot N_A \cdot f_{\text{Lu}176}}{M} \cdot \frac{1}{\tau}$$

kjer je n število atomov Lu v kemijski formuli (za LSO je n enak 2, za LYSO pa je n enak $2(1-x)$ in je odvisen od utežnega deleža dodanega itrija. Delež radioaktivnega izotopa ^{176}Lu v celotni količini lutecija označimo s $f_{\text{Lu}176}$ in je enak 2.6%. Izračun pokaže, da je za LSO aktivnost scintilatorja s prostornino 1 cm^3 enaka 307 Bq, za LYSO pa lahko privzamemo, da ja nekoliko manjša, saj je ponavadi 5 - 10% lutecija nadomeščena z itrijem, ki pa ni radioaktiven.

Vpliv lastne radioaktivnosti na meritve ni velik in lahko vpliva le na študije z nizko aktivnostjo merjenega izvora [15]. Energijski spekter izsevanih delcev β^- skupaj z energijo žarkov gama namreč sovpada s fotovrhom pri 511 keV in tako prispeva k naključnim koincidenkam. Primer lastnega spektra in spektra z dodanim nizko aktivnim izvorom ^{22}Na je prikazan na sliki 12 [16].

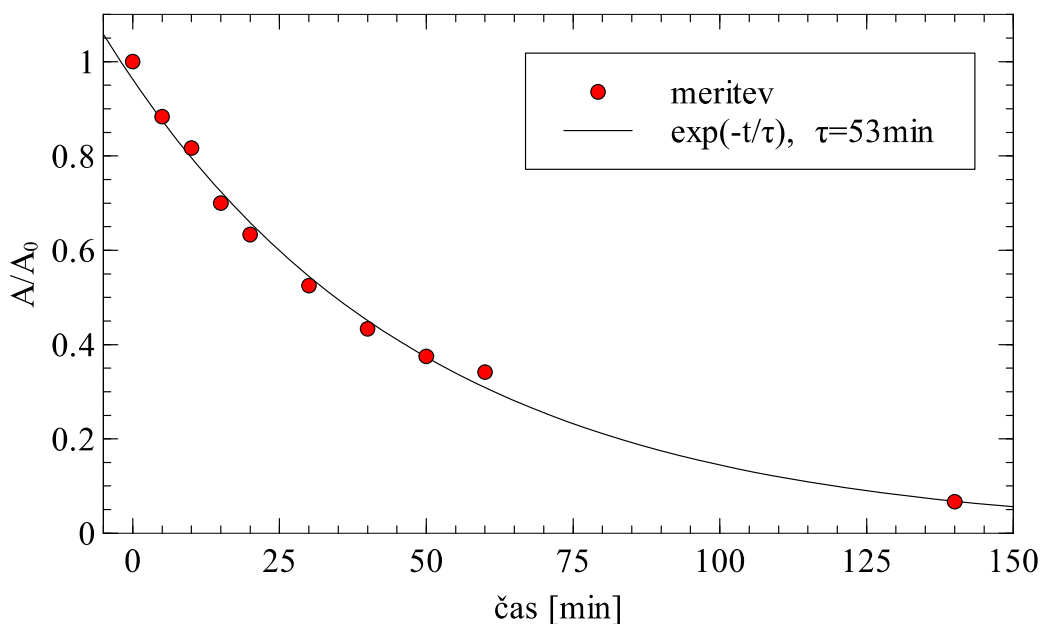


Slika 12: Levo: spekter lastne radioaktivnosti LSO ali LYSO. Desno: lastna radioaktivnost LSO ali LYSO in dodan nizko aktivni izvor ^{22}Na .

8.2.2 Zapoznena fosforescenca scintilatorja LYSO

Zapoznelo fosforescenco scintilatorja LYSO (ang.: *LYSO afterglow*) smo opazili, ko smo takoj po namestitvi optičnega vodnika, kristala in fotopomnoževalke hoteli opraviti meritve. Na signalu skupne dinode smo opazili padec ojačanja fotopomnoževalke zaradi prevelikega vhodnega toka fotonov. Preveliko število elektronov v dinodni pospeševalni verigi povzroči velik tok in s tem padec napetosti med posameznimi stopnjami - pospeševanje elektronov v dinodni verigi se ustavi.

Med fotopomnoževalko in scintilator smo zato namestili črno folijo z drobno luknjico ($\sim 0.5 \text{ mm}^2$) in s tem ustrezno omejili število fotonov. Rezultat meritev zapoznene fosforescence oz. svetlobne aktivnosti kristala je prikazan na sliki 13, prilagojena padajoča eksponentna funkcija ima časovno konstanto $\tau = 53 \text{ min}$.



Slika 13: *Meritev zapoznele fosforescence kristala LYSO.*

Zapoznela fosforescenca je lastnost s cerijem dopiranih kristalov LSO in LYSO [17]. Nosilce naboja vpadna svetloba spodbudi iz nivoja $4f$ v $5d$ Ce^{3+} iona. Zaradi specifične konfiguracije sosednjih kisikovih ionov nastane nivo $Ce^{4+} 5d$, s katerega se elektroni premaknejo v metastabilni nivo mešanega značaja $Ce^{3+} 5d$ in $O^{2-} 2p$, kjer ostanejo ujeti v pasteh globine 1.0 eV. Pri sobni temperaturi se pasti praznijo, temu pa sledi rekombinacija elektron-vrzel Ce^{3+} iona.

8.3 Simulacija scintilatorja LYSO

V program ANTS2 smo vnesli vse zahtevane podatke o dimenzijah in fizikalnih lastnostih kristala (slika 14). Določili smo tudi obnašanje fotonov pri prehodu v in preko odbojne snovi med posameznimi palčkami kristala ter odboj na zunanjem ovoju. Od proizvajalca scintilatorja smo pridobili samo podatek, da je površina posameznih palčk spolirana, kot odbojna snov pa je uporabljen barijev sulfat ($BaSO_4$). Natančnejših podatkov o deležu absorbiranih fotonov, deležu zrcalnega odboja, deležu in načinu sipanja ter deležu fotonov, za katere veljata Fresnelov in Lambertov zakon, nismo imeli. Tako smo kot približek uporabili naslednje deleže: Za prehod LYSO - odbojna snov: absorbcija 0.02, zrcalni odboj 0.48,

povratno sipanje 0.40 in Fresnel 0.10. Za prehod LYSO - zunanji ovoj: absorbcija 0.02, zrcalni odboj 0.49 in povratno sipanje 0.49 (slika 15).

Inspect active material: LYSO

Name:

Density: g/cm3
Isotope density: atoms/cm3

Refractive index:
vs. wavelength:

Bulk absorption: mm-1
vs. wavelength:

Reemission probability:

Rayleigh MFP: mm
at nm

Primary decay time: ns
Primary spectrum:

Energy per e/ion pair: eV
e drift velocity: cm/us
Photons per electron:
Decay time: ns
Secondary spectrum:

Particle: gamma Tracking allowed
 Force material to be transparent for this particle
Photon yield of primary scintillation: photons / keV

Interaction process:
Type: Photoelectric absorption
Partial interaction coefficient vs energy:
Energy [keV]:
 Mass attenuation: cm2/g
MFP: mm

Slika 14: Vnos latnosti kristala LYSO.

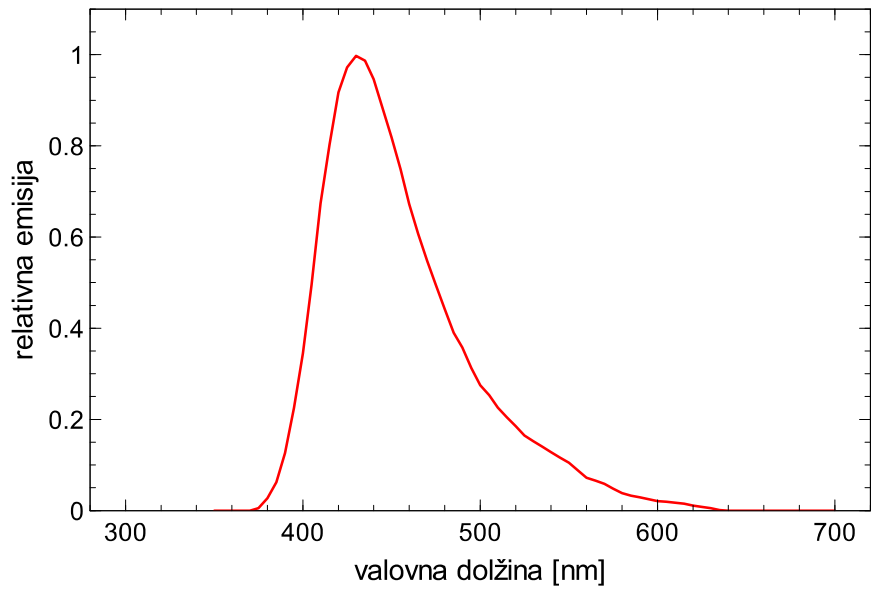
Overrides LYSO has defined overrides:
to Teflon-> Loss: 0.02; Spec: 0.49; Scat(Lamb_B): 0.49
to BaSO4-> Loss: 0.02; Spec: 0.48; Scat(Lamb_B): 0.4 Fresnel: 0.1

Define/edit override for interface with:

Model:
Absorption:
Specular reflection:
Scattering:

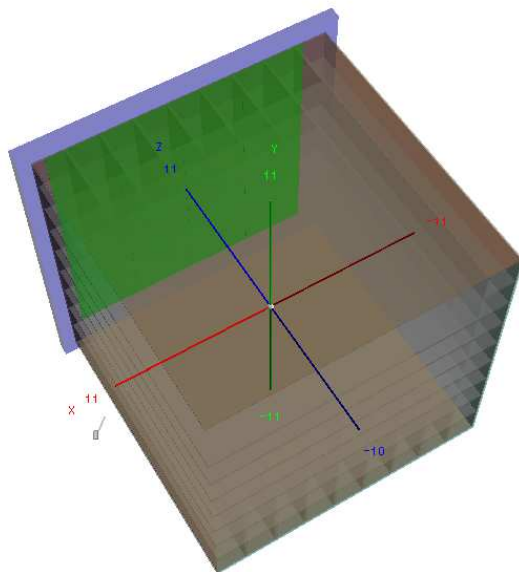
Slika 15: Določitev obnašanja fotonov pri prehodu med snovmi.

Vnesemo lahko tudi emisijski spekter (slika 16), vendar smo pri naši simulaciji uporabili monokromatske fotone, ker se lomna količnika in absorpcijska koeficienta kristala LYSO in odbojne snovi ne spreminjata bistveno v območju valovnih dolžin izsevane svetlobe. Prav tako se tudi lomni količnik pleksi stekla za svetlobni vodnik v tem območju ne spreminja.



Slika 16: *Emisijski spekter kristala LYSO.*

Program nam z uporabo ROOT GL grafično prikaže postavljen scintilator oz. celoten detektorski modul (slika 17), ki ga lahko poljubno vrtimo v prostoru.



Slika 17: *3D prikaz geometrije scintilatorja oz. detektorskega modula.*

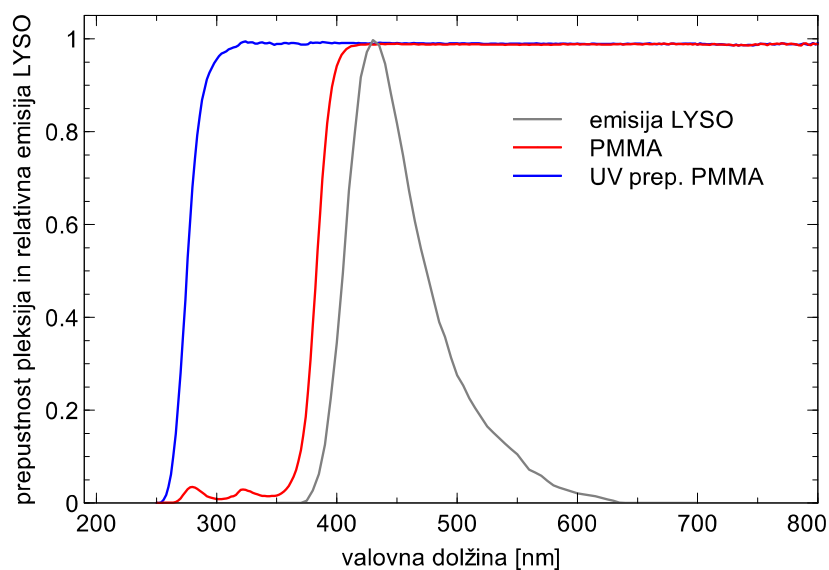
9 Svetlobni vodnik

Ko scintilacijski fotoni zapustijo scintilator, lahko vstopijo neposredno v vstopno okno fotopomnoževalke ali pa jih tja dodatno usmerimo s svetlobnim vodnikom.

S svetlobnim vodnikom želimo zbrati čim več izsevane svetlobe, jo ustrezno razporediti med več aktivnih polj fotopomnoževalke ali med več fotopomnoževalk in doseči dobro razločevanje središč posameznih palčk segmentiranega kristala. Vodijo nas lahko pravila optike, npr. popolni odboj na površini, lom na prehodu dveh snovi in absorbcija. Svetlobni vodnik je lahko izdelan iz enega dela, lahko pa je sestavljen iz več medsebojno ločenih delov ustreznih oblik [18, 19].

9.1 Izbira materiala za svetlobni vodnik

Pri izbiri materiala za izdelavo svetlobnega vodnika moramo biti pozorni, da čim bolj prepušča izsevane fotone iz scintilatorja. Na izbiro smo imeli navadno pleksi steklo (PMMA - *poli metil metakrilat*) in UV prepustno pleksi steklo za solarije (UV-PMMA). Na Kemijskem inštitutu smo z UV-VIS-NIR spektrofotometrom PerkinElmer Lambda 950 [20] izmerili prepustnost za oba vzorca v odvisnosti od valovne dolžine svetlobe. Meritve so predstavljene na sliki 18, kjer je za primerjavo dodan emisijski spekter scintilatorja LYSO. Opazimo dobro ujemanje z meritvami, ki so jih za navadno pleksi steklo naredili v CERN-u [21].

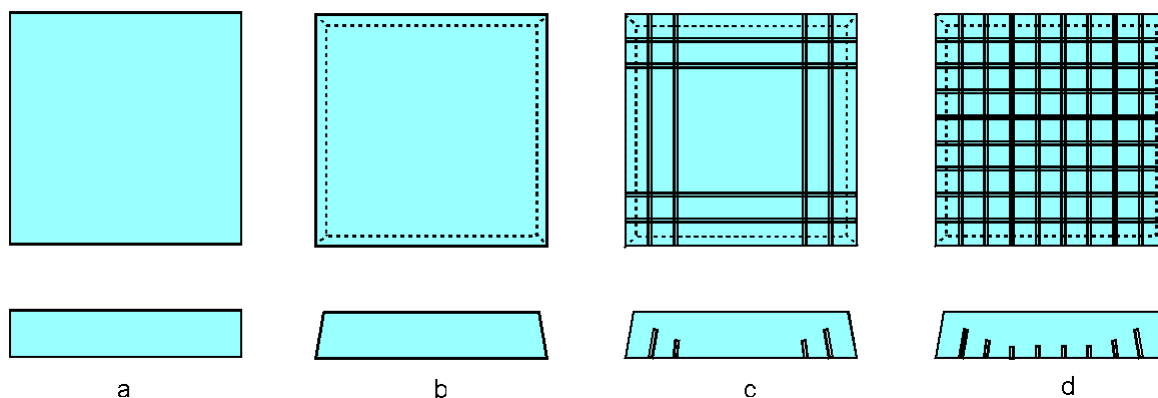


Slika 18: *Prepuštnost navadnega in UV prepustnega pleksi stekla ter relativna emisija LYSO.*

Izračun pokaže, da z uporabo navadnega pleksi stekla namesto UV prepustnega izgubimo približno 1.5% izsevane svetlobe LYSO scinilatorja.

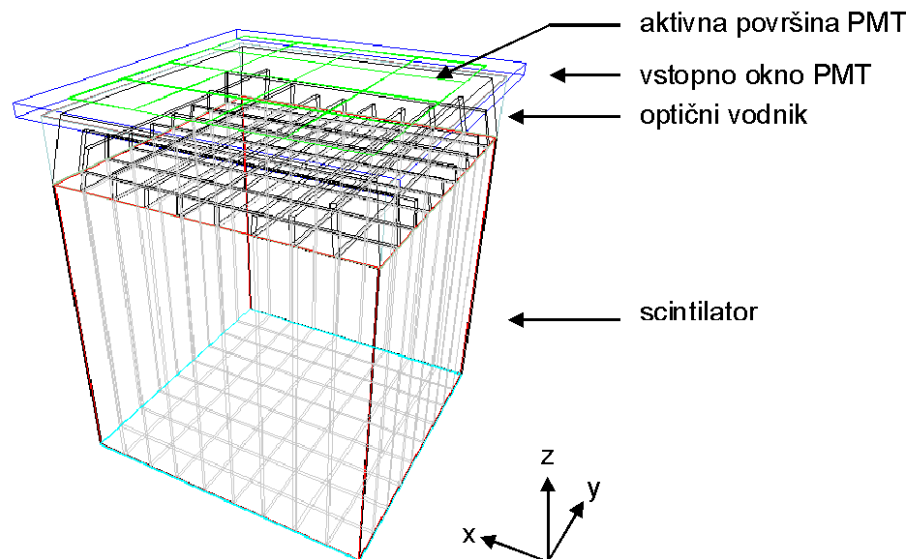
9.2 Simulacija svetlobnega vodnika

Pred izdelavo svetlobnih vodnikov smo se odločili, da s simulacijo preizkusimo obnašanje nekaj različnih tipov, ki jih kaže slika 19. Pri našem PET modulu je potrebno svetlobo z večje površine kristala ($20.2 \times 20.2 \text{ mm}^2$) zbrati na manjšo aktivno površino fotopomnoževalke ($18.0 \times 18.0 \text{ mm}^2$) (slika 4, stran 9).



Slika 19: *Svetlobni vodniki (pogled od zgoraj in od strani). tip a: ravni; tip b: enostaven piramidni brez zarez; tip c: piramidni z zarezami V1; tip d: piramidni z zarezami V2.*

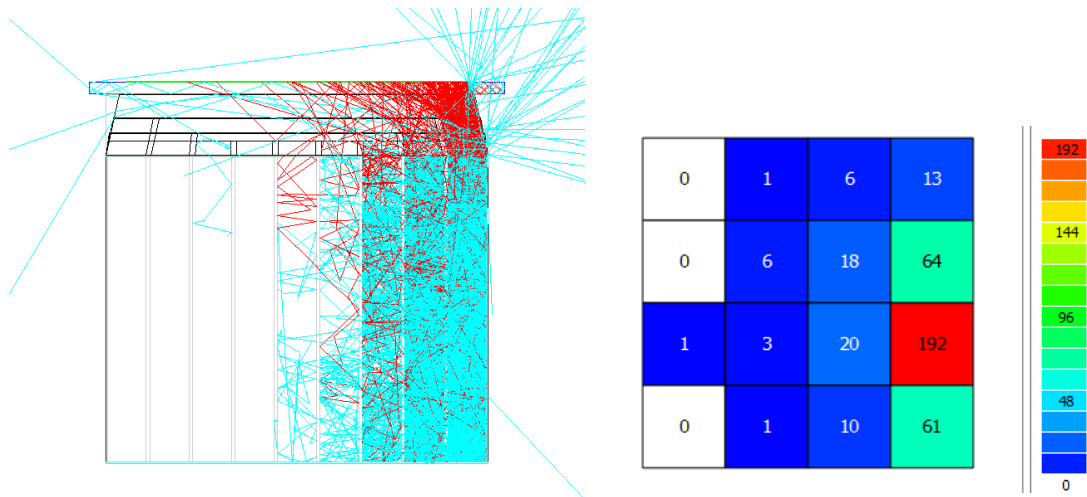
V program ANTS2 smo vnesli geometrijo zelenih svetlobnih vodnikov in določili lastnosti pleksi stekla, predvsem lomni količnik. Absorbcije fotonov v njem nismo upoštevali - privzeli smo, da je popolnoma prepusten, kar za uporabljene debeline dobro velja. V simulacijo smo vključili tudi 2 plasti optične masti debeline 0.05 mm. V celoti postavljen detektorski modul kaže slika 20.



Slika 20: Geometrija simuliranega detektorskega modula v programu ANTS2. Koordinatni sistem, kjer žarek gama vpada od spodaj (v smeri naraščajoče osi z) smo uporabili tudi pri meritvah.

Simulirali smo module z različno obliko in debelino svetlobnih vodnikov. Ravne svetlobne vodnike (tip **a**) smo simulirali v debelinah 1, 2, 3, 4, 5, 6 in 8 mm, enostavne piramidne (tip **b**) v debelinah 2, 3, 4 in 5 mm ter piramidne z zarezami debeline 4 mm - zareze samo na robu (tip **c**), zareze po celi površini (tip **d**) - slika 19.

Sedaj smo že lahko pognali simulacijo. V poljubni točki scintilatorja smo generirali določeno število fotonov in sledili njihovim potem. Posebej zanimivo je bilo opazovati poti fotonov, ki smo jih generirali v robnih ali vogalnih palčkah, skozi optični vodnik. Primer kaže slika 21, kjer smo fotone generirali znotraj enega scintilatorskega kristalčka, spremljali njihovo pot in opazovali porazdelitev detektiranih fotonov na različnih kanalih fotopomnoževalke.

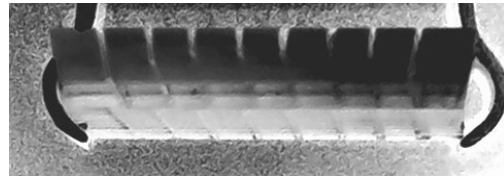
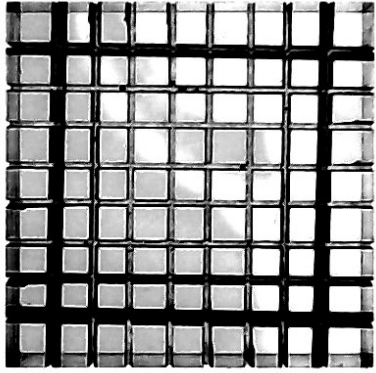


Slika 21: *Levo: sledenje potem fotonov - rdeče sledi zadenejo PMT, svetlo modre pa ne. Desno: porazdelitev zaznanih fotonov na kanalih PMT.*

9.3 Izdelava svetlobnega vodnika

Enostavne svetlobne vodnike za meritve (ravne in piramidne brez zarez) smo izdelali sami. Kot prireza smo lahko izdelali samo 10° in 20° , ker smo imeli samo take nastavke za rezkar. Izdelavo piramidnih vodnikov z zarezami V2 (tip **d**) smo naročili v delavnicah Inštituta Jožef Stefan, ker sami nismo imeli ustreznih žagic za izdelavo zarez.

Osnovni ploskvi in stranice smo spolirali, zareze pa izdelali širine 0.3 mm, kar je sicer več kot bi si želeli - razmik med posameznimi kristalčki scintilatorja je 0.2 mm - vendar tako ozkih ni bilo mogoče narediti. Prva zarez od strani je bila izdelana do globine 2.5 mm pod kotom 10° glede na navpičnico, druga do globine 1.5 mm pod kotom 5° , srednje pa navpično do globine 1 mm. Celotna debelina svetlobnega vodnika z zarezami je bila 3.8 mm, čeprav smo naročili izdelavo debeline 4 mm. Izdelan svetlobni vodnik je prikazan na sliki 22, kjer tudi vidimo, da so v delavnicah IJS naredili napako pri izdelavi zunanjih zarez, saj te niso vzporedne robu ploščice, ampak zavrtene za $\sim 1.3^\circ$.



Slika 22: Izdelan piramidni svetlobni vodnik z zarezi V2 (tip *d*) - odbojna snov v zareze še ni nanešana.

9.3.1 Odbojna snov v zarezah svetlobnega vodnika

Pri izbiri odbojne snovi v zarezah svetlobnega vodnika smo upoštevali več zahtevanih lastnosti:

- čim večja odbojnost pri valovnih dolžinah izsevane svetlobe LYSO,
- dobra oprijemljivost in stabilnost na pleksi steklu,
- nosilno topilo ne sme načeti pleksi stekla,
- netopnost v stiku z optično mastjo.

Kot odlično odbojno snov lahko uporabimo barijev sulfat (BaSO_4), ki dobro odbija tudi v UV področju. Poskusni nanos na list papirja je dal spodbudne rezultate, vendar nanos na pleksi steklo ni uspel - zaradi površinske napetosti so se naredile kapljice in tudi posušen sloj je ob dotiku hitro odpadel. Morali smo dodati tudi malo surfaktanta (detergent za pomivanje posode), da smo lahko nanесли enakomeren sloj. Poskusili smo tudi z različnimi belimi barvami ali pa z mešanico barijevega sulfata in akrilne emulzije ali barve, kot je opisano v [22]. Kot nosilno emulzijo smo uporabili Akril emulzijo (Jub d.o.o.), za barvo pa smo uporabili disperzijsko belo barvo *Jupol Classic* (Jub d.o.o.) in lateksno belo barvo *Spektra latex mat* (Helios TBLUS d.o.o.), obe na vodni osnovi. Vmešali smo barijev sulfat, ki je bil predhodno zmešan z nekaj vode. Poskusili smo tudi z nanosom pisarniškega korekturnega sredstva *FluidEdigs* (Edigs Pege d.o.o) na osnovi polarnega topila in titanovega dioksida, ki se je izkazal s hitrim sušenjem.

Podatkov o odbojnosti teh snovi nismo imeli, zato smo za meritev na Kemijskem inštitutu pripravili 6 različnih vzorcev (tabela 8). Snov smo nanесли na spodnjo stran ploščice UV prepustnega pleksi stekla dimenzije $5 \times 5 \text{ cm}^2$ in debeline 4.4 mm - odbojnost smo tako merili skozi pleksi steklo z zgornje strani.

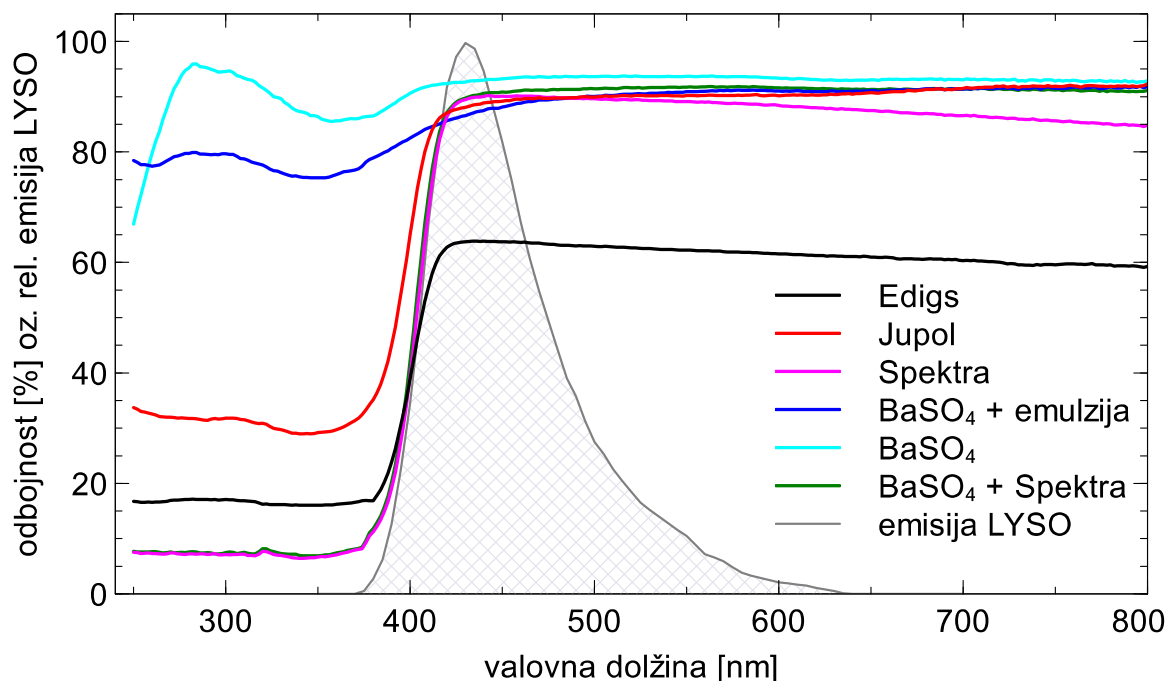
vzorec	snov	opomba
1	Edigs	polarno topilo, TiO_2
2	Jupol	vodna osnova
3	Spektra	vodna osnova
4	BaSO_4 + akrilna emulzija	
5	BaSO_4	dodano malo detergenta
6	BaSO_4 + Spektra	

Tabela 8: *Vzorci za meritve odbojnosti.*

Meritve odbojnosti smo naredili z UV-VIS-NIR spektrofotometrom PerkinElmer Lambda 950 [20]. Uporabili smo integracijsko sfero s premerom 150 mm in merilno odprtino 25 mm, kotom osvetlitve 8° ($\pm 1^\circ$) in merili odboj preko celotne poloble. Tako smo zajeli skupaj difuzni in zrcalni odboj. Rezultati za različne odbojne snovi so predstavljeni na sliki 23.

Kot smo pričakovali, je čisti BaSO_4 najbolj odbojen. Dobre rezultate dobimo tudi z barijevim sulfatom vmešanim v emulzijo. Zanimivo je tudi, da dodatek BaSO_4 ne poveča odbojnosti barve Spectra v primerjavi s čisto barvo. Verjetno barva prekrije oz. objame delce barijevega sulfata, tako da ti ne prispevajo k odbojnosti, kar se še posebno dobro vidi v UV področju.

Zanimivi so tudi rezultati Edigsa, kjer je bil nanešeni sloj na oko malo manj odbojen oz. bel kot ostale snovi, vendar nismo pričakovali tako nizke izmerjene odbojnosti - samo okoli 65% v območju valovnih dolžin scintilacijske svetlobe.



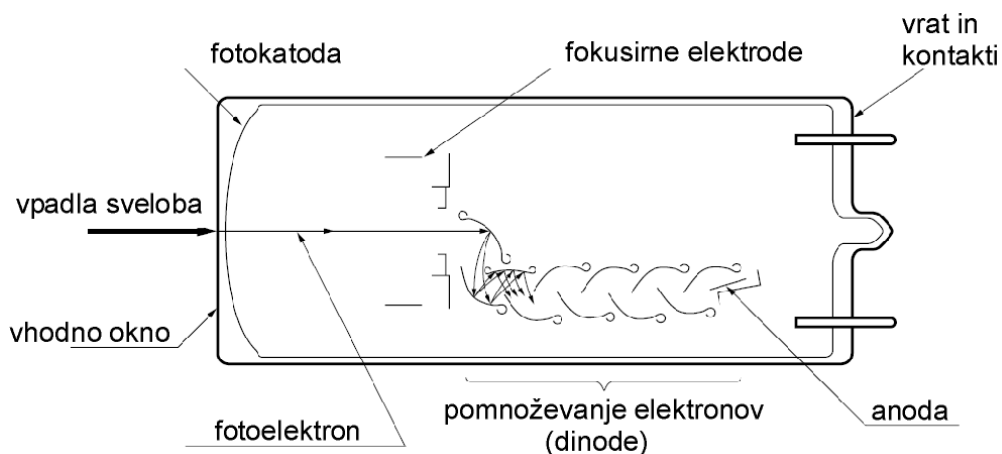
Slika 23: Izmerjena odbojnost različnih materialov. Za primerjavo je dodan emisijski spekter LYSO.

Ker ob meritvah na študijskem PET tomografu z različnimi svetlobni vodniki še nismo poznali rezultatov meritev odbojnosti, smo v zareze svetlobnega vodnika s čopičem nanесли korekturno sredstvo Edigs, višek pa previdno odstranili. Dobljen sloj barve je bil zelo trden, vendar v primerjavi s čistim barijevim sulfatom in drugimi izmerjenimi snovmi precej manj odbojen. Simulacija je pokazala, da odbojnost ne vpliva bistveno na skupni zbrani signal, saj samo del fotonov zadene snov v zarezah. Razlika v številu zaznanih fotonov med uporabo Edigsa in BaSO₄ je <2% za kotne kristalčke, <1.3% za robne kristalčke in <0.5% za sredinske. Za izdelavo ostalih svetlobnih vodnikov kljub temu načrtujemo uporabo bolj primerne snovi, npr. barijevega sulfata z emulzijo ali Jupola.

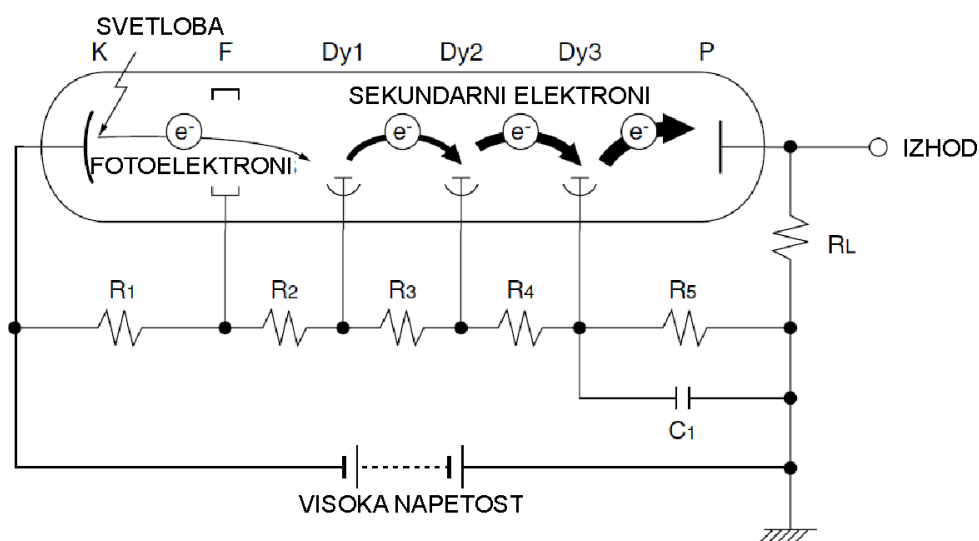
10 Fotopomnoževalka (PMT)

Kot detektor scintilacijskih fotonov uporabimo fotopomnoževalko (ang.: *PMT* = *Photomultiplier Tube*). Fotopomnoževalka je zgrajena iz fotokatode iz ene ali več alkalijskih kovin, zbiralne elektrode fotoelektronov, kaskade dinod in anode oz. več anod, ki se nahajajo v steklenem ohišju z vakuumom (slika 24) [23]. Foton skozi vstopno okno zadene fotokatodo in izbije elektron, če je njegova valovna dolžina v območju občutljivosti fotopomnoževalke. Med fotokatodo in prvo dinodo kot tudi med posameznimi dinodami je priključena pospeševalna napetost. Uporovno verigo uporabimo tako, da visoko napetost ustrezno razdelimo med posamezne stopnje fotopomnoževalke - posamezne napetosti so lahko enake ali pa različne (slika 25) [23]. Izbiti fotoelektron se v električnem polju pospeši in zadene prvo dinodo, kjer izbije več sekundarnih elektronov. Kaskada se nadaljuje proti naslednji dinodi - število elektronov se povečuje. Na koncu elektrone zberemo na anodi in tako dobimo električni impulz. Če je število vpadlih fotonov dovolj veliko, je višina impulza sorazmerna njihovemu številu.

En sam foton - zaradi statistične narave procesa - ne povzroči vedno enakega signala. Zato je ena od pomembnih lastnosti fotopomnoževalke porazdelitev po višini sunkov za posamezne fotone.



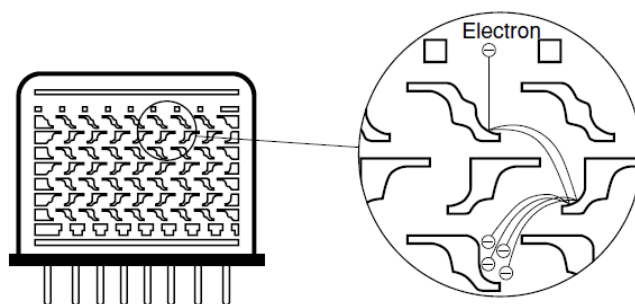
Slika 24: Zgradba fotopomnoževalke.



Slika 25: Shematični prikaz fotopomnoževalke in uporovne verige, s katero razdelimo priključeno visoko napetost med posamezne stopnje fotopomnoževalke.

K - fotokatoda, F - fokusirne elektrode, Dy - dinode, P - anoda.

Večanodna fotopomnoževalka ima enotno vstopno fotokatodo, anode pa so med seboj ločene in so lahko različnih oblik, npr. kvadratna mreža ali več linernih anod. Lahko rečemo, da je fotopomnoževalka pozicijsko občutljiva. Med fotokatodo in anodami je veriga pomnoževalnih dinod. Shematično je taka fotopomnoževalka prikazana na sliki 26 [24].

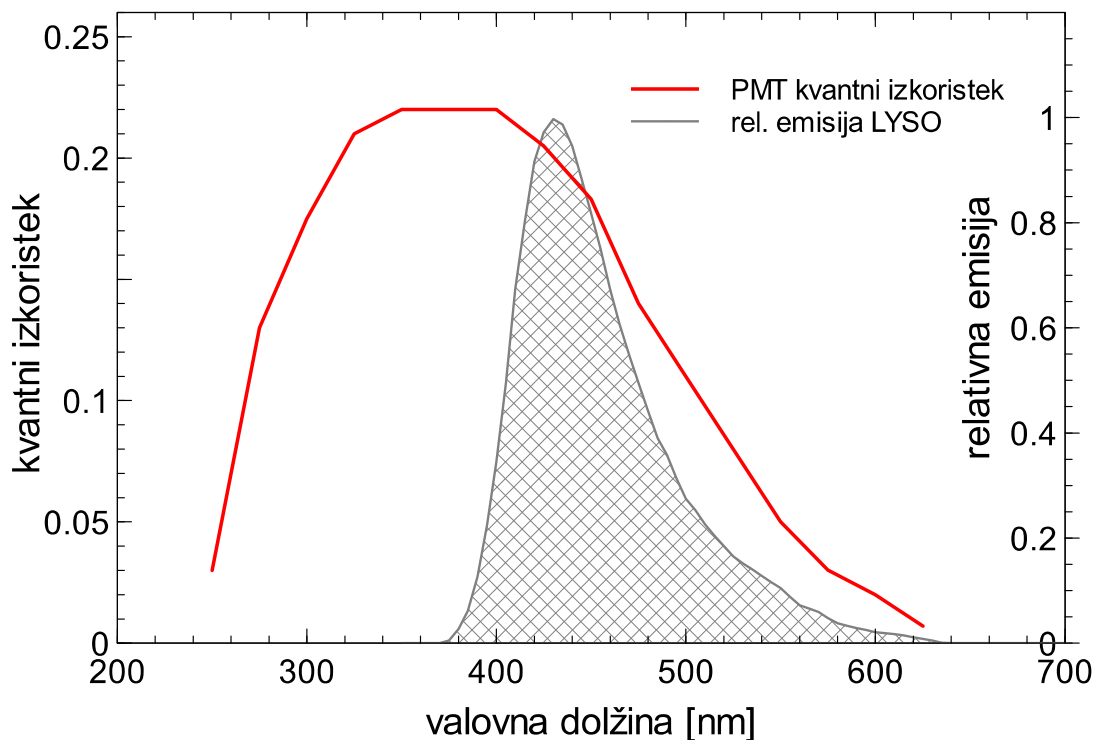


Slika 26: Večanodna fotopomnoževalka - prikaz dinodnih pospeševalnih verig.

Dinode v pospeševalni verigi večanodne fotopomnoževalke med seboj niso ločene, zato električni signal z zadnje dinode uporabimo kot prožilni signal pri meritvi naboja na posameznih anodah.

10.1 Večanolna fotopomnoževalka pri meritvi

Pri sestavljanju detektorskega modula študijskega PET tomografa smo uporabili večanolno fotopomnoževalko Hamamatsu R5900-00-M16 [25]. Vstopno okno je narejeno iz UV prepustnega borosilikatnega stekla debeline 0.8 mm, fotokatoda je iz mešanice 2 alkalijskih kovin (*bi-alkalijska*), anoda pa je razdeljena v 16 posameznih kvadratnih polj (mreža 4×4) velikosti $4.5 \times 4.5 \text{ mm}^2$, celotna aktivna površina je tako $18.0 \times 18.0 \text{ mm}^2$. Največja napajalna napetost je po navodilih proizvajalca 900 V, mi smo izbrali 850 V, da smo ostali v območju linearnosti in dobili čim večjo ojačitev. Kvantni izkoristek je odvisen od valovne dolžine vpadle svetlobe (slika 27) in je največ 0.22. Pri vrhu emisijskega spektra kristala LYSO (420 nm) je enak 0.20.



Slika 27: Kvantni izkoristek fotopomnoževalke Hamamatsu R5900-00-M16 v odvisnosti od valovne dolžine vpadle svetlobe in relativna emisija LYSO.

10.2 Večnodna fotopomnoževalka pri simulaciji

V program smo vnesli vse potrebne podatke o mreži in velikosti aktivnih polj večnodne fotopomnoževalke (slika 28). Vnesli smo tudi podatke o vstopnem oknu in kvantnem izkoristku.

Detector PM types PM array PM explorer Electronics Gains

Add new type

Model name: **R5900-00-M16** #0 Save Load

Size: 4.5 mm by 4.5 mm

Shape: Rectangular

Device type: Photomultiplier tube

Optical interface: BoroSilicate_Glass ?

Quantum efficiency Angular response Area response

QE: 0.22 Estimate

QE vs. wavelength: Show Show binned Load * X

Detector PM types PM array PM explorer Electronics Gains

Array type: Regular array

Use PM type: R5900-00-M16 show

Packing: Square

Array pattern: N by M PMs: 4 X 4
 # of PM "rings": 1

Center to center: 4.5 mm

Total number of PMs in the detector: 16

Slika 28: Vnos podatkov za fotopomnoževalko. Zgoraj: tip fotopomnoževalke in kvantni izkoristek. Spodaj: geometrijske lastnosti aktivne površine in število kanalov.

11 Zajem podatkov in rekonstrukcija pozicije dogodka

Pri meritvi in pri simulaciji želimo iz zbranega naboja na vsakem polju večanodne fotopomnoževalke rekonstruirati točko, kjer je vpadli žarek gama interagiral s scintilatorjem. Za vsak dogodek zabeležimo 16 nabojev q_i s PMT, ki so sorazmerni s številom zaznanih vpadlih scintilacijskih fotonov. Ker poznamo koordinate središč (x_i, y_i) posameznih aktivnih polj PMT, lahko s postopkom izračuna težišča naboja rekonstruiramo točko interakcije (X, Y) kot kažeta spodnji enačbi:

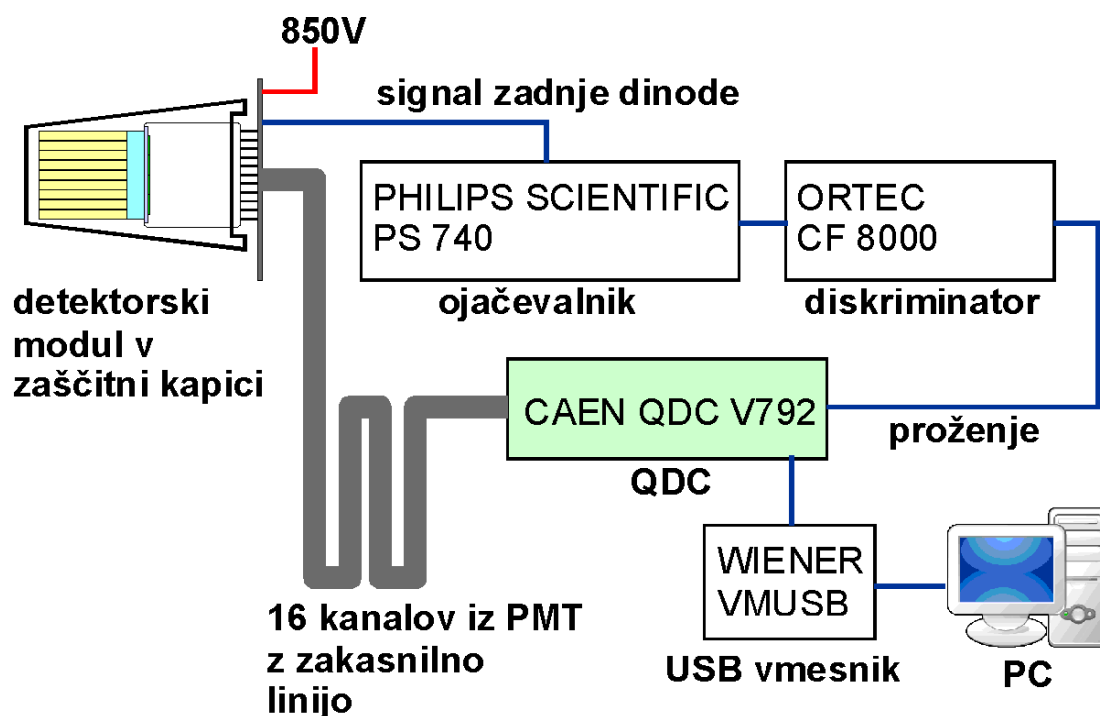
$$X = \frac{\sum_i q_i x_i}{\sum_i q_i} \quad \text{in} \quad Y = \frac{\sum_i q_i y_i}{\sum_i q_i}$$

Točka detekcije posameznega scintilacijskega fotona ni središče kanala, ampak je v splošnem razmazana po površini posameznega kanala. Če je zaznanih fotonov dovolj, je to dobra ocena in je napaka zanemarljiva.

Pri paličastem scintilatorju rekonstruirane pozicije sovpadajo s središči osnovnih ploskev palčk zaradi odboja in sipanja nastalih fotonov na stenah palčke, preden jo zapustijo.

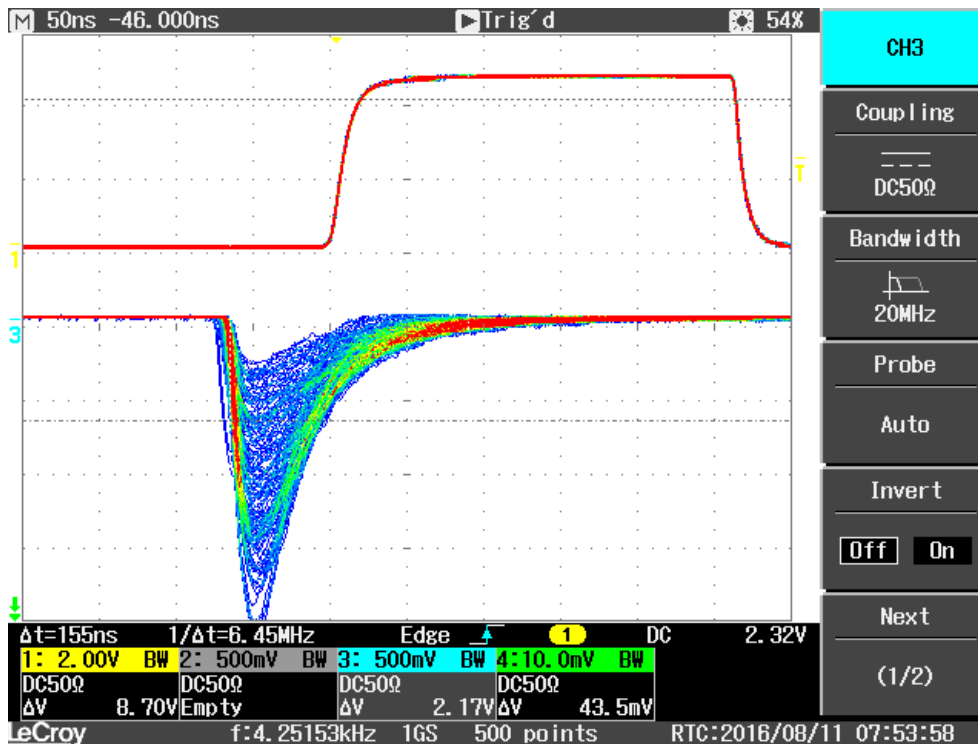
11.1 Zajem podatkov pri meritvi

Postavitev je shematično prikazana na sliki 29. Detektorski modul je priključen na visoko napetost. Za zajem podatkov s 16 kanalov fotopomnoževalke pripeljemo signale z zakasnilno linijo na pretvornik naboja v digitalno obliko CAEN QDC V792 [26].



Slika 29: Shematični prikaz postavitve zajema podatkov pri meritvah.

Za proženje zajema peljemo signal zadnje dinode najprej na ojačevalnik Philips Scientific PS740 [27], kjer ga ojačimo in obrnemo. Nato ga vodimo na diskriminator Ortec CF8000 [28], kjer nastavimo nivo proženja, tako da dobro ločimo med signali, ki so posledica scintilatorskih fotonov, in šumom. Tako zajamemo samo zelene dogodke. Določimo tudi širino prožilnega okna, ki pri našem tomografu znaša ~ 500 ns. Obliko ojačanega signala s skupne dinode in obliko prožilnega signala na izhodu diskriminatorja kaže slika 30.



Slika 30: Oblika signala z zadnje dinode (spodaj) in oblika signala za proženje QDC (zgoraj).

Podatke iz pretvornika naboja v digitalno obliko (QDC) preko USB vmesnika Wiener VMUSB [29] odčitavamo z računalnikom in jih zapisujemo v datoteko.

11.2 Zapis podatkov pri simulaciji

Pri simulaciji program ANTS2 šteje in zapiše število detektiranih fotonov na vsakem kanalu fotopomnoževalke, hkrati pa zapiše tudi mesto interakcije žarka gama v scintilatorju. Podatki se zapisujejo v datoteko formata .root, lahko pa jih tudi izvozimo v tekstovno datoteko za nadaljnjo obdelavo.

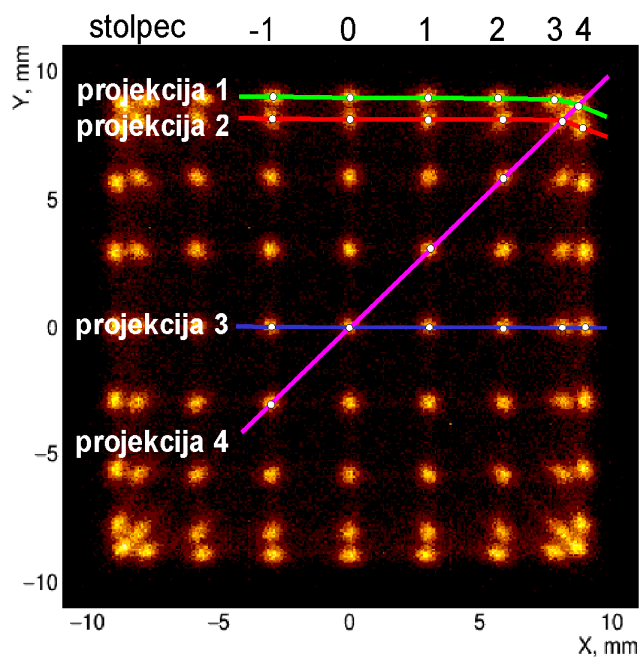
Ker poznamo globino simulirane interakcije, lahko iz podatkov rekonstruiramo tudi število dogodkov v različnih presekih oz. globinah scintilatorja.

12 Rezultati

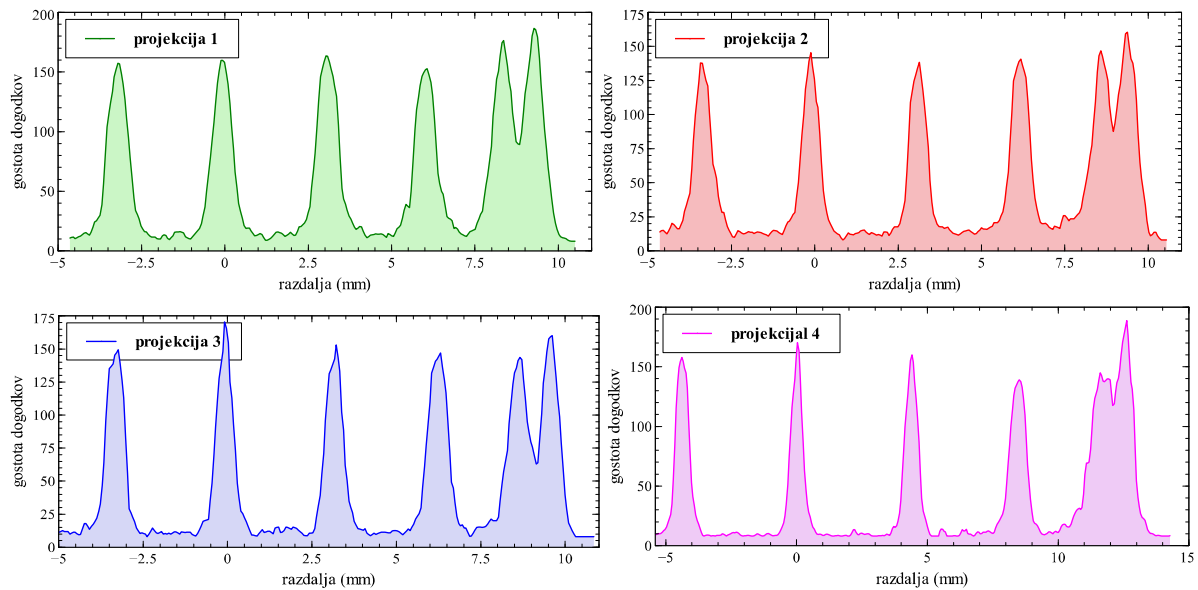
Za lažjo primerjavo meritev in simulacij smo pozicije posameznih dogodkov vedno rekonstruirali s programom ANTS2. Podatke meritev smo morali najprej pretvoriti v ustrezen format tekstovne datoteke, da smo jo lahko uvozili. Rekonstruirane pozicije dogodkov v odvisnosti od koordinat X in Y pa smo prikazali v histogramih števila dogodkov dimenzije 300×300 binov, v katerih z barvno skalo prikažemo število dogodkov v posameznem binu.

12.1 Histogram števila dogodkov in indeks razločevanja

Primer histograma števila dogodkov kaže slika 31, ki prikazuje rekonstruirane točke simuliranih interakcij anihilacijskih žarkov gama ^{22}Na za naš detektorski modul s 4 mm ravnim svetlobnim vodnikom. Na sliki smo vrhove označili s številko stolpca, potek štirih izbranih projekcij, ki jih prikažemo na sliki 32, pa z barvnimi zlomljenimi črtami.



Slika 31: Označen potek izbranih projekcij na histogramu števila dogodkov.



Slika 32: Projekcije s histograma števila dogodkov na sliki 31.

Za primerjavo rezultatov različnih meritev in simulacij svetlobnih vodnikov uporabimo indeks razločevanja (*Resolvability Index - RI*) [30], ki ga zapišemo kot

$$RI = \frac{FWHM}{d}$$

kjer je *FWHM* širina signala enega kristalčka na polovični višini, *d* pa razdalja med rekonstruiranimi središči posameznih kristalčkov v izbrani projekciji - vzamemo razdaljo do predhodnega vrha v tej projekciji. Za izdelavo projekcij smo uporabili program za obdelavo slik ImageJ [31]. Največje razmerje signal-šum pri projekcijah smo dobili, če smo podatke povprečili čez 3 sosednje kanale (pravokotno na potek projekcije) v histogramu. Za lažjo primerjavo indeksov *RI* za projekcije 1, 2 in 3 z *RI* za projekcijo 4 slednjega pomnožimo s $\sqrt{2}$, ker je potek diagonalen.

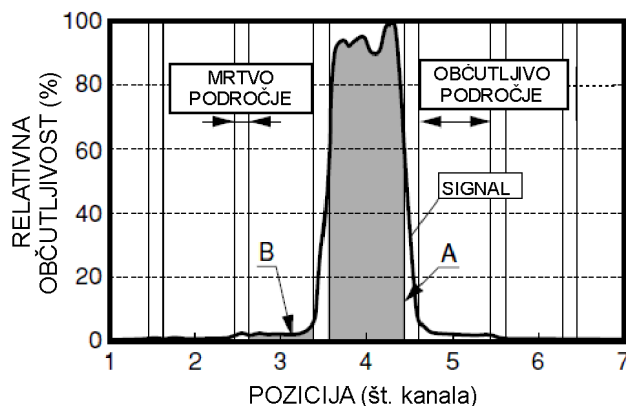
Dva posamezna vrha v projekciji lahko razločimo, kadar je *FWHM* manjši od *d* (oz. $RI < 1.0$).

13 Rezultati simulacije

Simulirali smo absorpcijo anihilacijskih žarkov gama v našem detektorskem elementu. Najprej smo simulirali brez svetlobnega vodnika med scintilatorjem in fotopomnoževalko, nato pa z različnimi svetlobnimi vodniki. Ravne svetlobne vodnike (tip **a**) smo uporabili v debelinah od 1 mm do 8 mm, enostavne piramidne (tip **b**) debelin od 2 do 5 mm - kot preseka 10° in/ali 20° , piramidne z zarezi pa debeline 4 mm v 2 različicah - zareze samo pri robu (tip **c**) in zareze po celotni površini (tip **d**). V vseh primerih smo simulirali 5×10^5 dogodkov, kar je na računalniku s procesorjem Intel i7 4790 (3.6 GHz, 4 jedra, 8 niti) trajalo okoli 6 ur.

13.1 Simulacija brez svetlobnega vodnika

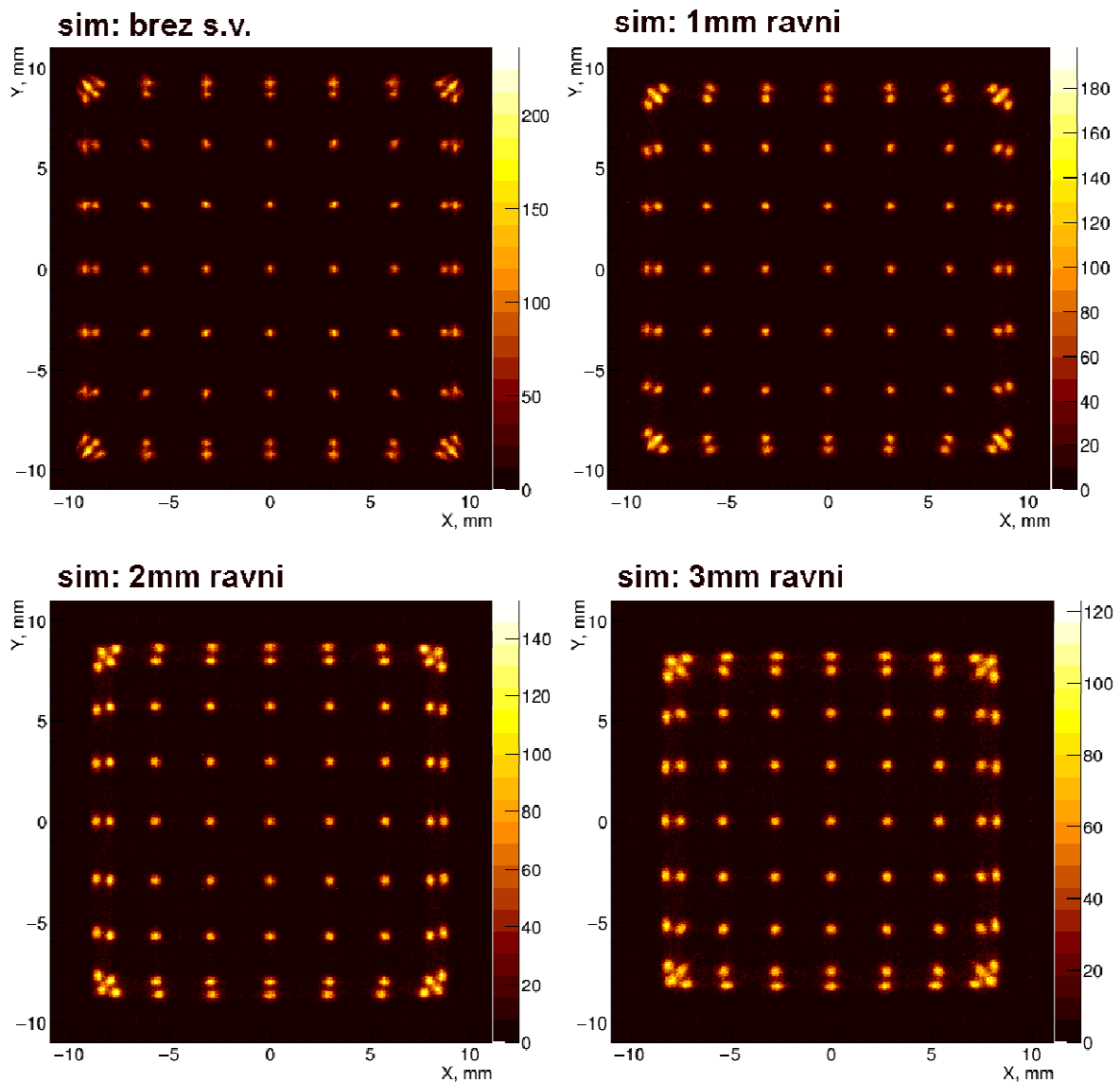
Simulacija nam je pokazala, da se robni kristalčki dajo razločiti od ostalih (slika 34 zgoraj levo, str. 46), najtežje pa je razločevanje kotnih kristalčkov. Primerjava z meritvami, kjer je razločevanje precej slabo, nam da slutiti, da smo simulacijo preveč poenostavili, ker smo predpostavili, da je celotna aktivna površina PMT enako dobro občutljiva. V resnici je občutljivost pri robu kanala manjša, med posameznimi polji pa je tudi presluh (okoli 3%) in neaktivna površina oz. mrtvo področje. Tipično občutljivost v prečni smeri kaže slika 33 [24, 32, 33, 34].



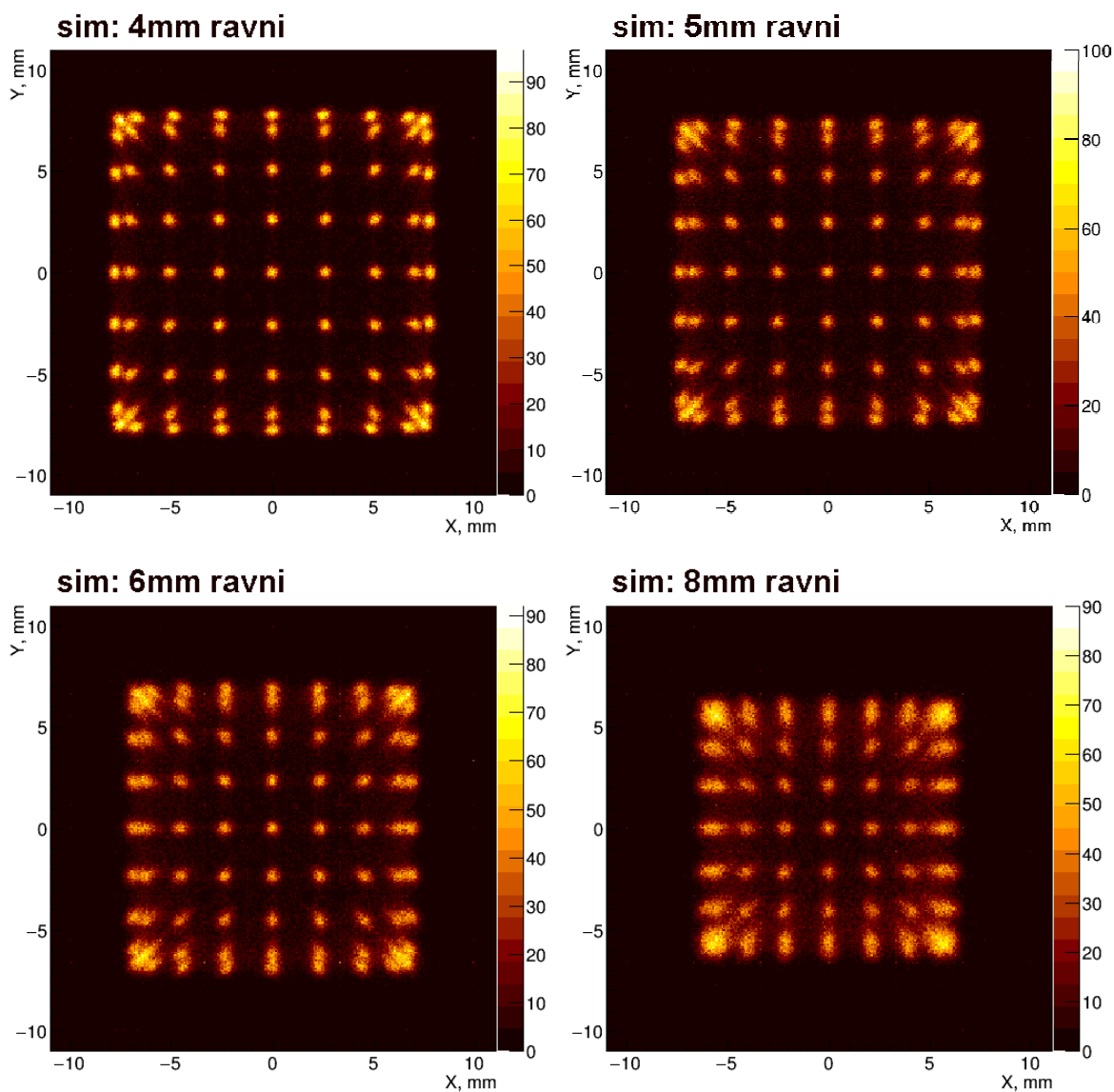
Slika 33: Občutljivost enega polja PMT v prečni smeri. **A**: izgubljen signal v mrtvem področju; **B**: presluh.

13.2 Simulacija z ravnimi svetlobnimi vodniki

Med scintilator in PMT smo namestili ravne svetlobne vodnike (tip a) dimenzije $20.2 \times 20.2 \text{ mm}^2$ debelin od 1 mm do 8 mm. Histogrami števila dogodkov so prikazani na slikah 34 in 35.

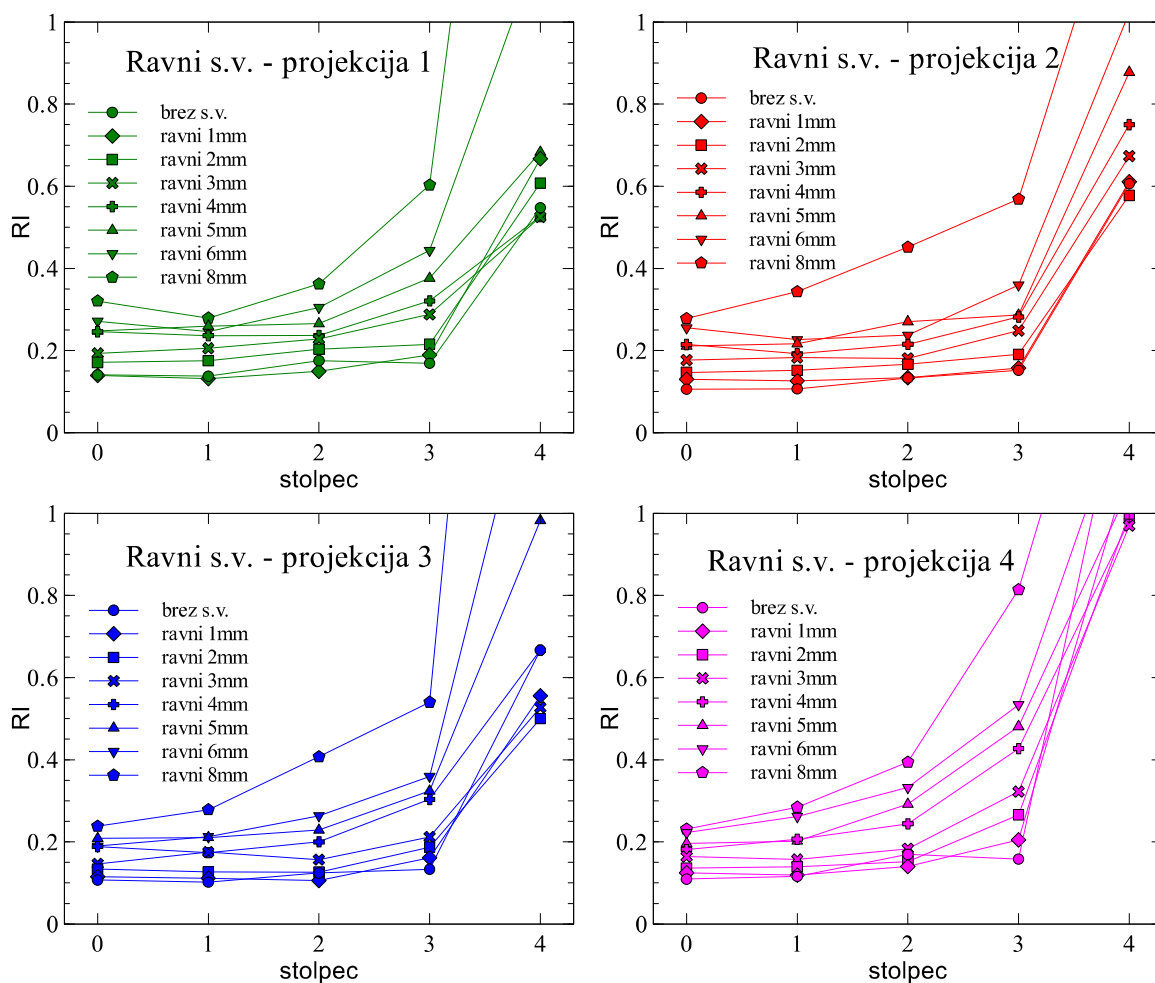


Slika 34: Histogrami števila dogodkov za simuliran detektorski element brez svetlobnega vodnika in za detektorske elemente z dodanim ravnim svetlobnim vodnikom debeline 1 mm, 2 mm in 3 mm.



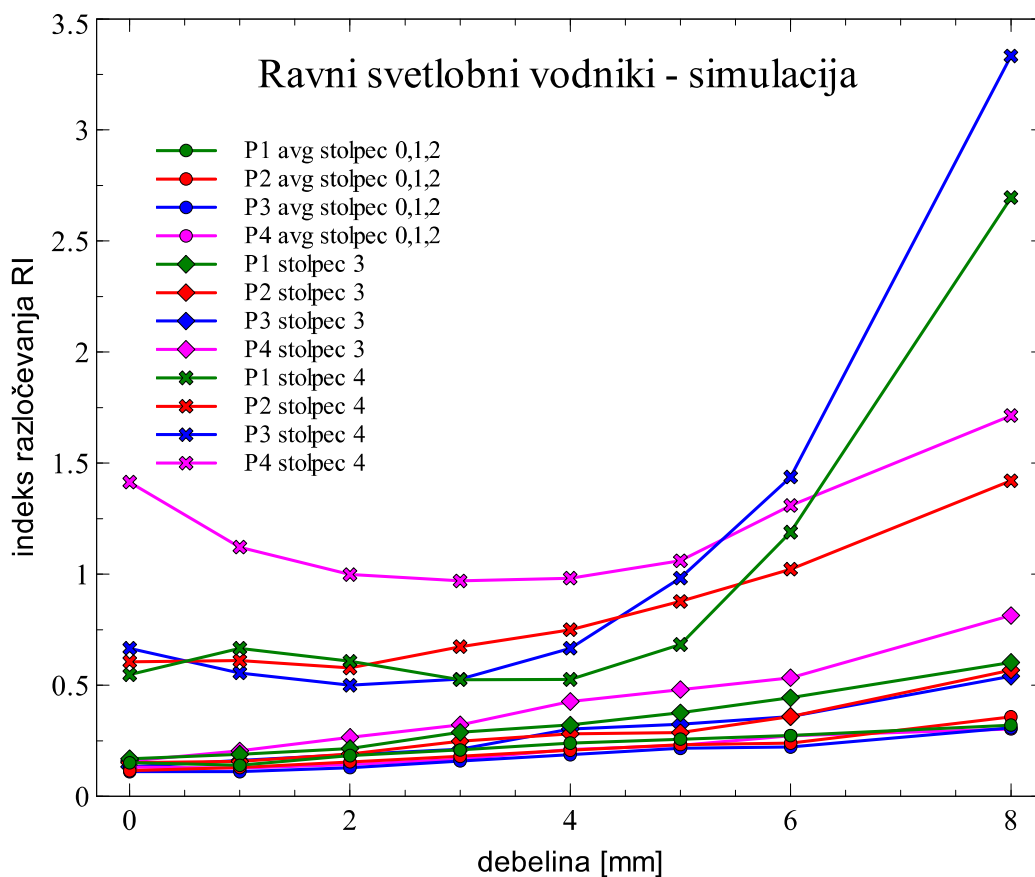
Slika 35: Histogrami števila dogodkov za simulirane detektorske elemente z dodanim ravnim svetlobnim vodnikom debeline 4 mm, 5 mm, 6 mm in 8 mm.

Vidimo, da predebel svetlobni vodnik poslabša razločevanje kotnih in robnih kristalčkov. Z večanjem debeline pa opazimo tudi efekt zmanjševanja slike, kar pripišemo dejstvu, da se fotoni z ene palčke kristala porazdelijo med več aktivnih polj fotopomnoževalke - rekonstruirana pozicija dogodka se pomakne proti sredini.



Slika 36: *Indeksi razločevanja (RI) za ravne svetlobne vodnike različnih debelin - simulacija.*

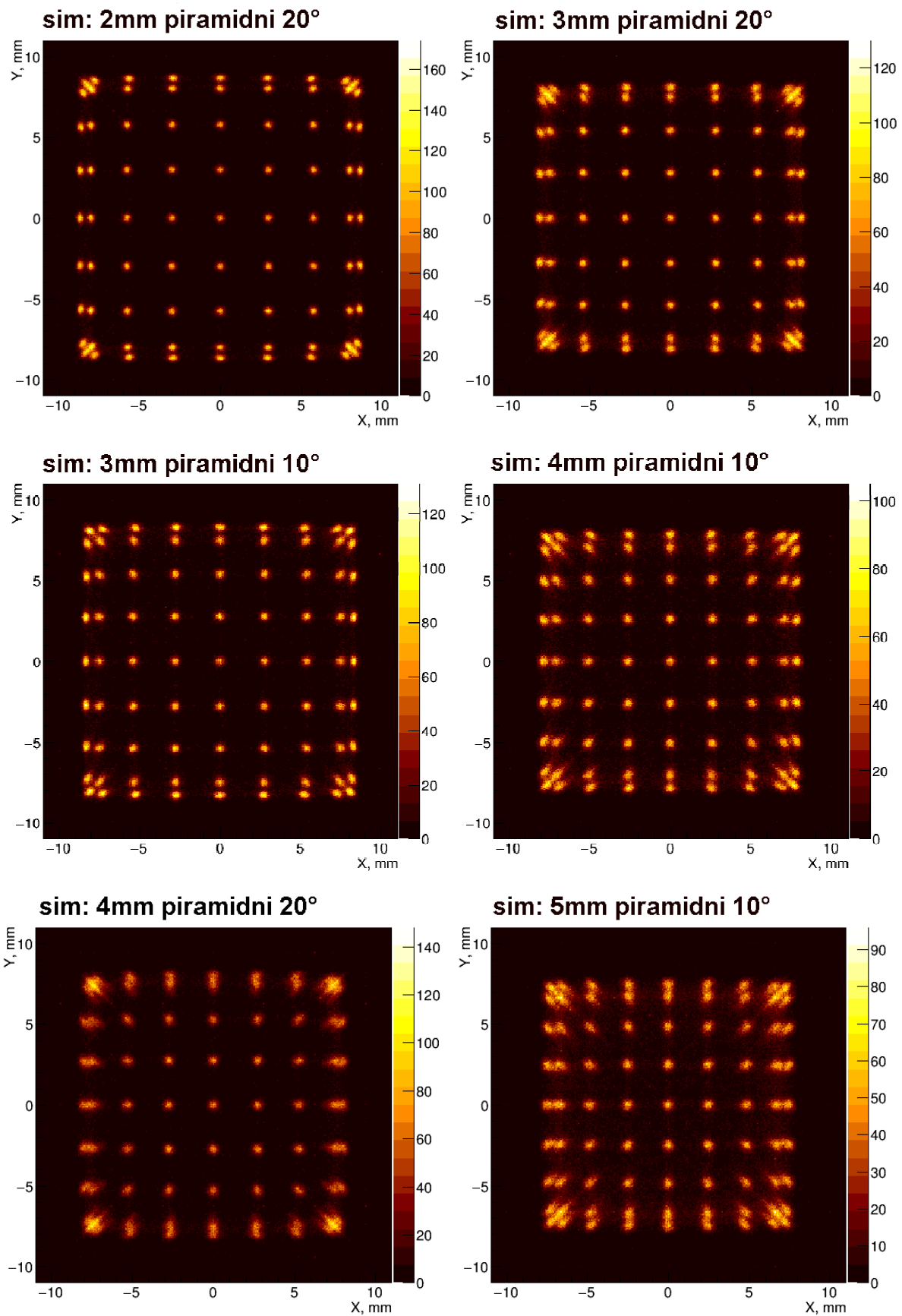
Odvisnost RI od debeline ravnega svetlobnega vodnika za različne stolpce in projekcije je prikazana na slikah 36 in 37. Opazimo, da se v splošnem z debelino indeks RI povečuje, zanimivo pa je, da se robni kristalčki (stolpec 4) najbolj razločijo pri debelini 2 mm za projekciji 2 in 3, ter pri debelini 3 - 4 mm za projekciji 1 in 4, vendar je indeks RI blizu ali več kot 1 pri projekciji 4, kar pomeni, da razločevanje ni zadostno - raven svetlobni vodnik ni primeren.



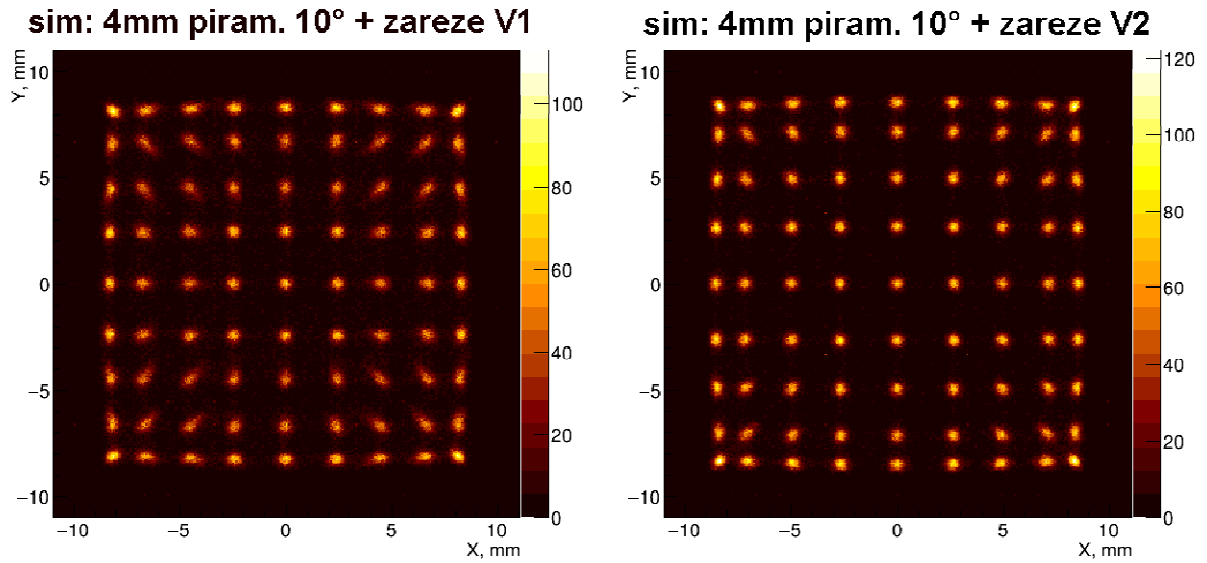
Slika 37: Odvisnost RI od debeline ravnega svetlobnega vodnika - simulacija.
 Legenda: P1-P4: projekcija 1 - projekcija 4, avg = povprečje po stolpcih.

13.3 Simulacija s piramidnimi svetlobnimi vodniki

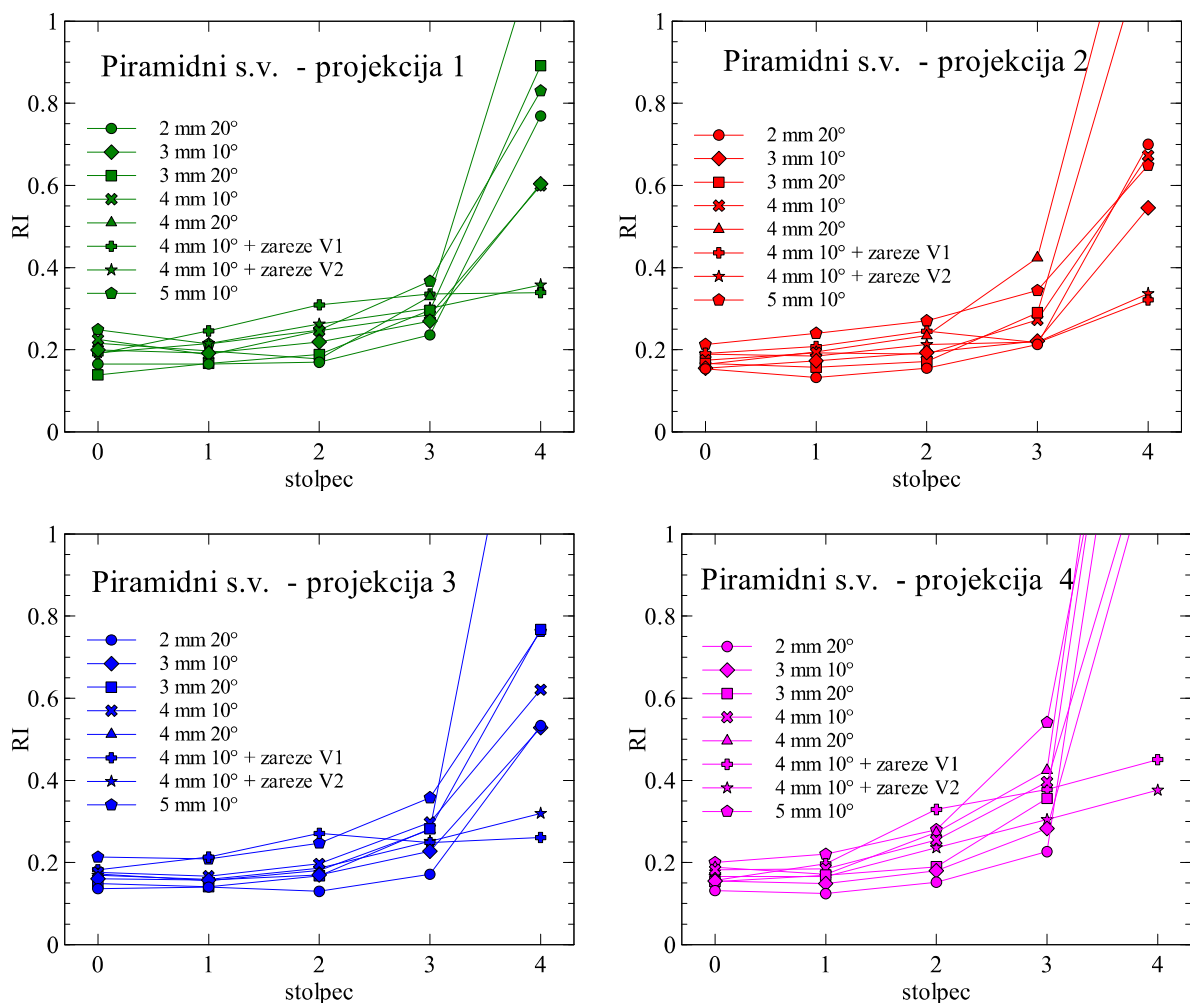
Med scintilator in PMT smo namestili enostavne piramidne svetlobne vodnike (tip **b**) debelin 2 mm, 3 mm in 4 mm s kotom preseka 20°, ter 3 mm, 4 mm in 5 mm s kotom preseka 10°. Namestili smo tudi svetlobni vodnik debeline 4 mm z zarezami V1 (tip **c**) in V2 (tip **d**). Histogrami števila dogodkov so prikazani na slikah 38 in 39, indeksi RI pa na sliki 40.



Slika 38: Histogrami števila dogodkov za simulirane detektorske elemente z dodanim enostavnim piramidnim svetlobnim vodnikom (tip **b**).



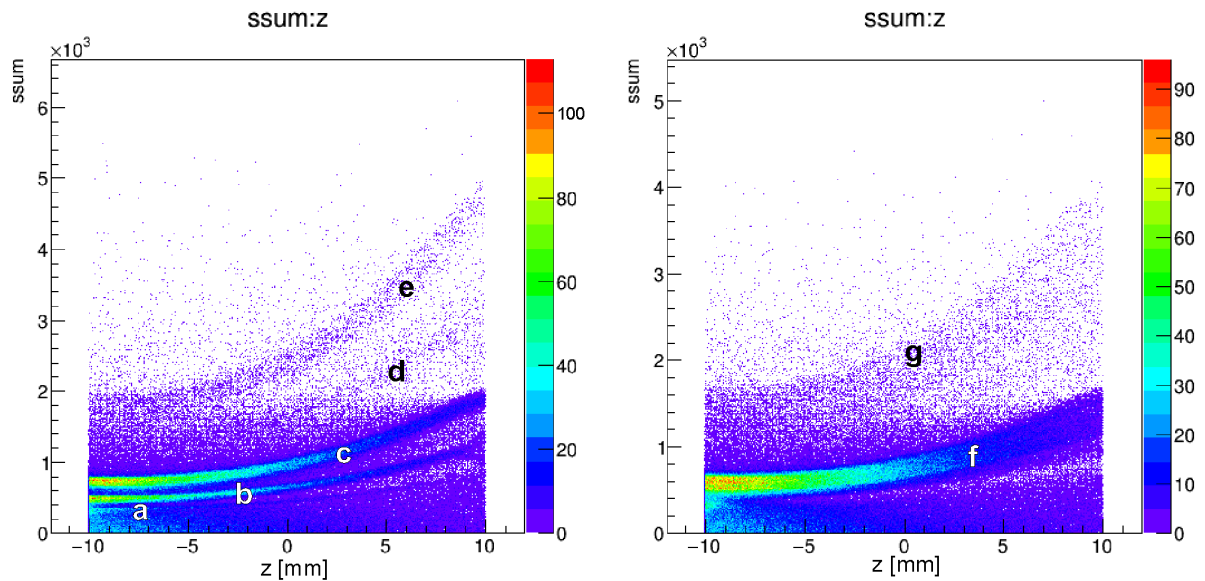
Slika 39: Histograma števila dogodkov za simulirana detektorska elementa z dodanim piramidnim svetlobnim vodnikom z zarezi V1 (tip c) in V2 (tip d).



Slika 40: Indeksi razločevanja (RI) za svetlobne vodnike piramidne oblike - simulacija.

Iz histogramov števila dogodkov (sliki 38 in 39) in indeksov razločevanja (slika 40) razberemo, da je najbolj primerna debelina svetlobnega vodnika 3 - 4 mm, najbolj pa se je izkazal svetlobni vodnik z zarezi V2 (tip **d**), ki posebno dobro razloči kotne kristalčke.

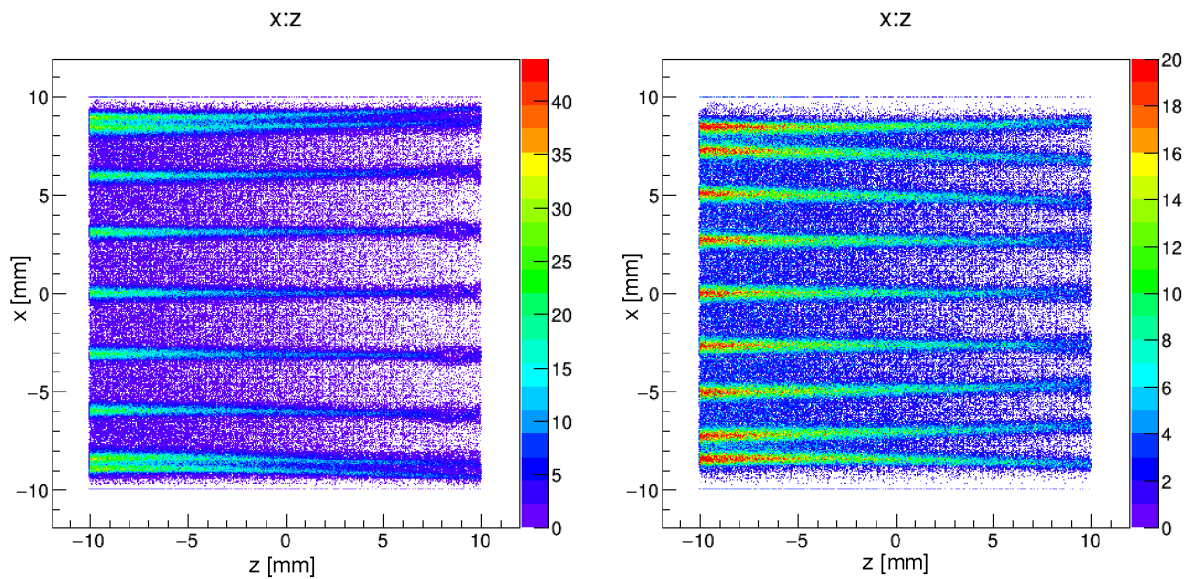
Zanimivo je pogledati tudi histograma zbranega naboja fotopomnoževalke ($ssum$) v odvisnosti od globine interakcije (z) žarka gama s scintilatorjem (slika 41).



Slika 41: Število zbranih fotonov ($ssum$) v odvisnosti od globine interakcije (z) žarka gama s scintilatorjem. Levo: brez svetlobnega vodnika. Pasovi **a**, **b** in **c**: signal γ 511 keV. Pasova **d** in **e**: signal γ 1274 keV. Desno: s svetlobnim vodnikom - piramidni z zarezi V2 (tip **d**). Koordinatni sistem postavimo v geometrijsko središče scintilatorja.

Na sliki 41 levo dobro vidimo 3 področja, kjer je veliko število dogodkov interakcij žarkov gama z energijo 511 keV. Zgornji pas (**c**) predstavlja signal z 49 kristalčkov, ki ležijo v sredini scintilatorja. Srednji (**b**) predstavlja signal z 28 robnih kristalčkov, ki se samo polovično pokrivajo z aktivno površino PMT. Spodnji pas (**a**) pa signal s 4 vogalnih kristalčkov, ki nalegajo samo četrtinsko. Pod temi področji opazimo še signal Comptonovega sipanja, nad njim pa signal žarkov gama z energijo 1274 keV (pasova **d** in **e**). Na sliki 41 desno signali vseh kristalčkov ležijo v enem območju (pas **f** za 511 keV in pas **g** za 1274 keV). To pomeni, da smo scintilacijske fotone tudi s kotnih in robnih palčk kristala s fotopomnoževalko v celoti zaznali.

Pogledamo si še število dogodkov po prerezu $x : z$ skozi scintilator, torej rekonstruirane pozicije glede na globino interakcije (slika 42).



Slika 42: Histograma števila dogodkov - prerez $x : z$ skozi scintilator. Žarki gama vpadajo z leve. Levo: brez svetlobnega vodnika. Desno: s svetlobnim vodnikom - piramidni z zarezami V2 (tip **d**). Koordinatni sistem postavimo v geometrijsko središče scintilatorja.

Opazimo, da je rekonstruirana pozicija odvisna od globine interakcije predvsem pri kotnih, robnih in zunanjih sredinskih kristalčkih. To lahko razložimo s prehajanjem scintilacijskih fotonov med posameznimi palčkami kristala. To je tudi vzrok za slabo razločljivost kotnih in robnih palčk. Z uporabo svetlobnega vodnika pa prekrivanja ne opazimo. Padajočo število dogodkov z globino razložimo z eksponentno padajočim številom interakcij fotonov gama z globino v scintilatorju.

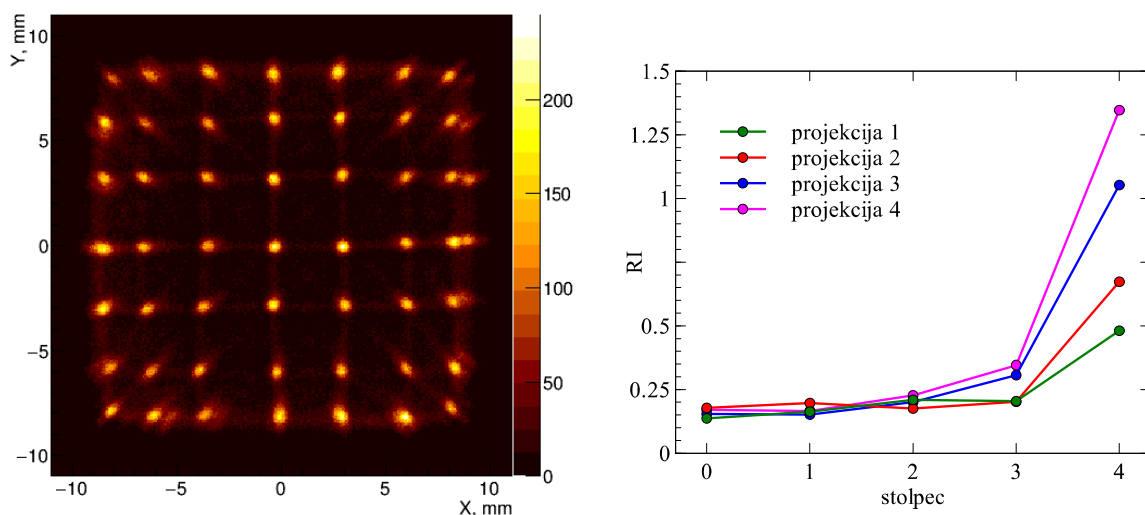
14 Rezultati meritev

Rezultate simulacij smo preverili tudi z meritvami na študijskem PET tomografu. Odločili smo se izdelati nekaj ravnih svetlobnih vodnikov, piramidnega in piramidnega z zarezi.

Za vsako posamezno meritev smo sestavili kristal LYSO, svetlobni vodnik in fotopomnoževalko. Med stike posameznih ploskev smo dodali optično mast [21]. Počakali smo dovolj časa (glej sliko 13, str. 23, $\tau = 53$ min), da zapoznelih fosforescenčnih sunkov nismo več zaznali - ponavadi smo počakali kar do naslednjega dne. Po priklopu visoke napetosti na PMT smo na osciloskopu preverili, ali dobimo ustrezen signal skupne anode, nastavili prag proženja in s QDC začeli zajemati podatke. Za vsako meritev smo zajeli 10^6 dogodkov oz. povprečno ~ 150 dogodkov/mm³ scintilatorja. Posamezna meritev je trajala približno 1 uro. Izhodno datoteko s podatki meritev smo pretvorili v vhodni format programa ANTS2.

14.1 Meritve brez svetlobnega vodnika

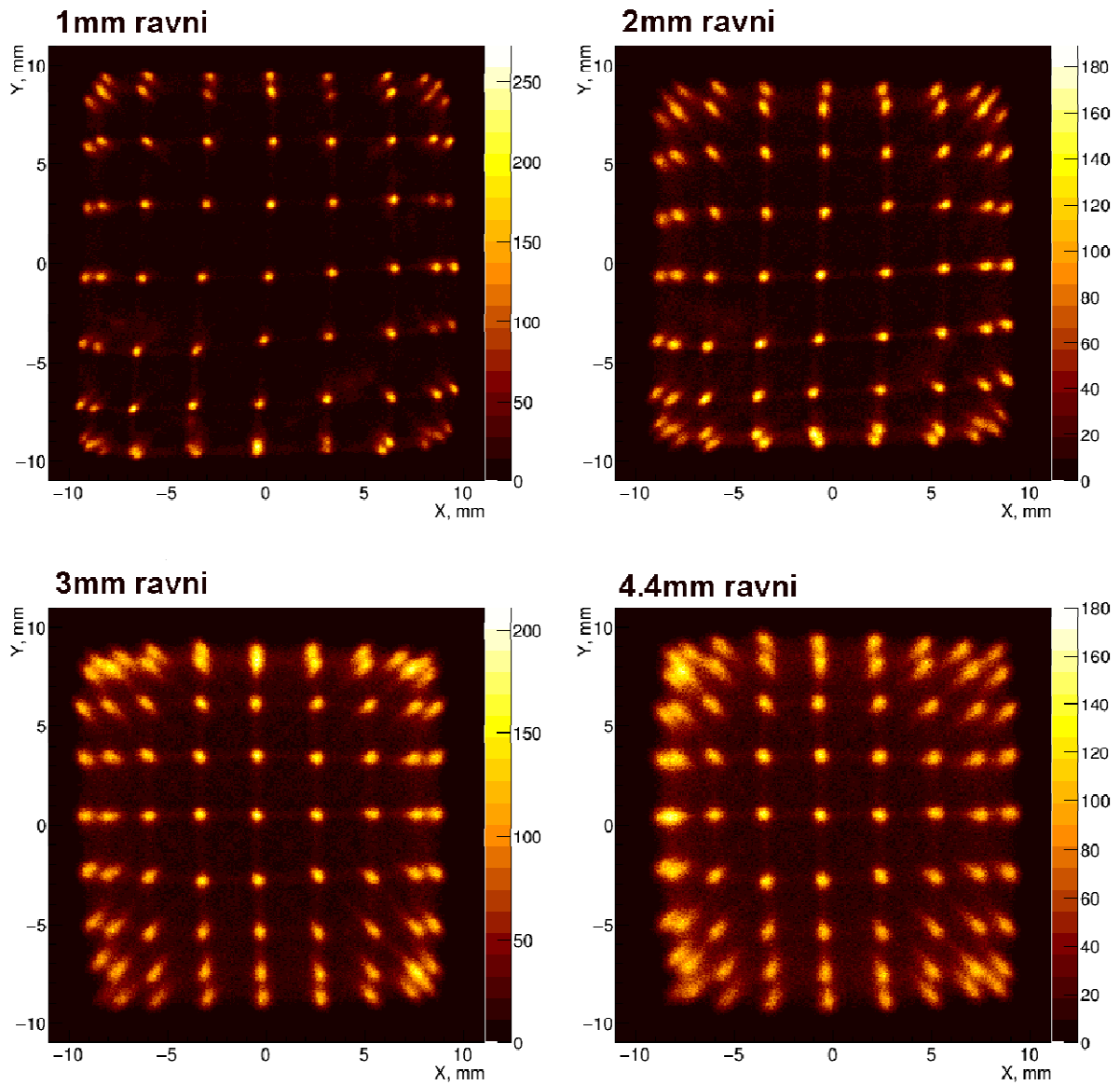
Najprej smo izmerili porazdelitev zadetkov scintilacijskih fotonov ²²Na z detektorskim modulom brez svetlobnega vodnika. Scintilator je bil pritrjen neposredno na vstopno okno fotopomnoževalke z optično mastjo Dow Corning Q2-3067 (lomni količnik $n = 1.4658$ pri 589 nm). Naredili smo več različnih meritev z različnimi fotopomnoževalkami. Robni kristalčki scintilatorja so se precej slabo razločevali ali pa so se dobro videli (slika 43), kar je bilo odvisno od natančnosti namestitve scintilatorja v geometrijsko središče PMT.



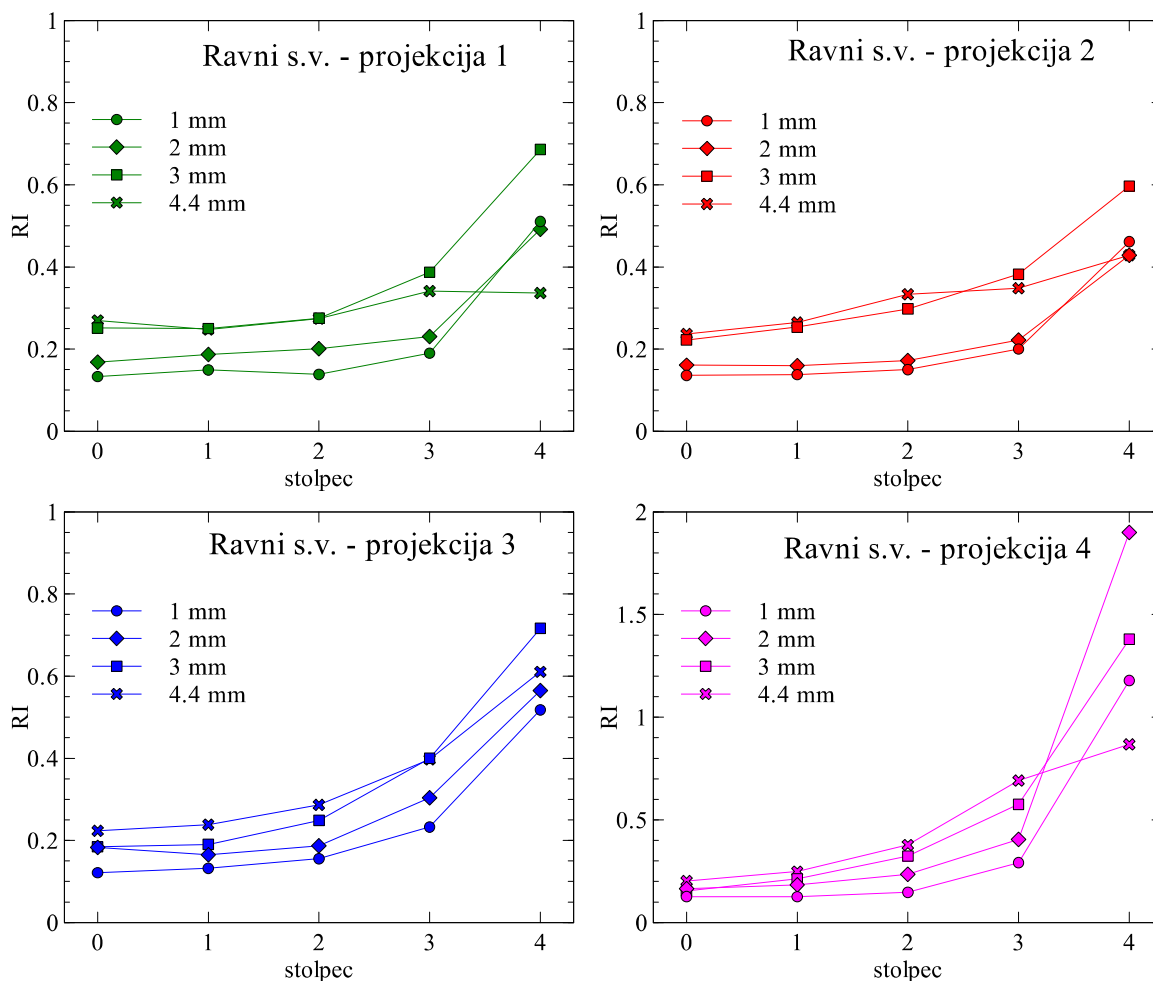
Slika 43: Meritev brez svetlobnega vodnika. Levo: histogram števila dogodkov.
Desno: odčitani RI.

14.2 Meritve z ravnimi svetlobnimi vodniki

Med scintilator in PMT smo namestili raven svetlobni vodnik (tip **a**) debeline 1 mm, 2 mm, 3 mm in 4.4 mm, izdelan iz UV prepustnega pleksi stekla. Oba stika svetlobnega vodnika (med PMT in med scintilatorjem) smo namazali z optično mastjo. Slika 44 kaže histogram števila dogodkov za 4 debeline ravnih svetlobnih vodnikov, slika 45 pa primerjavo indeksov RI za 4 projekcije.



Slika 44: Histogrami števila dogodkov za ravne svetlobne vodnike (tip **a**) - meritve.

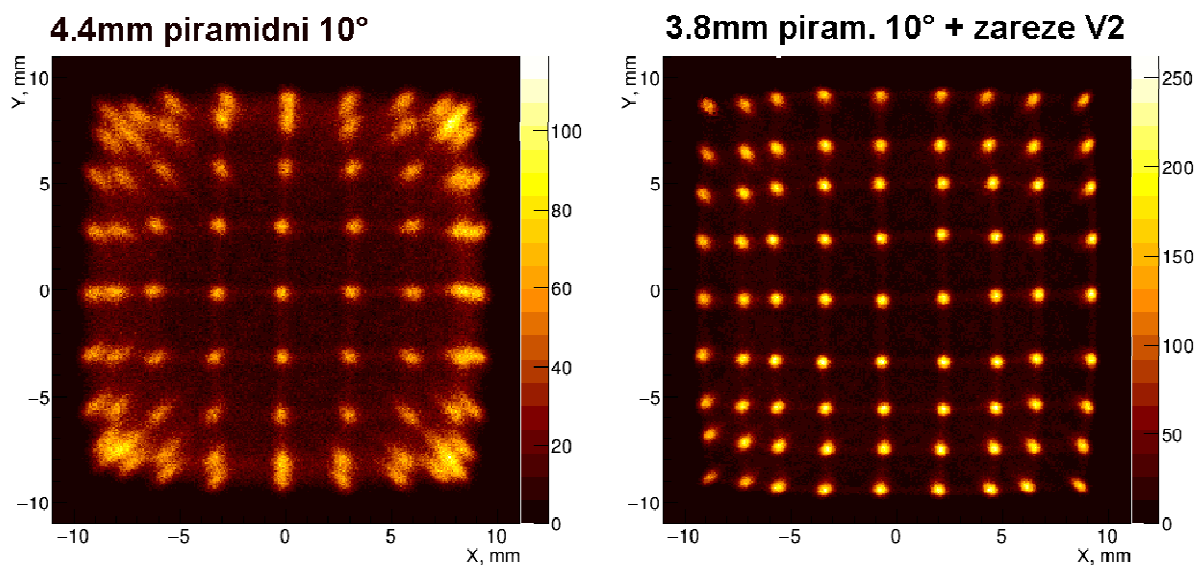


Slika 45: RI za 4 projekcije pri ravnih svetlobnih vodnikih (tip a) - meritve.

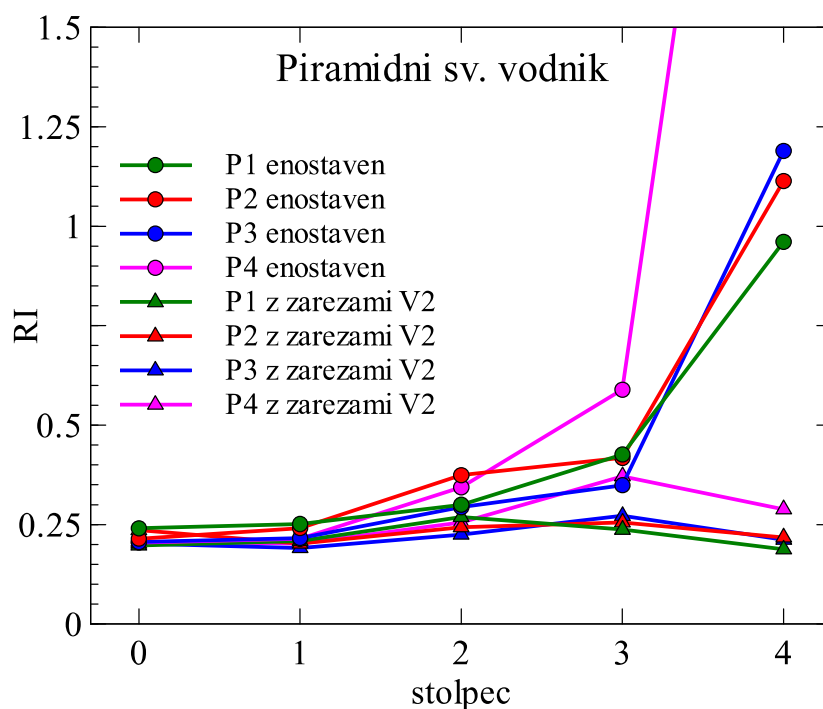
14.3 Meritvi s piramidnima svetlobnima vodnikoma

Opravili smo tudi 2 meritvi s svetlobnima vodnikoma piramidne oblike. Najprej smo uporabili enostaven piramidni svetlobni vodnik debeline 4.4 mm, izdelan iz UV prepustnega pleksi stekla. Stranica večje ploskve je bila 20.2 mm, stranica manjše ploskve pa 18.6 mm, tako da je bil kot preseka 10° (tip c, slika 19, str. 28).

Nato smo uporabili še piramidni svetlobni vodnik z zarezi V2 debeline 3.8 mm in s kotom preseka 10° (tip d, slika 19, str. 28). Zareze so bile zapolnjene s svetlobno odbojno snovjo Edigs. Svetlobni vodnik je bil izdelan iz navadnega pleksi stekla. Histogram števila dogodkov je na sliki 46. Odčitane indekse razločevanja RI prikažemo na sliki 47.



Slika 46: Histogram števila dogodkov (meritvi). Levo: enostaven piramidni sv. vodnik (tip **b**). Desno: piramidni sv. vodnik z zarezami V2 (tip **d**).

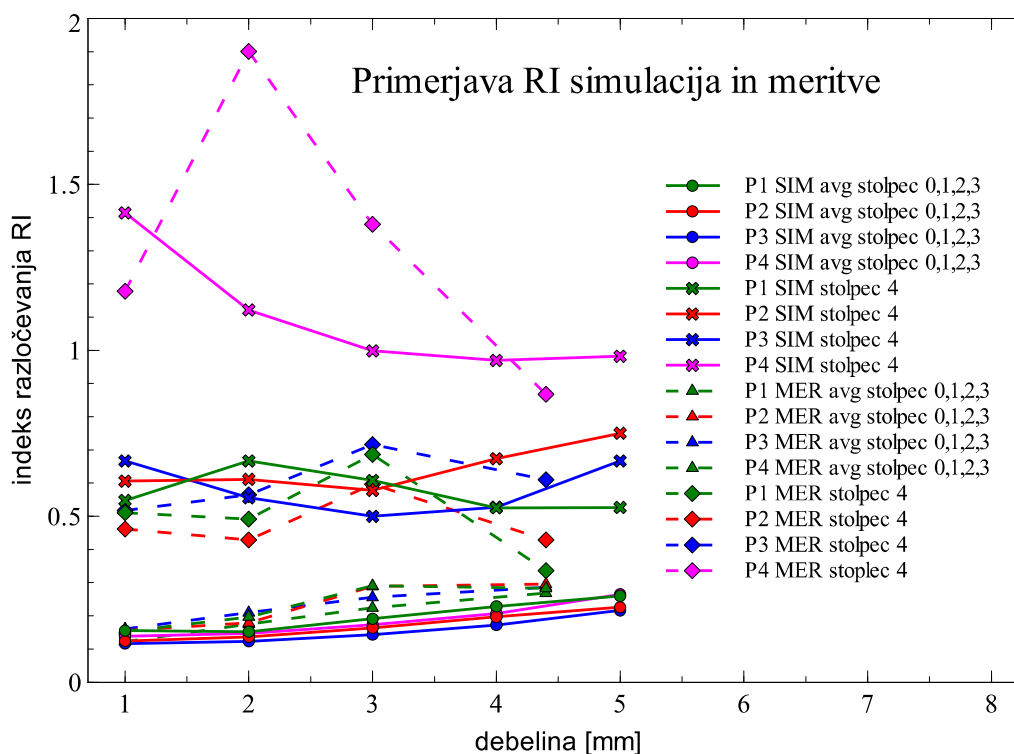


Slika 47: Odčitani indeksi razločevanja (RI) pri meritvah za enostaven piramidni sv. vodnik (tip **b**) debeline 4.4 mm in piramidni z zarezami V2 (tip **d**) debeline 3.8 mm. (P1 = projekcija 1, P2 = projekcija 2, itd).

Kot najbolj primeren svetlobni vodnik se izkaže piramidni z zarezami V2 (tip **d**), saj se zelo dobro razločijo robne in kotne palčke kristala. Indeks razločevanja za vse projekcije je med 0.20 in 0.35.

15 Primerjava rezultatov simulacije in meritev

Pri numerični simulaciji detektorskega modula nismo imeli natančnih podatkov o fizikalnih lastnostih odbojne snovi med posameznimi palčkami scintilatorja. Ko smo naknadno izmerili dimenzije izdelanih svetlobnih vodnikov, smo ugotovili, da se debeline ne ujemajo z načrtovanimi. Namesto načrtovane debeline 4 mm sta bila ravni svetlobni vodnik (tip **a**) in enostaven piramidni svetlobni vodnik (tip **b**) izdelana debeline 3.8 mm, piramidni z zarezami (tip **d**) pa debeline 4.4 mm. Mi smo jih simulirali debeline 4 mm. Primerjavo odčitanih indeksov razločevanja RI za simulacijo in za meritve kaže slika 48 za ravne svetlobne vodnike in tabela 9 za piramidne. Sredinske palčke kristala (stolpci 0, 1, 2 in 3) se v vseh primerih dobro razločijo, zato smo izračunali povprečno vrednost RI za to področje. Predvsem nas zanimajo rezultati za 4. stolpec, ki predstavlja kotne in robne kristalčke.



Slika 48: Primerjava indeksov RI pri simulaciji in meritvah za ravne svetlobne vodnike (tip **a**)

Legenda: P1-P4: projekcija 1 - projekcija 4, avg = povprečje po stolpcih.

SIM = simulacija, MER = meritve.

Veliko neujemanje vrednosti indeksa RI opazimo predvsem pri kotnem kristalčku, ki ga predstavlja stolpec 4 v projekciji 4. Pri simuliranem histogramu številu dogodkov je RI za kotne kristalčke v vseh 4 kotih scintilatorja enak, mi pa smo pri meritvi odčitali le indeks za zgornji desni kot (I. kvadrant). Pogled na sliko 44 (str. 57), ki predstavlja meritev, pa pokaže, da se kristalčki v vseh 4 kotih histograma števila dogodkov različno dobro razločijo ali pa se sploh ne razločijo ($RI > 1$). Sklepamo, da je to posledica tega, da scintilator, svetlobni vodnik in fotopomnoževalka niso bili nameščeni popolnoma soosno. Na to pa lahko vpliva pa tudi nehomogenost občutljivosti aktivne površine fotopomnoževalke.

projekcija	stolpec	4 mm SIM piramidni 10° tip <i>b</i>	4.4 mm MER piramidni 10° tip <i>b</i>	4 mm SIM piramidni zareze V2 10° tip <i>d</i>	3.8 mm MER piramidni zareze V2 10° tip <i>d</i>
P1	avg 0,1,2,3	0.24	0.23	0.24	0.30
P2	avg 0,1,2,3	0.21	0.23	0.20	0.31
P3	avg 0,1,2,3	0.21	0.22	0.19	0.27
P4	avg 0,1,2,3	0.25	0.26	0.22	0.34
P1	4	0.60	0.96	0.36	0.19
P2	4	0.67	1.11	0.34	0.22
P3	4	0.62	1.19	0.35	0.21
P4	4	1.30	3.39	0.43	0.29

Tabela 9: Primerjava indeksov RI pri simulaciji in meritvah za piramidne svetlobne vodnike.
 Legenda: P1 = projekcija 1 itd; avg 0,1,2,3 je povprečna vrednost
 RI stolpcev 0,1,2 in 3. SIM = simulacija, MER = meritev.

Naš cilj je bil izdelati svetlobni vodnik, ki bo dobro razločil vse palčke kristala, kar nam je uspelo s piramidnim svetlobnim vodnikom z zarezi V2 (tip **d**). Simulacija takega vodnika je pokazala, da so indeksi RI ustrezni. Primerjava z meritvijo (tabela 9) pokaže, da so odčitani indeksi RI za sredinske kristalčke pri simulaciji manjši, za robne in kotne kristalčke pa je indeks RI manjši pri meritvi kot pri simulaciji. Na histogramu števila dogodkov za tak svetlobni vodnik (slika 46 desno, str. 59) vidimo večji razmik centrov robnih in kotnih kristalčkov od notranjih.

16 Zaključek

Z uporabo programskega paketa ANTS2, ki uporablja numerično metodo Monte Carlo in uporabniku prijazen uporabniški vmesnik, razvit posebno za simulacijo detektorskih elementov s scintilatorji pri gama kamerah, smo si olajšali iskanje primerne svetlobnega vodnika za naš šolski PET tomograf. Programski paket se je izkazal za zelo učinkovitega.

Pri izbiri primerne materiala za svetlobni vodnik smo izmerili prepustnost navadnega in posebnega UV prepustnega pleksi stekla v odvisnosti od valovne dolžine vpadle svetlobe. Izkazalo se je, da z uporabo navadnega pleksi stekla izgubimo le manjši delež izsevane svetlobe scintilatorja LYSO.

Simulirali in izmerili smo več tipov svetlobnih vodnikov: ravne, piramidne in piramidne z zarezami. Slednji so se izkazali za najbolj učinkovite pri simulaciji, kar smo potrdili tudi z meritvami z izdelanimi svetlobnimi vodniki. Kotni in robni kristalčki so se dobro razločili in jih bomo pri nadgradnji tomografa lahko upoštevali pri rekonstrukciji pozicij koincidenčnih dogodkov pri PET tomografskem slikanju. Indeks razločevanja je med 0.20 in 0.35 za vseh 81 kristalčkov.

Poiskali smo tudi ustrezen odbojni material za zareze v svetlobnem vodniku, izmerili spektralno odvisnost odbojnosti in preizkusili stabilnost in oprijemljivost nanosa na pleksi steklu.

Za svetlobni vodnik, ki je najbolj primeren za naš detektorski modul, tako priporočamo uporabo UV prepustnega pleksi stekla debeline 4 mm. Svetlobni vodnik izdelamo piramidne oblike (kot preseka 10°) z zarezami po celotni površini, v zareze pa naneseemo belo disperzijsko barvo Jupol ali barijev sulfat s primesjo akrilne emulzije.

Pri meritvah smo naleteli tudi na pojav zapoznele fosforescence kristala LYSO. Izmerili smo časovno konstanto fosforescence. Pred meritvami svetlobnih vodnikov smo kristal dovolj dolgo pustili v temi oz. v zaščitni kapici, da je signal fosforescence izzvenel.

Kot bodočo nadgradnjo našega tomografa načrtujemo za zajem podatkov uporabo uporovnega vezje z ojačevalniki [35] - multiplekserja, s katerim bomo število signalov na en detektorski modul zmanjšali s 16 na 4 ter jih hkrati tudi oblikovali in ojačali. Te signale bomo vodili na pretvornik naboja v digitalno obliko - potrebujemo 2 taka pretvornika za zajem vseh 16 modulov. Skupno število potrebnih digitalnih kanalov je 64. S tem bomo z detektorji pokrili celoten krog in tako ne bomo več potrebovali vrtljive mizice za vzorec oz. objekt opazovanja.

Literatura

- [1] M.E. Phelps, E.J. Hoffman, N.A. Mullani, M.M. Ter-Pogossian: *Application of annihilation coincidence detection to transaxial reconstruction tomography*, J Nucl Med. 1975; 16:210-224
- [2] R.A. Powsner, M.R. Palmer, E.R. Powsner: *Essentials of Nuclear Medicine Physics and Instrumentation, 3rd Ed.*, str. 107, Willey-Blackwell 2013
- [3] R.A. Powsner, M.R. Palmer, E.R. Powsner: *Essentials of Nuclear Medicine Physics and Instrumentation, 3rd Ed.*, str. 134 - 149, Willey-Blackwell 2013
- [4] G.K. von Schulthess (ed.): *Molecular Anatomic Imaging, 2nd Ed.*, str 11., Lippincott Williams & Wilkins 2007
- [5] IJS F9: *Pozitronska tomografija (navodila za vajo pri praktikumu)*, <http://www-f9.ijs.si/wiki/Main/PozitronskaTomografija>, dostop 1.10.2016
- [6] A. Morozov, V. Solovov, R. Martins, F. Neves, V. Domingos and V. Chepel: *ANTS2 package: simulation and experimental data processing for Anger camera type detectors*, Journal of Instrumentation, Vol. 11, April 2016
- [7] Rene Brun and Fons Rademakers: *ROOT - An Object Oriented Data Analysis Framework*, Proceedings AIHENP'96 Workshop, Lausanne, Sep. 1996, Nucl. Inst. & Meth. in Phys. Res. A 389 (1997) 81-86. <http://root.cern.ch/>
- [8] J. Strnad: *Fizika, 2. del, 2. natis*, str. 519. DMFA 1985
- [9] F.H. Attix: *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*, str. 140, Wiley-VCH 2004
- [10] B. J. Pichler, H. F. Wehrl, M. S. Judenhofer: *Latest Advances in Molecular Imaging Instrumentation*, The Journal of Nucl. Med. Vol. 49 No. 6 (Suppl), June 2008
- [11] Sinoceramics, Inc.: "*Scintillators BGO, LYSO and GSO*", http://www.sinocera.net/en/crystal_lyso.asp, dostop 5.9.2016
- [12] K. Kossert et al: *Experimental half-life determination of ¹⁷⁶Lu*, Applied Radiation and Isotopes, Vol 81, 140–145, November 2013

- [13] Q. Wei et al.: *PET/CT alignment calibration with a non-radioactive phantom and the intrinsic ^{176}Lu radiation of PET detector*, Nucl. Inst. & Meth. in Phys. Res. A 835 (2016) 163–168
- [14] Q. Wei: *Intrinsic Radiation in Lutetium Based PET Detector: Advantages and Disadvantages*, arXiv:1501.05372 [physics.ins-det], Submitted January 2015
- [15] N. Efthimiou et al.: *Effect of ^{176}Lu intrinsic radioactivity on dual head PET system imaging and data acquisition, simulation, and experimental measurements*. Med. Phys., Vol 40 (112505), 2013
- [16] K.G. Afanacief et al.: *Response of LYSO:Ce Scintillation Crystals to Low Energy Gamma Rays*, Physics of Particles and Nuclei Letters, 2015, Vol. 12, No. 2, 319–324
- [17] P. Dorenbos et al: *Afterglow and thermoluminescence properties of $\text{Lu}_2\text{SiO}_5:\text{Ce}$ scintillation crystals*, J Phys.: Condens. Matter, Vol 6, Num 22 (1994): 4167-4180
- [18] H. Peng, P.D. Olcott, V. Spanoudaki, C.S. Levin: *Investigation of a clinical PET detector module design that employs large-area avalanche photodetectors*, Phys Med Biol. 2011 Jun 21;56(12) 3603-27
- [19] R.R. Raylman et al: *Arrays of Segmented, Tapered Light Guides for Use with Large, Planar Scintillation Detectors*, IEEE Trans Nucl Sci. Vol 62, No 3: 694–698, June 2015
- [20] PerkinElmer Inc.: *LAMBDA 950 UV/Vis/NIR Spectrophotometer*, <http://www.perkinelmer.com/product/lambda-950-uv-vis-nir-spectrophotometer-1950> dostop 28.12.2016
- [21] C. Joram: *Transmission curves of plexiglass (PMMA) and optical grease*, PH-EP-Tech-Note-2009-003, CERN 2009 <http://cds.cern.ch/record/1214725/files/PH-EP-Tech-Note-2009-003.pdf> dostop 28.12.2016
- [22] N. Knighton, B. Bugbee: *Mixture of Barium Sulfate and White Paint is a Low-Cost Substitute Reflectance Standard for Spectralon®*, Utah State University (2000)
- [23] Hamamatsu Photonics K.K.: *Photomultiplier Tubes and Assemblies for Scintillation Counting & High Energy Physics (2016)*, https://www.hamamatsu.com/resources/pdf/etd/High_energy_PMT_TPMO0007E.pdf dostop 1.9.2016
- [24] Hamamatsu Photonics K.K.: *Photomultiplier Tubes: Basics and Applications, Ed. 3a (2007)*, https://www.hamamatsu.com/resources/pdf/etd/PMT_handbook_v3aE.pdf dostop 1.9.2016
- [25] Y. Shao, R.W. Silverman, S.R. Cherry: *Evaluation of Hamamatsu R5900 series PMTs for readout of high-resolution scintillator arrays*, Nucl. Instr. and Meth. A, Vol 454, Issues 2–3, November 2000, 379–388

- [26] Caen S.p.A.: *V792 - 32 Channel Multievent QDC*,
<http://www.caen.it/csite/CaenProd.jsp?idmod=41&parent=11> dostop 2.11.2016
- [27] Phillips Scientific: *PS740 Quad Linear/Logic Fan-In/Out*,
<http://www.phillipsscientific.com/pdf/740ds.pdf> dostop 2.11.2016
- [28] ORTEC / Ametek Inc.: *CF8000 Octal Constant-Fraction Discriminator*,
<http://www.ortec-online.com/-/media/ametekortec/brochures/cf8000.pdf> dostop 2.11.2016
- [29] W-IE-NE-R Power Electronics GmbH: *WM-USB VME Controller with USB-2 interface*, <http://www.wiener-d.com/sc/modules/vme--modules/vm-usb.html> dostop 2.11.2016
- [30] C.J. Thompson, A.L. Goertzen: *Evaluation of a 16:3 Signal Multiplexor to Acquire Signals From a SPM Array With Dual and Single Layer LYSO Crystal Blocks*, IEEE Trans Nucl Sci. Vol 58, No 5: 2175–2180, October 2011
- [31] W. Rasband, National Institutes of Health, USA: *ImageJ 1.51e (Image Processing and Analysis in Java)*, <https://imagej.nih.gov/ij/> dostop 15.8.2016
- [32] S. Korpar et al.: *Surface sensitivity of multianode photomultiplier tubes*, Nucl. Instr. and Meth. A., Vol 478 (2002) 391 - 394
- [33] S. Korpar et al.: *Measurement of Cherenkov rings with multianode photomultipliers*, <http://www-f9.ijs.si/wiki/pub/Main/Icfa2010Rich/ICFA2010.pdf> dostop 1.12.2016
- [34] K. Lang et al.: *Characterization of 1600 Hamamatsu 16-anode photomultipliers for the MINOS Far detector*, Nucl. Instr. and Meth. A, Vol 545 (2005) 852–871
- [35] A.L. Goertzen et al.: *Design and Performance of a Resistor Multiplexing Readout Circuit for a SiPM Detector*, IEEE Trans Nucl Sci. Vol 60, No 3: 1541–1548, June 2013