

# **SECTIUNEA 1**

## **RAPORTUL STIINTIFIC SI TEHNIC (RST)**

### **FAZA DE EXECUTIE NR. VII**

**CU TITLUL "Estimarea parametrilor de detectie a detectorilor cu placi rezistive (RPC) ca detectori de imagine in tomografia cu emisie de pozitroni"**

- € **RST – raport stiintific si tehnic in extenso\***
- € **PVAI – proces verbal de avizare interna**
- € **PVRLP – procese verbale de receptie a lucrarilor de la parteneri\*\***
- € **PF – protocol de finalizare(numai pentru faza finala)**



<p><i>instalație pilot , prototip</i></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- <i>Planuri de afaceri</i></li> <li>• comunicari stiintifice</li> <li>• organisme ale infrastructurii de evaluare a conformitatii dezvoltate in cadrul programului: <ul style="list-style-type: none"> <li>○ laboratoare de incercari</li> <li>○ laboratoare de etalonare</li> <li>○ organisme de certificare</li> </ul> </li> <li>• organisme de evaluare a conformitatii care isi desfasoara activitatea in domeniile reglementate prin directivele Uniunii Europene, din care: <ul style="list-style-type: none"> <li>○ produse industriale care intra sub incidenta marcajului CE;</li> <li>○ produse agro- alimentare.</li> <li>○ nr. de specialisti formati/instruiti pentru evaluarea conformitatii;</li> </ul> </li> <li>• programe postdoctorale create la nivel national</li> <li>• cercetatori romani avand titlul de doctori in stiinte obtinut in strainatate sau stagiipostdoctorale efectuate in strainatate reveniti in tara si angajati in unitati de cercetare</li> <li>• specialisti formati/ instruiti im managementul si administratia cercetarii</li> <li>• manifestari stiintifice sau promotionale cu participare internationala reprezentative;</li> <li>• vizite de lucru si stagii de lunga durata ale unor personalitati stiintifice din strainatate;</li> <li>• propuneri de proiecte transmise la programe internationale;</li> <li>• propuneri de proiecte internationale aprobate;</li> <li>• platforme tehnologice integrate in platforme tehnologice europene.</li> <li>• parteneriate nou create</li> <li>• <i>Software</i></li> <li>• <i>Baze de date</i></li> <li>• <i>Pagini web</i></li> </ul>	1	1
<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ <i>Consultanta, Asistenta tehnica</i></li> <li>▪ <i>Cursuri de pregatire organizate</i></li> </ul>		
<p><i>Constructii institutionale si formare continua:</i></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• <i>linii de invatamant</i></li> <li>• <i>programe de masterat</i></li> <li>• <i>formare continua</i></li> <li>• <i>Pregatire post doctorala</i></li> <li>• <i>Pregatire manageriala</i></li> <li>• <i>Formarea de personal specializat</i></li> </ul>	2	2

## CUPRINS

Obiectivele generale .....	pag. 5
Obiectivele fazei de executie .....	pag. 5
Rezumatul fazei .....	pag. 5
Descrierea stiintifica si tehnica .....	pag. 8
1. Introducere .....	pag. 8
2. Reconstructia prin simulare Monte Carlo folosind ca detectori de imagine MSMGRPC .....	pag.10
3. Determinarea eficacitatii absolute de detectie a detectorului de tip RPC pentru radiatia gama de 511 keV.....	pag.15
Principiul metodei.....	pag.16
Detalii experimentale .....	pag.16
Rezultate experimentale .....	pag.19
Concluzii .....	pag.26
Bibliografie .....	pag.27

## **Obiective generale**

Prezentul proiect e un proiect de mare complexitate care si-a propus mai multe obiective:

I. Obținerea de noi rezultate experimentale și teoretice privind structura nucleara și fazele materiei nucleare

II. Dezvoltarea și construcția de sisteme avansate de detecție

III. Proiectarea și construcția de electronica front-end (FEE) asociată sistemelor avansate de detecție

IV. Dezvoltarea unui sistem de calcul distribuit de tip GRID pentru calculatoare de anvergura

V. Aplicații în alte sectoare de activitate.

Prin activitățile desfășurate în prezenta fază de execuție se aduc contribuții la realizarea celui de al doilea și al cincilea dintre obiectivele generale enumerate mai sus.

## **Obiectivele fazei de execuție**

Realizarea de studii detaliate a dependenței eficacității de detecție a RPC pentru radiații X și gamma în funcție de numărul de spații și tipul electrozilor rezistivi. Aceste studii au un impact direct asupra folosirii RPC ca detector de imagine.

## **Rezumatul fazei**

Obiectivul principal al etapei raportate este realizarea de studii experimentale privind parametrii de detecție ai unui prototip RPC realizat de grupul nostru și să se arate în ce măsură acestia permit utilizarea camerelor rezistive cu plăci (RPC – Resistive Plate Chamber) în tomografie. Acest obiectiv este în concordanță cu obiectivele generale ale proiectului referitoare la dezvoltarea și construirea unor sisteme avansate de detecție și aplicații în alte sectoare de activitate.

În cadrul grupului nostru s-a proiectat și realizat prototipul unei camere rezistive cu plăci multi strip multi gap (MSMGRPC – Multi Strip Multi Gap RPC).

In prezent exista studii, la nivel de prototip, ale perspectivelor utilizarii RPC, dezvoltate pentru studiul interactiilor nucleare la energii relativiste, in tomografia cu emisie de pozitroni (PET).

Pe baza parametrilor prototipului MSMGRPC, construit de noi, determinati in masuratori in fascicul (rezolutie temporala si rezolutie in determinarea coordonatelor punctului de detectie) s-au facut simulari Monte Carlo pentru cazul in care RPC ar fi asambate intr-un cilindru de raza de 50 cm si lungime 1 m, geometrie in care radiatia gama rezultata in urma interactiei pozitronului cu tesuturile organismului uman este detectata intr-un unghi solid apropiat de  $4\pi$ . O astfel de ar geometrie prezenta avantajul realizarii economice a unui tomograf care ar permite scanarea intregului organism uman.

Rezultatele sunt obtinute pentru cazul in care punctele de interactie ale pozitronilor cu tesutul uman (imagine initiala) sunt uniform distribuite in trei geometrii. Pe baza simularii detectiei radiatiei gama care se produce in urma interactiei pozitronului cu tesutul uman se obtin coordonatele reconstituite ale punctelor de emisie (imagine reconstituita). Imaginile reconstituite sunt similare cu cele initiale pentru toate cele trei geometrii.

O evaluare cantitativa a rezolutiei in reconstruirea imaginii initiale se obtine prin simularea pentru o sursa punctuala. Pe baza imaginilor reconstituite prin simularea pentru o sursa punctuala situata in originea sistemului de coordonate s-a evaluat ca eroarea in reconstructia coordonatei x este de  $\sim 2$  mm, iar in coordonatele y si z este  $\sim 5$  mm. Din studiul bazat pe simulari Monte Carlo rezulta posibilitatea utilizarii RPC realizate de noi pentru PET, avand in vedere posibilitatea realizarii de structuri multigap care ar imbunatati rezolutia in determinarea coordonatelor y si z ale punctului de detectie a radiatiei gama.

Partea 3 a prezentului raport este dedicata masuratorilor experimentale privind eficienta de detectie a prototipului MSMGRPC pentru fotonii de anihilare de 511 keV. Pentru determinarea eficacitatii absolute de detectie s-a folosit o sursa quasipunctuala de  $^{22}\text{Na}$  care emite pozitroni, iar acestia prin anihilare, produc cate o pereche de fotoni de 511 keV, emisi in directii antiparalele. Identificarea evenimentelor de interes (detectarea perechilor de fotoni emisi in opozitie) se face cu ajutorul a doi detectori dispusi simetric fata de sursa. Coincidenta intre cei doi detectori indica faptul ca s-a produs un eveniment

de interes. Semnalele furnizate de detector au fost amplificate cu amplificatori rapizi, special proiectati pentru obtinerea informatiei de timp cu rezolutie temporala foarte buna de la detectorii RPC similari, bazati pe sticla comerciala, utilizati la modernizarea subdetectorului de TOF al aranjamentului experimental FOPI. Fiecare amplificator rapid are 4 intrari si 8 iesiri, deoarece furnizeaza simultan informatia de timp si cea de amplitudine a semnalului. Semnalul logic obtinut de la fiecare canal de discriminator a fost apoi introdus intr-un discriminator de tip leading-edge (LE). Dupa realizarea unui AND logic intre semnalele logice corespunzatoare celor doua capete ale fiecarui strip, semnalele obtinute la iesirea fiecaruia dintre cele patru AND-uri au fost introduse intr-un OR logic. Semnalul de start a fost obtinut prin suprapunerea temporala a semnalului de la scintilator cu cel obtinut la iesirea OR-ului logic.

Spectrele de timp au fost inregistrate prin intermediul unui convertor analog-digital TDC LeCroy 2228A. Semnalele de sarcina au fost inregistrate prin intermediul unui convertor analog-digital ADC2249W.

In urma prelucrarii datelor experimentale s-a obtinut pentru eficacitatea RPC valoarea  $\epsilon_{\text{MSMGRPC}} = 0,0128\%$ , iar pentru plasticul scintilator  $\epsilon_{\text{SCIP}} = 0,0312\%$ .

Raportul celor doua eficacitati este  $\epsilon_{\text{SCIP}}/\epsilon_{\text{MSMGRPC}}=2,4375$ , ceea ce arata ca eficacitatea absoluta de detectie a detectorului de plastic scintilator pentru radiatia gama de 511 keV este de aproximativ 2,5 ori mai buna decat a detectoruli MSMGRPC.

Trebuie insa subliniat ca valoarea estimata pentru detectorul cu electrozi rezistivi este subestimata deoarece factorul de amplificare al amplificatorului rapid a fost setat la o valoare mica, astfel incat multe dintre semnale au fost sub pragul discriminatorului.

Valorile masurate de noi concorda insa cu valorile raportate in literatura de specialitate de catre alti autori cu preocupari similare.

## Descrierea stiintifica si tehnica

### 1. Introducere

Tomografia cu emisie de pozitroni, PET (Positron Emission Tomography) este o tehnica imagistica cu trasor radioactiv in care compusi trasori marcati cu radionuclizi care emit pozitroni sunt injectati in obiectul de studiat. Acesti trasori sunt apoi utilizati pentru a urmari procese biomedicale si fiziologice cu aplicatii plecand de la diagnosticarea precoce a cancerului la studii neurofiziologice.

Dupa un traseu scurt, pozitronul este anihilat, rezultand doua radiatii gama antiparalele, fiecare avand energia de 511 keV. Radiatia gama incidenta va interactiona cu mediul de detectie prin procese Compton si fotoelectric generand electroni primari care vor initia avalansa. Detectia coincidenta a ambilor fotoni identifica producerea anihilarii de-a lungul curbei care uneste punctele de detectie; acumularea acestor date permite reconstructia activitatii in tesut.

Cele mai multe scannere PET existente in prezent folosesc cristale scintilatoare (NaI – Sodium Iodide, BGO – Bismuth Germanate, GSO-Gadolinium Oxyortosilicate, LSO-Lutetium Oxyortosilicate) pentru detectia fotonilor. Cu aceasta tehnica , folosind cristale scintilatoare de mici dimensiuni (cativa mm) inasa cu un pret destul de mare al fotomultiplicatorilor s-a reusit, in ultimile doua decenii, obtinerea unor scannere PET cu o rezolutie din ce in ce mai buna la un pret rezonabil [1]. Recent a inceput explorarea posibilitatii de inlocuire a fotomultiplicatorilor cu fotodiode care au avantajul ca sunt de mici dimensiuni, au un pret de cost redus si o eficienta cuantica crescuta in comparatie cu fotomultiplicatorii. Insa au dezavantajul unei amplificari mai mici cu 2-3 ordine de marime in comparatie cu fotomultiplicatorii si mai ales o rezolutie temporala limitata, ceea ce e deosebit de important pentru PET.

Camerele rezistive cu placi (RPC – Resistive Plate Chamber) dezvoltate pentru studiul interactiilor nucleare la energii relativiste si ultrarelativiste au o rezolutie temporala foarte buna ( $\sigma_t < 100$  ps) si deasemenea furnizeaza informatie de pozitie in doua dimensiuni cu



o rezolutie buna. Simularile Monte-Carlo sugereaza ca sensibilitatea scannerelor bazate pe RPC pentru scanarea intregului corp al omului poate sa depasasca tehnologia PET actuala bazata pe cristale scintilatoare cu un factor de 20 [2]. RPC au in plus avantajul constructiei simple si economice precum si faptul se pot realiza la dimensiuni cu care pot fi asamblati in geometrii  $\sim 4\pi$ .

In cadrul grupului nostru au fost dezvoltati detectori RPC cu o rezolutie temporala foarte buna,  $\sigma_t \sim 60$  ps, pentru detectia de particule minim ionizante, ca urmare interesul de a vedea in ce masura acesti RPC se pot utiliza ca detectori de imagine in tomografia cu emisie de pozitroni. In cazul de fata trebuie subliniat ca nu s-a facut nici un fel de optimizare a parametrilor mecanici sau de operare pentru aceasta aplicatie specifica. Pentru reconstructia imaginii in trei dimensiuni (3D – reconstruction) a punctelor de emisie ale radiatie gama s-au dezvoltat numerosi algoritmi complecsi bazati pe diferite metode: algoritmul FBP (Filtered Back Projection), utilizat in prezent in toate echipamentele medicale [3] care este bazat pe inversarea formulei date de teorema Fourier pentru sectiuni (Fourier slice theorem), algoritmul OSEM bazat pe o abordare probabilistica (calculul functiei de densitate astfel incat probabilitatea ei sa fie maxima) [3], algoritme bazate pe simulari Monte Carlo, de exemplu GATE ( GEANT4 Application for Tomographic Emission)[4].

Elaborarea unui algoritm este o provocare datorita fenomenelor fizice si geometriei de detectie care trebuiesc luate in considerare, precum si datorita cantitatii uriase de date care trebuie prelucrata. In cazul de fata dorindu-se doar o evaluare a posibilitatii de a utiliza RPC dezvoltati in cadrul grupului pentru PET, s-a elaborat un program de simulare Monte Carlo simplu care nu ia in considerare interactia pozitronului cu tesuturile organismului uman si influenta acestui proces asupra rezolutiei reconstructiei ci urmareste doar traiectoriile radiatiei gamma din puncte de emisie uniform distribuite in diferite forme geometrice pana la sistemul de detectie si determinarea coordonatelor punctului de emisie afectate de rezolutia cu care se determina coordonatele punctului de detectie precum si de rezolutia temporala.

Mentionam ca in prezent exista doar studii pe baza de prototipuri ale performantelor si perspectivelor utilizarii RPC in PET[2,5,6], astfel incat prezentul studiu este justificat.

## 2. Reconstructia de imagine prin simulare Monte Carlo folosind ca detectori de imagine detectorii MSMGRPC

In cele ce urmeaza prezentam rezultatele obtinute ca urmare a simularii Monte Carlo pentru detectia radiatiilor gama de anihilare, considerand punctele lor de emisie uniform distribuite in trei geometrii diferite, cu RPC-uri asamblate intr-o geometrie cilindrica cu raza  $RC=0,5m$  si o lungime de 1 m. O astfel de geometrie se poate obtine folosind camere cu placi rezistive de tipul celor realizate in cadrul grupului nostru.

Intrucat cele doua radiatii gama de anihilare se emit la  $180^\circ$ , prin detectia lor in coincidenta si masurarea timpilor lor de zbor din punctual de emisie pana ating detectorul si a pozitiei punctelor de detectie pe suprafata cilindrica a detectorului se pot reconstitui coordonatele punctului de emisie. Rezolutia temporală pentru detectia unei radiatii gama a fost considerata de 80 ps, rezolutia in pozitie fiind  $\sigma_x = 0,3$  mm pe directia perpendiculara pe generatoarea cilindrului (considerata coordonata x) si  $\sigma_y = 5$  mm in lungul generatoarei cilindrului (coordonata y). Programul de simulare Monte Carlo realizat de noi are drept scop obtinerea efectului detectiei radiatiilor gama cu acesti parametrii asupra distributiei punctelor de emisie, care, in fapt, reprezinta imaginea reconstituita a obiectului de studiat ce se poate obtine utilizand un astfel de detector pentru realizarea unui tomograf.

Modelarea unui eveniment consta in urmatoarele:

- generarea a doua radiatii gama emise in aceeasi directie, in sensuri opuse din punctul de emisie de coordonate  $(x_s, y_s, z_s)$ ; directiilor radiatiilor gama se considera uniform distribuite in spatiu
- detectia celor doua radiatii, adica determinarea coordonatelor de intersectie cu suprafata cilindrica,  $(x_1, y_1, z_1)$  si  $(x_2, y_2, z_2)$ ; in acest fel avem traiectoria initiala "ideala"
- luarea in considerare a rezolutiei spatiale utilizand distributii Gauss centrate pe  $x_1(y_1)$  si  $x_2(y_2)$  si varianta egala cu rezolutia experimentală pe coordonata x (y) ; in acest fel se obtin punctele de detectie afectate de rezolutia spatiale,  $(x_{1g}, y_{1g}, z_{1g})$  si  $(x_{2g}, y_{2g}, z_{2g})$  care definesc traiectoria "reală"

- reconstruirea coordonatelor punctului de emisie ( $x_{sg}, y_{sg}, z_{sg}$ ) pe traiectoria “reală” cu luarea în considerare a rezoluției temporale de detecție a celor două radiații gama utilizând o distribuție Gauss cu varianța egală cu rezoluția temporală experimentală.

În continuare se construiesc reprezentări bidimensionale ( $x_{sg}, y_{sg}$ ) (secțiuni ale imaginii reconstruite pentru  $z_{sg}$  fixat) care se compară cu reprezentările corespunzătoare ( $x_s, y_s$ ) neafectate de rezoluția temporală și de poziție a detectorului. În acest fel se obține o primă evaluare asupra posibilității utilizării RPC pentru tomografie. Se prezintă rezultatele obținute pentru:

- Puncte de emisie uniform distribuite în 3 coroane concentrice cu distanța între ele (5 mm) egală cu rezoluția spațială în coordonata  $y$ : Fig. 1*
- Puncte de emisie uniform distribuite în 3 coroane concentrice cu distanța între ele mai mică (3 mm) decât rezoluția spațială în coordonata  $y$ : Fig.2*
- Puncte de emisie uniform distribuite în 3 sfere cu raze de 5, 10, 20 mm: Fig. 3, Fig.4*

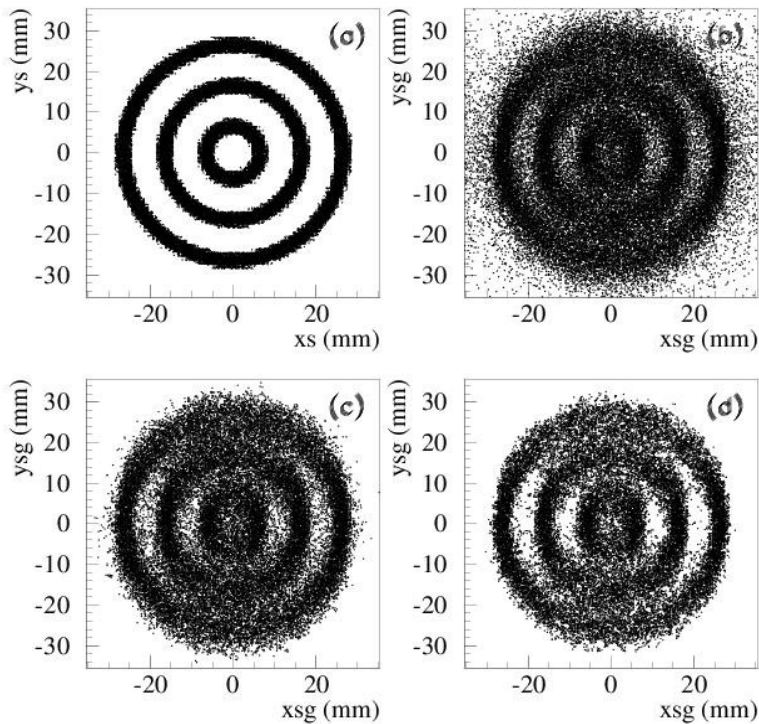


Fig. 1

In Fig. 1(a) sunt reprezentate punctele de emisie initiale, in Fig. 1(b) toate punctele de emisie reconstituite pentru sectiunea dupa coordonata  $z \in [-0,5,+0,5]$  mm, in Fig. 1(c) punctele de emisie reconstituite in care avem mai mult de 5 evenimente din aceeasi sectiune, iar in in Fig. 1(d) punctele de emisie reconstituite in care avem mai mult de 10 evenimente. Se poate observa ca imaginea reconstituita este destul de fidela cu cea initiala, si are loc o imbunatatire a ei pe masura eliminarii fondului. Imaginea reconstituita din Fig. 1(d) este obtinuta pentru un factor de taiere a fondului de 1/10. Se mentine o stergere a imaginii datorata rezolutiei de 5 mm pe coordonata y. Un alt aspect este ca eroarea de evaluare a coordonatei  $z_{sg}$ , in care se manifesta atat rezolutia in coordonata x cat si cea in y, este mare conducand la faptul ca in imaginea reconstituita vom avea puncte de emisie pentru  $z_{sg} \neq 0$  desi am pornit de la o sursa plana ( $z_s = 0$  pentru toate punctele de emisie ale radiatiilor gamma). Pentru micșorarea erorii in determinarea coordonatei z punctului de emisie e necesara o imbunatatire a rezolutiei in determinarea coordonatelor punctului de de detectie al radiatiei gama, in special a coordonatei y care se va putea obtine doar prin utilizarea unor structuri RPC mai complexe.

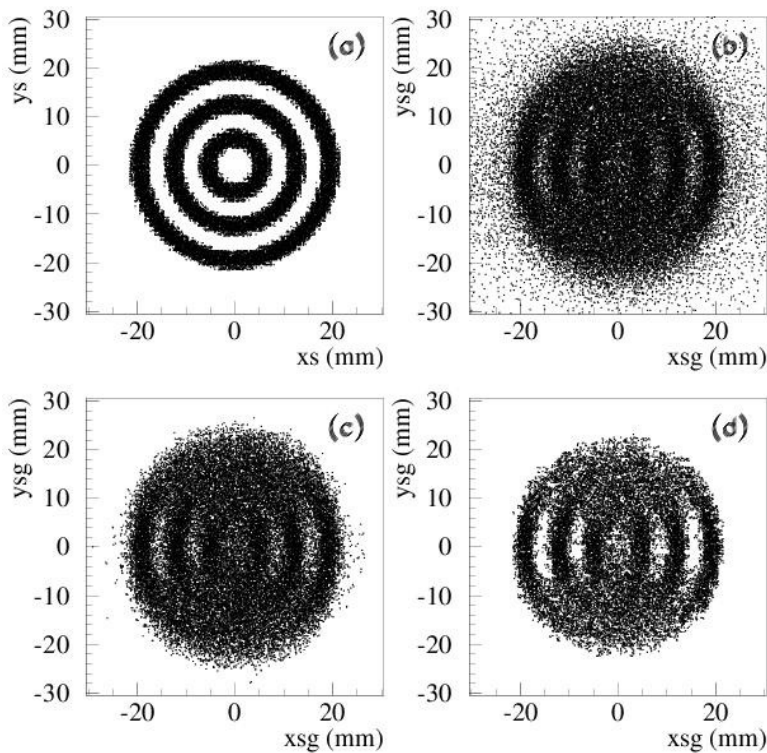


Fig.2

In cazul in care distanta intre coroane este mai mica decat rezolutia pe coordonata y, se observa (Fig. 2 (d)) ca imaginea reconstituita ramane neclara chiar si pentru un factor de taiere 1/3. In Fig. 2(a) sunt reprezentate punctele de emisie initiale –coroane cu distanta de 3 mm intre ele in planul  $z_s=0$ , in Fig. 2(b) imaginea reconstituita fara factor de taiere, in Fig. 2(c) imaginea reconstituita cu un factor de taiere a zgomotului de 1:10. In Fig. 3, 4 se prezinta rezultate pentru cazul in care punctele de emisie sunt in trei sfere cu raze de 5, 10, 20 mm si centre  $(x_{s01} = y_{s01}=15 \text{ mm}, z_{s01} = 10 \text{ mm})$ ,  $(x_{s02} = y_{s02} = z_{s02} = 40 \text{ mm})$ ,  $(x_{s03} = 70 \text{ mm}, y_{s03} = z_{s03} = 40 \text{ mm})$ , respectiv. In Fig. 3 (a) este prezentata imaginea pozitiei punctelor de emisie a radiatie gama in planul  $(x_s, y_s)$  pentru  $z_s \in [40-42] \text{ mm}$  (sectiunea care trece prin mijlocul sferelor cu raza de 40 si 20 mm), iar in Fig. 3(b) este imaginea reconstituita fara factor de taiere a fondului pentru aceiasi sectiune in coordonata z.

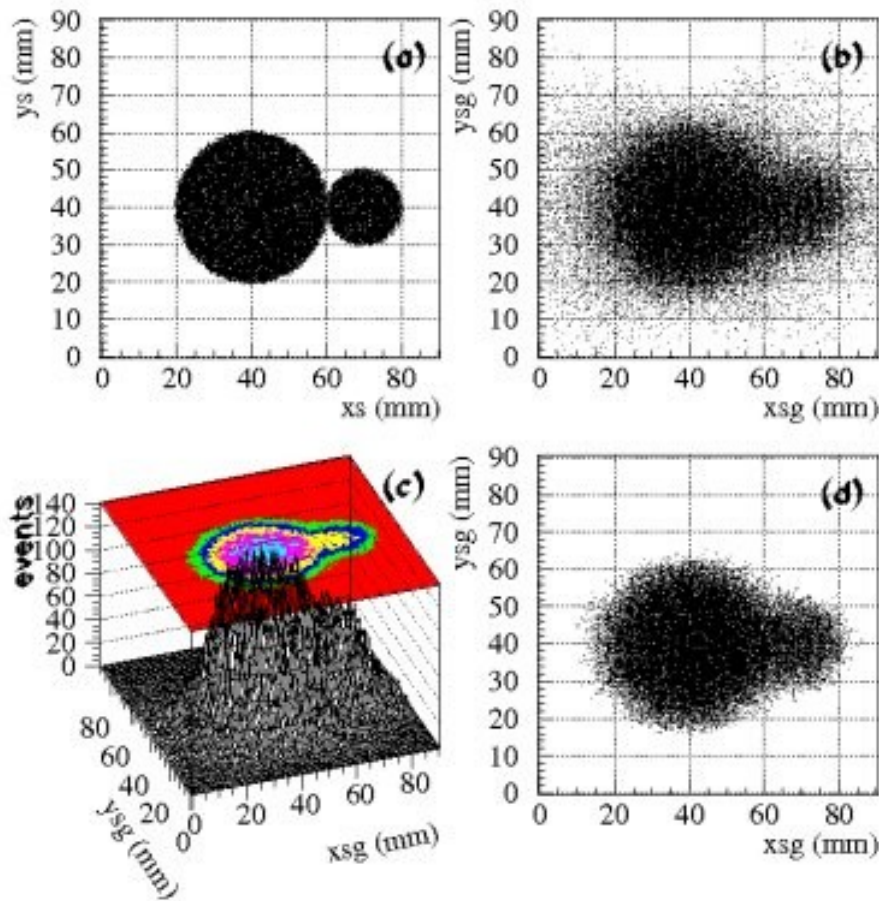


Fig. 3

In Fig. 3(b) e aceeași reprezentare, în a treia dimensiune reprezentându-se numărul de evenimente corespunzător fiecărui canal din histograma bidimensională. Reprezentanțele de acest tip sunt utile pentru a determina factorul de tăiere. Folosind un factor de tăiere de 1:10, se obține imaginea reconstituită din Fig. 3(d) care e aproape similară cu cea inițială.

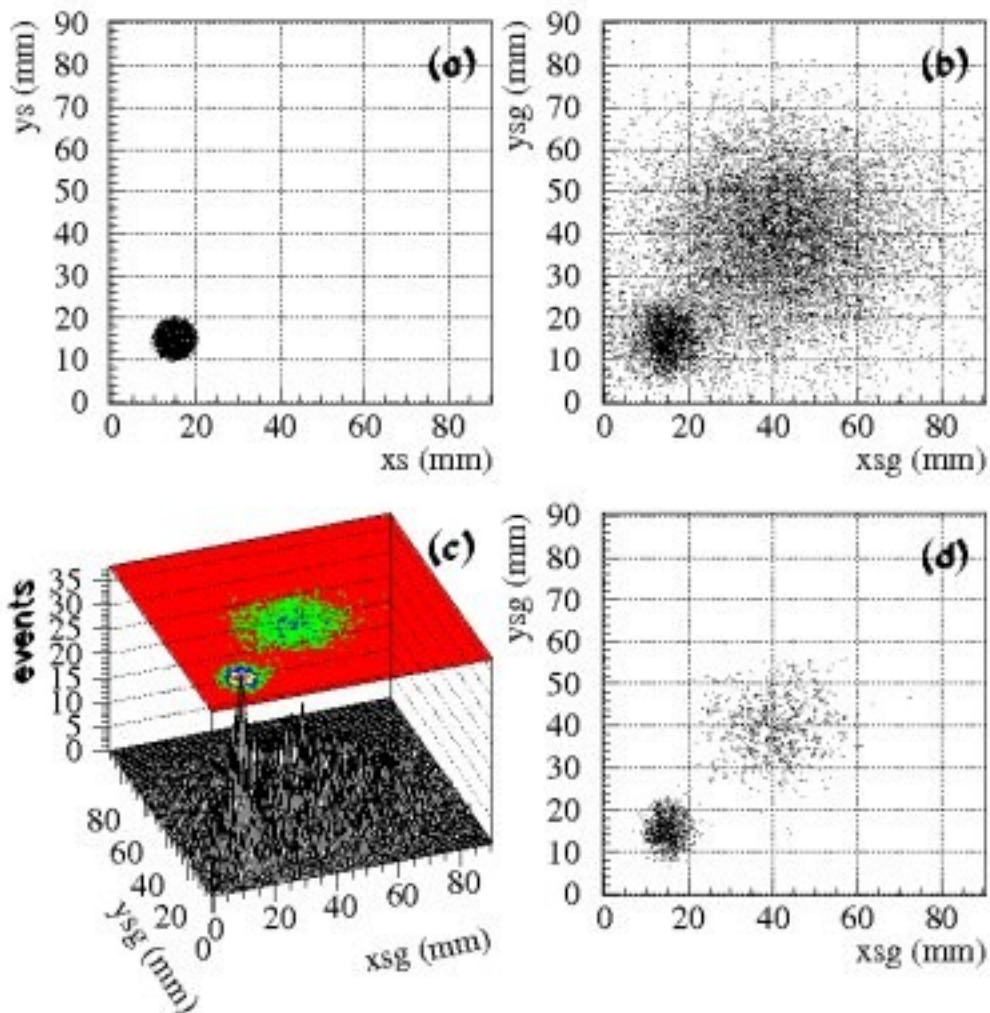


Fig.4

După cum am menționat mai sus cea mai mare eroare se obține în reconstrucția coordonatei  $z$  a punctelor de emisie. Aceasta se poate observa și pentru această geometrie în Fig. 4 unde sunt reprezentări  $(x_s, y_s)$  ( $(x_{sg}, y_{sg})$ ) pentru secțiunea prin mijlocul sferei cu raza de 5 mm ( $z_s \in [8-10]$  mm ( $z_{sg} \in [8-10]$  mm)). În Fig. 4(a) este imaginea inițială a punctelor de emisie, un disc cu raza de 5 mm. În Fig. 4(b) pe lângă imaginea reconstituită a sferei cu raza de 5 mm se pot observa evenimente datorate sferei cu raza de

20 mm desi suntem la  $\sim 5$ mm de valoarea coordonatei  $z$  la care incepe sfera mare. Cu un factor de taiere a fondului de 1:5 se obtine imaginea din Fig. 4 (d) unde evenimentele datorate sferei mari sunt reduse, iar pe de alta parte imaginea reconstituita a sferei mici are dimensiuni aproape identice cu cele initiale (Fig. 4 (a)).

Pe baza imaginilor reconstituite prin simularea pentru o sursa punctuala s-a evaluat ca eroarea in reconstructia coordonatei  $x$  este de  $\sim 2$  mm, iar in coordonatele  $y$  si  $z$  este  $\sim 5$ mm.

Din studiul de mai sus rezulta posibilitatea utilizarii RPC realizate de noi pentru PET, avand in vedere posibilitatea realizarii de structuri multigap care ar imbunatati rezolutia in determinarea coordonatelor punctului de detectie a radiatiei gama.

### **3. Determinarea eficacitatii absolute de detectie a detectorului de tip RPC pentru radiatia gama de 511 keV**

Performantele detectorilor MSMGRPC dezvoltati in cadrul grupului nostru in termeni de rezolutie temporala si rezolutie spatiala au fost deja demonstrate si publicate in articole stiintifice de specialitate [7,8]. Acesti detectori au o rezolutie temporala de 60 – 80 ps pentru particule minim ionizante si o rezolutie temporala de 90 ps in detectia de radiatie gama. Rezolutia in pozitie pentru particule minim ionizante, transversal pe stripuri a fost estimata la 300 micrometri, iar rezolutia in pozitie de-a lungul stripului a fost de 5 mm. Aceste valori au fost utilizate ca parametri de intrare pentru reconstructia de imagine realizata prin simulari Monte Carlo pentru a investiga posibilitatile de utilizare a detectorilor MSMGRPC in PET, simulari ale caror rezultate au fost prezentate in capitolul anterior.

Posibilitatea furnizarii de imagini cu dimensiuni axiale mari (AFOV- Larger Axial Fields of View), respectiv posibilitatea cresterii AFOV la dimensiunile corpului uman cu costuri reduse este unul din avantajele realizarii acestor investigatii.

Eficienta de detectie previzibila a RPC-urilor pentru fotonii de 511 keV ai sursei de  $^{22}\text{Na}$  este in mod evident mult mai redusa decat a cristalelor scintilatoare traditionale.

Scopul acestui studiu este de a estima eficienta de detectie a unui prototip de detector MSMGRPC pentru fotonii de anihilare de 511 keV ai sursei de  $^{22}\text{Na}$ , performanta in termeni de rezolutie temporala pentru detectia de fotoni gama ai sursei de  $^{60}\text{Co}$ , a acestui prototip, fiind mai buna de 50 ps [9].

### **Principiul metodei**

Pentru determinarea eficacitatii absolute de detectie s-a folosit o sursa quasipunctuala de  $^{22}\text{Na}$  care emite pozitroni, iar acestia prin anihilare, produc cate o pereche de fotoni de 511 keV, emisi in directii antiparalele. Identificarea evenimentelor de interes (detectarea perechilor de fotoni emisi in opozitie) se face cu ajutorul a doi detectori dispusi simetric fata de sursa. Coincidenta intre cei doi detectori indica faptul ca s-a produs un eveniment de interes.

### **Detalii experimentale**

Structura de detectie aleasa in acest caz este prezentata in Fig. 5 si este formata din : 4 electrode de sticla, 2 electrode metalice din aluminiu si placa cu stripuri de cupru pentru culegerea si transmitarea semnalelor. Electrodele sunt dispuse simetric, de-o parte si de alta a placii cu stripuri. Primele doua placi de sticla sunt puse in contact direct cu stripurile metalice, urmatoarele doua placi de sticla, ca si cele de aluminiu, fiind separate printr-un distantor cu grosimea de 0,300 mm. Carcasa detectorului este facuta dintr-un tub de aluminiu cu sectiune dreptunghiulara cu dimensiunile exterioare de 40 mm x 80 mm x 330 mm si cu peretele gros de 4 mm.



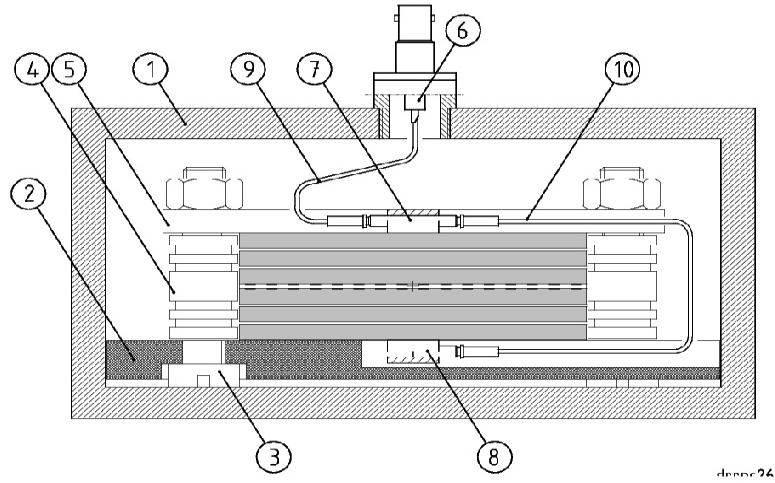


Fig. 5. Sectiune transversala prin detector

Amestecul gazos folosit ca mediu de detectie este amestecul standard: 85% C<sub>2</sub>F<sub>4</sub>H<sub>2</sub>, 10%SF<sub>6</sub> si 5%C<sub>4</sub>H<sub>10</sub>, in curgere continua, la presiunea atmosferica.

Masuratorile au fost realizate in laborator folosind o sursa de <sup>22</sup>Na. Aceasta a fost plasata intre carcasa detectorului si un detector scintilator NE102 (SCIP) cuplat direct cu un fotomultiplicator, asa cum se observa in figura. 6, intr-o geometrie bine definita.

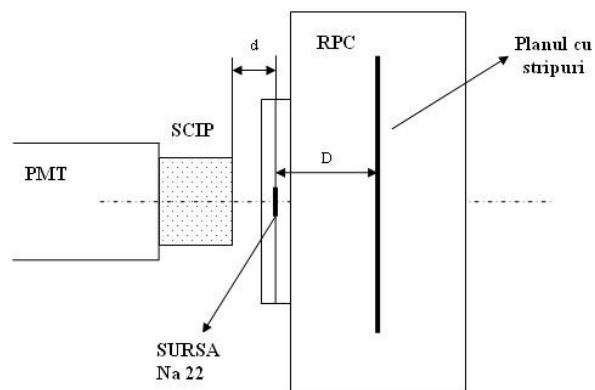


Fig. 6 Geometria de masurare a coincidentelor SCIP/RPC

O imagine a geometriei in aranjamentul experimental poate fi urmarita in figurile 7 si 8.

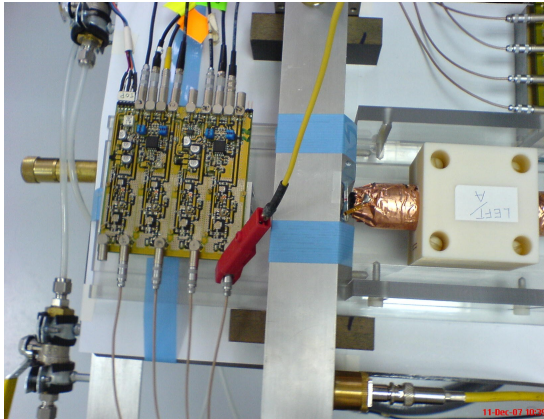
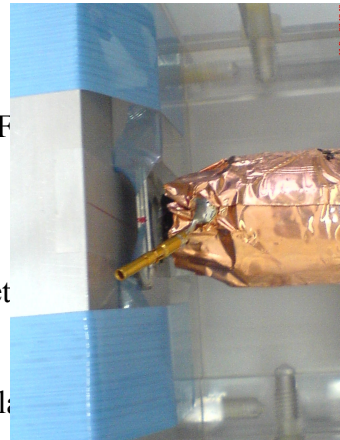


Fig. 7 Imagine a aranjamentului experimental



Prin aceasta geometrie se asigura:

- coaxialitatea sursei si a celor doi det
- ajustarea distantelor sursa detector;
- positionarea precisa si reproductibil: ceea ce permite determinarea precisa a elementelor geometrice care intervin in calculul eficientei absolute de detectie.

Au fost inregistrate semnalele furnizate de 4 din cele 14 stripuri ale detectorului, fiecare strip fiind "citit" la ambele capete.

Semnalele furnizate de detector au fost amplificate cu amplificatori rapizi, special proiectati pentru obtinerea informatiei de timp cu rezolutie temporala foarte buna de la detectorii RPC similari, bazati pe sticla comerciala, utilizati la modernizarea subdetectorului de TOF al aranjamentului experimental FOPI. O imagine a acestora se poate observa in figura 7.

Fiecare amplificator rapid are 4 intrari si 8 iesiri, deoarece furnizeaza simultan informatia de timp si cea de amplitudine a semnalului. Semnalul logic obtinut de la fiecare canal de discriminator a fost apoi introdus intr-un discriminator de tip leading-edge (LE). Dupa realizarea unui AND logic intre semnalele logice corespunzatoare celor doua capete ale fiecarui strip, semnalele obtinute la iesirea fiecaruia dintre cele patru AND-uri au fost introduse intr-un OR logic.

Semnalul de start a fost obtinut prin suprapunerea temporala a semnalului de la scintilator cu cel obtinut la iesirea OR-ului logic. Schema electronica utilizata pentru prelucrarea si inregistrarea semnalelor este prezentata in figura 9.

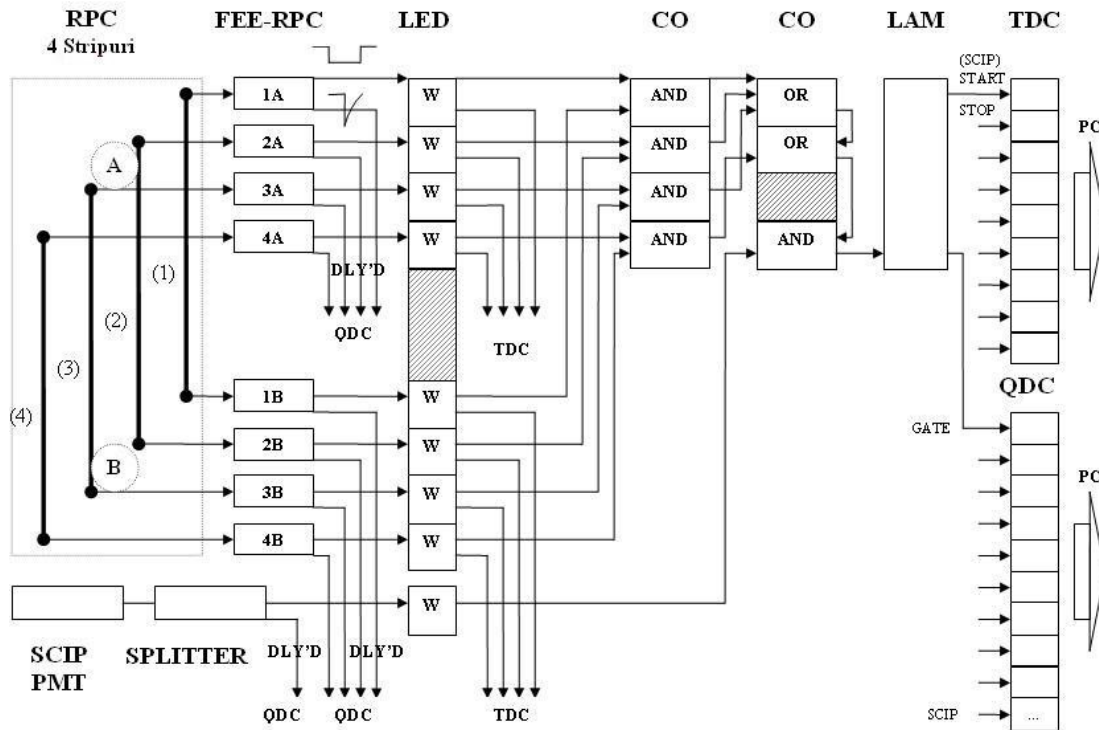


Fig. 9. Schema bloc a aranjamentului experimental

Spectrele de timp au fost inregistrate prin intermediul unui convertor analog-digital TDC LeCroy 2228A. Semnalele de sarcina au fost inregistrate prin intermediul unui convertor analog-digital ADC2249W.

### Rezultate experimentale

In figura 10 este prezentat spectrul de distributie a amplitudinilor de sarcina colectata. Forma exponentiala este tipica pentru spectrele produse de conversia radiatiei gama in acest tip de detector. Prin efect Compton radiatia gama creeaza cu cea mai mare probabilitate un electron intr-un singur gap. Spectrul de sarcina al unui detector cu un

singur subspatiu este de forma exponentiala, asa cum arata atat rezultatele experimentale cat si cele obtinute prin simularea proceselor fizice.

Spectrul sarcinii colectate furnizate de detectorul scintilator este prezentat in figura 11.

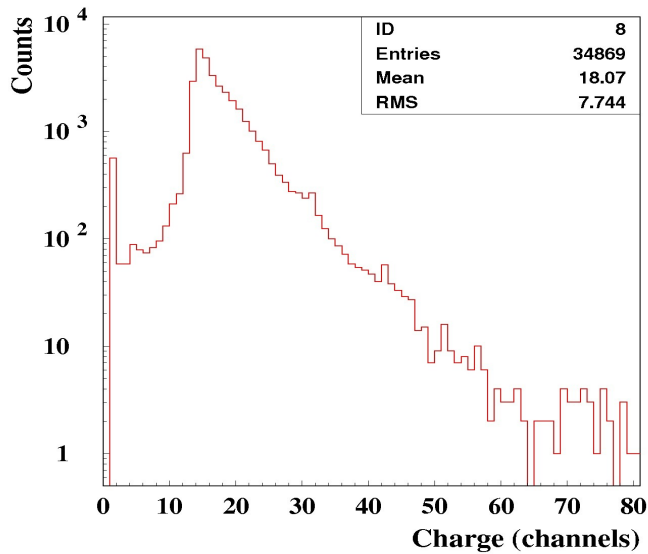
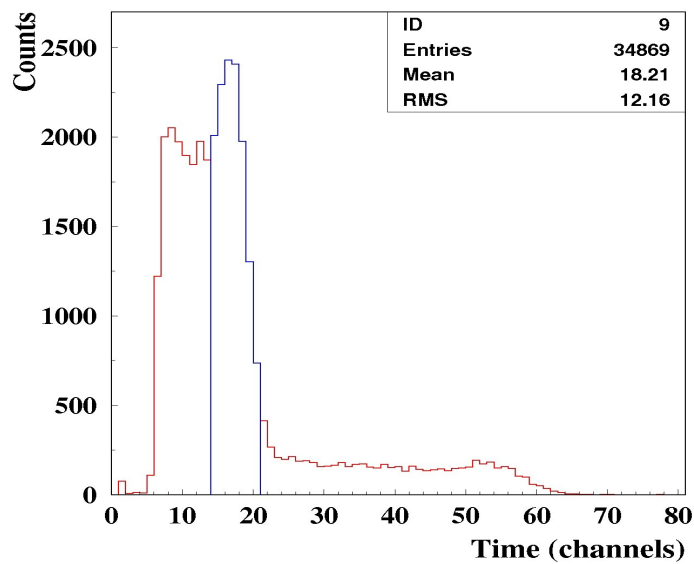


Fig. 10. Spectrul de sarcina colectata la unul din capetele stripurilor masurate

Fig. 11. Spectrul de sarcina colectata la unul din capetele stripului masurat



Se observa in spectrul de sarcina colectata al detectorului scintilator cele doua zone de absorbtie Compton, corespunzatoare celor doua radiatii gama de energii diferite: radiatia gama de 511 keV obtinuta prin anihilarea pozitronilor emisi de sursa de  $^{22}\text{Na}$  si radiatia gama de 1.27 MeV corespunzatoare tranzitiei pe nivelului fundamental al atomului de  $^{22}\text{Ne}$  rezultat in urma emisiei de pozitroni.

Impunand conditia de selectie a regiunii corespunzatoare absorbtiei Compton a radiatiei gama de 511 keV in scintilator, spectrul de timp de zbor obtinut pentru un strip este prezentat in figura. 12.

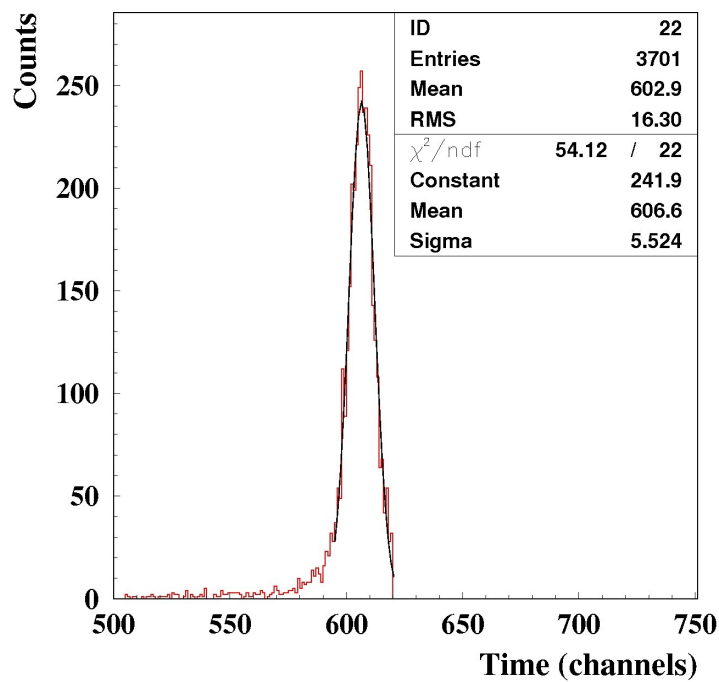


Fig 12. Spectrul de timp de zbor obtinut cu conditionare in regiunea de sarcina colectata corespunzatoare absorbtiei Compton a radiatiei gama de 511 keV in detectorul scintilator

Se observa ca numarul de evenimente pentru care se obtine un semnal de coincidenta este de 3701 intr-un timp de masura de 1045 min, ceea ce corespunde la o rata de 3.54 coincidente/minut.

Dintr-o masuratoare separata intre doi scintilatori identici (Fig.13, Fig.14) s-a obtinut spectrul de timp de zbor prezentat in figura 15.

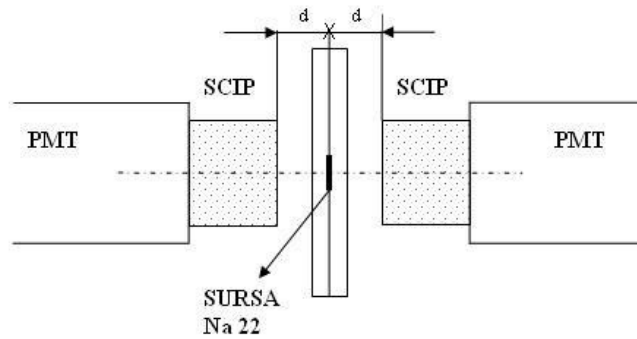


Fig. 13

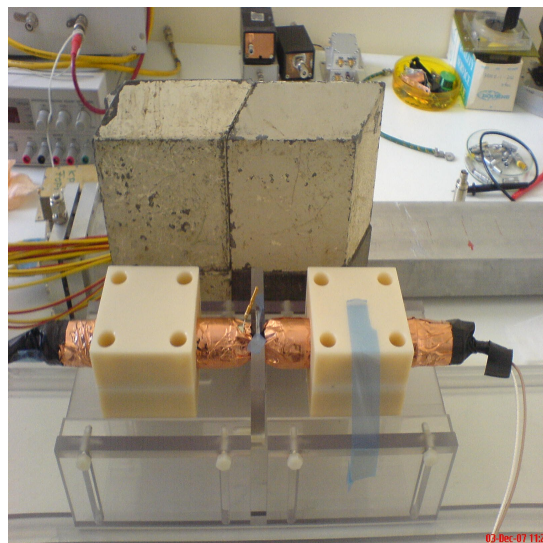


Fig. 14. Imaginea aranjamentului experimental utilizat in masuratorile de coincidenta intre scintilatori

Numarul de evenimente pentru care s-a obtinut coincidenta intre cei doi scintilatori in acest caz a fost de 412 984 intr-un timp de masura de 2650 minute, ceea ce corespunde la o rata de 155,84 coincidente/minut.

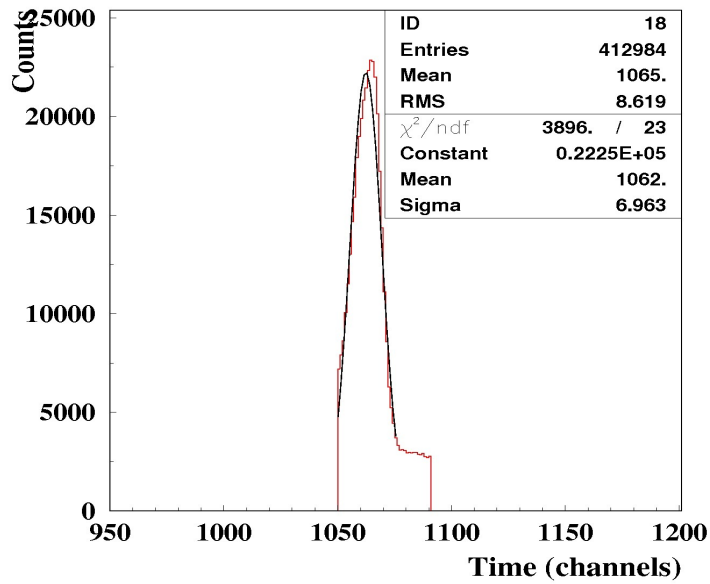


Fig. 15. Spectrul de timp de zbor obtinut cu conditionare in regiunea de sarcina colectata corespunzatoare absorbtiei Compton a radiatiei gama de 511 keV in detectorul scintilator

Pentru calculul eficientei de detectie a fost necesar sa se evalueze corectiile de unghi solid al caror calcul s-a facut tinand seama de dimensiunile scintilatorului (Fig. 16) si de geometria stripurilor de redare a semnalelor RPC-urilor (Fig.17):

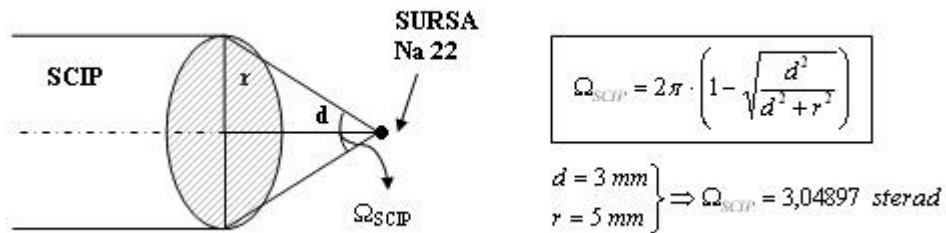


Fig. 16. Geometria SCIP/Sursa  $^{22}\text{Na}$

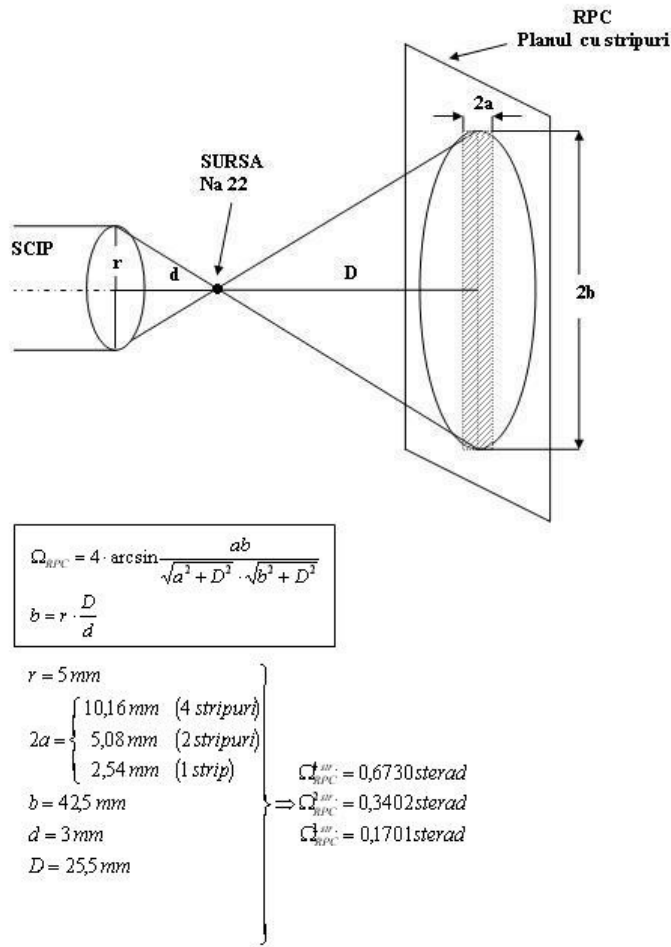


Fig. 17. Geometria RPC/Sursa  $^{22}\text{Na}$ /SCIP

Cunoscand numarul de evenimente care au generat coincidente, timpul de masura si unghiul solid corespunzator, s-a putut face calculul ratei de numarare in unitatea de unghi solid, care in cazul scintilatorului a fost  $R_{SCIP} = 50.54$  fotoni/min/sterad, iar in cazul detectorului MSMGRPC a fost  $R_{MSMGRPC} = 20.82$  fotoni/min/sterad.

Pentru calculul ratei de producere a fotonilor gama de 511 keV, s-a tinut seama de faptul ca dupa dezintegrarea  $\beta^+$  atomul de  $^{22}\text{Na}$  trece intr-o stare excitata a atomului de  $^{22}\text{Ne}$ , trecerea in starea fundamentala facandu-se prin emisia unei radiatii gama de 1,274 MeV (a se vedea Anexa 1). Activitatea sursei a fost masurata pentru radiatie gama de 1,274 MeV. S-a facut o actualizare a activitatii sursei tinand cont de activitatea ei initiala si de timpul de injumatatire. Rata de producere a fotonilor gama de 511 keV s-a calculat conform relatiei:



$$R(511keV) = \frac{\mu(511keV)}{\mu(1274.5keV)} \frac{A(1274.5keV)}{\Omega} = 162210.7 \text{ per. fot. / min / sterad}$$

unde :

$\mu(511 \text{ keV})$  = randamentul de generare de perechi de fotoni de 511 keV;

$\mu(1274,5 \text{ keV})$  = randamentul de emisie de fotoni de 1274,5 keV ;

$\Omega$  = unghiul solid in care emite sursa.

Eficacitatea absoluta de detectie a detectorului de plastic scintilator este :

$$\epsilon_{SciP} = \frac{R_{SciP}}{R(511keV)} = 0.0312\%$$

Eficacitatea absoluta de detectie a MsMgRPC este :

$$\epsilon_{MSMGRPC} = \frac{R_{MSMGRPC}}{R(511keV)} = 0.0128\%$$

Raportul celor doua eficacitati  $\epsilon_{SciP}/\epsilon_{MSMGRPC}=2,4375$ , ceea ce arata ca eficacitatea absoluta de detectie a detectorului de plastic scintilator pentru radiatia gama de 511 keV este de aproximativ 2,5 ori mai buna decat a detectoruli MSMGRPC.

Trebuie insa subliniat aici ca valoarea estimata pentru detectorul cu electrozi rezistivi este subestimata deoarece factorul de amplificare al amplificatorului rapid a fost setat la o valoare mica, astfel incat multe dintre semnale au fost sub pragul discriminatorului. De asemenea, un alt factor care a afectat masuratoarea a fost faptul ca amestecul de gaz utilizat ca mediu de detectie nu se formeaza dinamic, din buteliile originale, ci el este realizat anterior masuratorii, intr-o butelie separata, in care presiunea maxima de umplere este limitata de presiunile de vapori ale componentelor care alcatuiesc amestecul. Din acest motiv rata de curgere a gazului prin detector nu a fost constanta, afectand rata evenimentelor inregistrate de detectorul MSMGRPC.

Valorile masurate de noi concorda inasa cu valorile raportate in literatura de specialitate de catre alti autori cu preocupari similare, asa cum se poate observa in figura 18 [10].

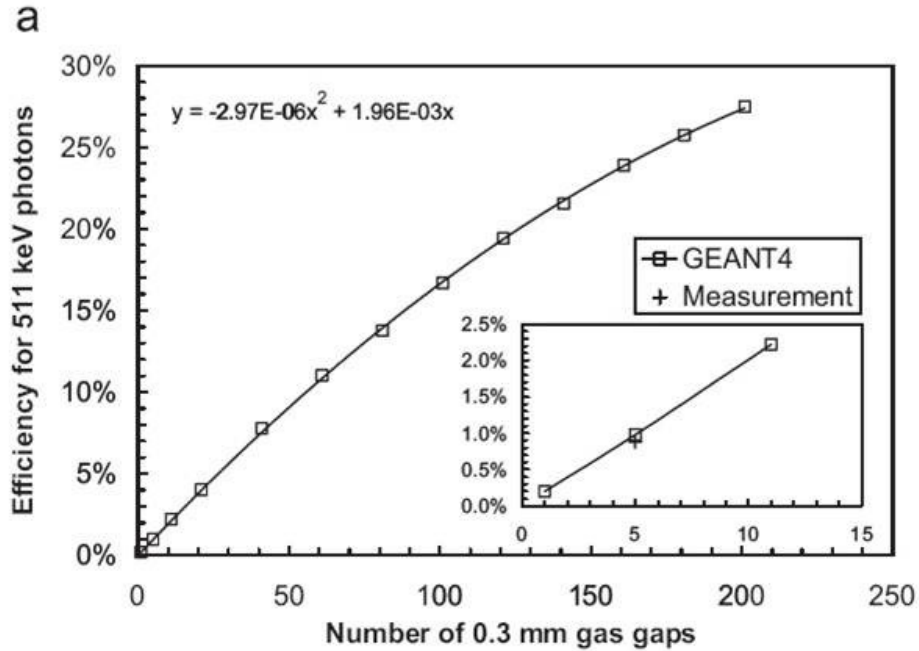


Fig. 18. Eficacitatea de detectie pentru fotonii de 511 keV in functie de numarul de spatii dintre electrozi

Se observa ca pentru un detector de tip RPC cu 4 spatii intre electrozi valoarea obtinuta [2] este de ~0,7%.

## Concluzii

- Rezultatele simularilor Monte Carlo demonstreaza posibilitatea utilizarii RPC-urilor realizate de noi ca detectori de imagine pentru aplicatii PET
- Eficienta de detectie a radiatiei gama masurata de noi concorda cu valorile raportate in literatura; valorile obtinute sunt subestimate datorita valorii mici a "gain-ului" amplificatoarelor si utilizarii unei rate mici de curgere a gazului din motive economice
- Rezultatele demonstreaza posibilitatea utilizarii RPC-urilor in arhitectura dezvoltata de noi ca detectori de imagine in tomografia cu emisie de pozitroni furnizand domeniului fizicii aplicative o solutie de tomograf cu performante care sa le depaseasca pe cele ale tehnologiei PET actuale

## Bibliografie

1. Arman Rahim, Ph-Thesis, Univ. of British Columbia, May 2005
2. M. Couceiro et al., Nucl. Instr. & Meth. Phys. Res. A 580 (2007) 915-918
3. D. De Freitas et al., Nucl. Instr. & Meth. Phys. Res. A 569 (2006) 409-411
4. D. Strul et al., Nuclear Physics B (Proc. Suppl.) 125 (2003) 75-79  
L. Eriksson et al, Nucl. Instr. & Meth. Phys. Res. A 580 (2007) 836-842
5. A. Blanco et al., Nucl. Instr. & Meth. Phys. Res. A 567 (2006) 96-99
6. J. L. Herraiz et al., Nucl. Instr. & Meth. Phys. Res. A 580 (2007) 934-937
7. M.Petrovici, N.Herrmann, K.D.Hildenbrand, G.Augustinski,  
M.Ciobanu, I.Cruceru, M.Duma, O.Hartmann, P.Koczon, T.Kress,  
M.Marquardt, D.Moisa, M.Petris, C.Schroeder, V.Simion, G.Stoicea,  
J.Weinert, "A Large Area Glass Resistive Plate Chamber with Multistrip Readout",  
Nucl. Instr. and Methods A 487 (2002), 337
8. M.Petrovici, N.Herrmann, K.D.Hildenbrand, G.Augustinski, M.Ciobanu,  
I.Cruceru, M.Duma, O.Hartmann, P.Koczon, T.Kress, M.Marquardt, D.Moisa,  
M.Petris, C.Schroeder, V.Simion, G.Stoicea, J.Weinert, "Multistrip, Multigap,  
Symmetric RPC", Nucl. Instr. and Methods A 508 (2003),75.
9. M.Petrovici et al., CBM Progress Report 2006, ISBN: 978-3-9811298-1-6, p.43.

