



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
POSGRADO EN CIENCIAS FÍSICAS
FÍSICA MÉDICA

CARACTERIZACIÓN DE MÓDULOS DE DETECCIÓN
PARA UN PROTOTIPO DE PEM

TESIS
QUE PARA OPTAR POR EL GRADO DE:
MAESTRO EN CIENCIAS (FÍSICA MÉDICA)

PRESENTA:
EDGAR CALVA CORAZA

DIRECTOR DE TESIS
DR. HÉCTOR ALVA SÁNCHEZ

MIEMBROS DEL COMITÉ TUTORAL
DRA. MARÍA ISABEL GAMBOA DE BUEN
INSTITUTO DE CIENCIAS NUCLEARES
DRA. PAOLA BALLESTEROS ZEBADÚA
INSTITUTO NACIONAL DE NEUROLOGÍA Y NEUROCIRUGÍA
MED. ESP. IVÁN EUDALDO DÍAZ MENESES
INSTITUTO NACIONAL DE NEUROLOGÍA Y NEUROCIRUGÍA

CIUDAD DE MÉXICO, AGOSTO 2017



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

JURADO ASIGNADO:

- Miembro 1: Dra. Lucía Medina Gómez
Miembro 2: M. en C. Euridice Rioja Guerrero
Miembro 3: Dr. Héctor Alva Sánchez
Miembro 4: M. en C. Sarahí Rosas González
Miembro 5: M. en I. Fernando Trejo Ballado

La tesis se realizó en el Instituto de Física, UNAM

Fís. Edgar Calva Coraza
edgarcalva@ciencias.unam.mx.

TUTOR DE TESIS:

Dr. Héctor Alva Sánchez

*Quiero agradecer a mi familia, mis amigos, mis profesores y a esta Universidad que
me han dado todo.*

Agradecimientos

Quiero agradecer al M. en C. Tirso Murrieta Rodríguez por su apoyo y colaboración al proyecto, pues sin su participación muchos de los resultados no se hubieran logrado. A la Dra. Mercedes Rodríguez Villafuerte y al Dr. Arnulfo Martínez Dávalos por sus consejos y observaciones durante el desarrollo de esta tesis.

Al igual, agradezco a la Facultad de Medicina, al M. en C. Adolfo Zárate y al Fís. Armando Flores por su apoyo en el suministro de ^{18}F . Al M. en I. Hesiquio Vargas del Instituto de Física, por el diseño y fabricación de la caja oscura donde se realizaron todos los experimentos reportados en esta tesis.

Este proyecto fue parcialmente financiado por la Dirección General de Asuntos del Personal Académico, Programa de Apoyo a Proyectos de Investigación e Innovación Tecnológica número TA100115, IN110616 y IN108615.

Agradezco al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología por la beca que me otorgó durante los estudios de Maestría en Ciencias en un programa de Posgrado de Calidad Internacional y al programa Problemas Nacionales 2015-612. Al apoyo a los estudios de posgrado (PAEP 2017) por el apoyo financiero para la compra de material de laboratorio.

Por último agradezco al Consejo Mexiquense de Ciencia y Tecnología (COMECYT) por su apoyo con la Beca Tesis de Licenciatura y Posgrado.

Abstract

In this thesis was made the characterization of two detection modules for a prototype of positron emission mammography (PEM) that is in development in the laboratory of Biomedical Imaging of the Institute of Physics of UNAM.

Both detection modules were assembled with scintillators LYSO pixel crystals of 40×40 elements with a pitch size of 1.43 mm (total area of 57.4 mm \times 57.4 mm), solid state detectors Model ArrayC-60035-64P SensL with arrays of 8×8 SiPM squares 6 mm side, joined by an optical coupler.

The decoding of the position was made using three different electronic cards, all of them based on the logic of symmetrical charge division. Two of them are made from AIT-branded diodes model AB4T-ArrayB64P and Abt-ArrayB64P, with 4 and 16 output signals, respectively. The third built in the IFUNAM based on resistances with 16 output signals.

The signals from the different electronic cards were digitized in an ADC system. A graphical interface was programmed for saving data from the system. These data were analyzed in MATLAB to generate the crystals maps and energy spectra.

In first place the optical coupler interface was optimized, the combination formed by a polymethylmethacrylate plate (PMMA), 6 mm thick, and an optical interface plate in gel brand Eljen technology model EJ-560 of 1 mm thick, provided a better performance in terms of the number of elements visible in the crystals map.

We studied the behavior of the detection modules at two temperatures, 23 °C and 15 °C. No significant difference was found so the system is able to operate at room temperature.

The evaluation of the electronic cards was made from counting the number of elements visible in the crystals map, make the Voronoi diagrams for geometric distortion correction, calculate the correction matrix for non-uniformity and determine the energy

resolution of each element.

The electronic card with less geometric distortion, uniform response in the greater detector area, better energy resolution and greater number of visible elements in the crystals map was the card developed in the IFUNAM. The quality of the crystals map was valued quantitatively with the restitution coefficient in the central and periphery zone giving lower values of 0.42, which demonstrates a very low geometric distortion and a good peak/valley ratio.

For images construction it is needed place two detection modules, one in front of the other to operate them in coincidence. However, it was not possible to use the IFUNAM card or the 16-signal AiT card due to the lack of a 32-channel digitalization system, so the 4-channel card was used. Two PEM image reconstruction algorithms were implemented: parallel beam geometry and focal plane tomography for a linear source of 1 mm diameter. The spatial resolution was 2.94 mm and 3.44 mm, respectively.

Finally, we evaluated the response of a detection module with the IFUNAM card for LYSO pixeled crystals of different pitch size. We observed that the system is able to visualize all elements of a pixeled crystal with a pitch size close to 1 mm, preserving the good energy resolution, good peak/valley ratio, great uniformity and low geometric distortion as in the large crystal of 40×40 elements case. This detection module is recommended for the PEM prototype.

The detection module is recommended with the LYSO crystal of 40×40 elements and the IFUNAM card for the assembly of the prototype of PEM.

Resumen

En la presente tesis se hizo la caracterización de dos módulos de detección para un prototipo de mamógrafo por emisión de positrones (PEM) que se encuentra en desarrollo en el Laboratorio de Imágenes Biomédicas del Instituto de Física de la UNAM.

Ambos módulos de detección se armaron con cristales centelladores LYSO pixelizados de 40×40 elementos con un tamaño de pitch de 1.43 mm (área total de $57.4 \text{ mm} \times 57.4 \text{ mm}$), detectores de estado sólido modelo ArrayC-60035-64P de la marca SensL con arreglos de 8×8 SiPM cuadrados de 6 mm de lado, unidos por un acoplador óptico.

La decodificación de la posición se hizo utilizando tres tarjetas electrónicas diferentes, todas ellas basadas en la lógica de división simétrica de la carga. Dos de ellas hechas a base de diodos de la marca AiT modelo AB4T-ArrayB64P y ABT-ArrayB64P, con 4 y 16 señales de salida, respectivamente. La tercera construida en el IFUNAM a base de resistencias con 16 señales de salida.

Las señales provenientes de las diferentes tarjetas electrónicas se digitalizaron en un sistema ADC y se programó una interfaz gráfica para la captura de datos provenientes del sistema. Estos datos fueron analizados en Matlab para generar los mapas de cristales y espectros en energía.

En primer lugar se optimizó la interfaz de acoplador óptico, siendo la combinación formada por una placa de polimetilmetacrilato (PMMA), de 6 mm de espesor, y una placa de interfaz óptica en gel, marca Eljen Technology modelo EJ-560 de 1 mm de espesor, la que proporcionó un mejor desempeño en cuanto al número de elementos visibles en el mapa de cristales.

Se estudió el comportamiento de los módulos de detección a dos temperaturas, 23°C y 15°C . No se encontró una diferencia significativa por lo que el sistema es capaz de operar a temperatura ambiente.

La evaluación de las tarjetas electrónicas se hizo a partir de contar el número de elementos visibles en el mapa de cristales, hacer los diagramas de Voronoi para la co-

rección de distorsión geométrica, calcular la matriz de corrección por no uniformidad y determinar la resolución en energía de cada uno de los elementos.

La tarjeta electrónica con menor distorsión geométrica, respuesta uniforme en la mayor área del detector, mejor resolución en energía y mayor número de elementos visibles en el mapa de cristales fue la tarjeta desarrollada en el IFUNAM. La calidad del mapa de cristales fue valorada cuantitativamente con el coeficiente de restitución en la zona central y en la periferia dando valores menores de 0.42, lo que demuestra una muy baja distorsión geométrica y un buen cociente pico/valle.

Para la formación de imágenes se necesita colocar los dos módulos de detección, uno frente al otro para operarlos en coincidencia. Sin embargo, no fue posible utilizar la tarjeta IFUNAM o la tarjeta AiT de 16 señales debido a la falta de un sistema de digitalización de 32 canales, por lo que se usó la tarjeta de 4 canales. Se implementaron dos algoritmos de reconstrucción de imagen en PEM: geometría de haz paralelo y tomografía de plano focal para una fuente lineal de 1mm de diámetro. La resolución espacial fue de 2.94 mm y 3.44 mm, respectivamente.

Por último, se evaluó la respuesta de un módulo de detección con la tarjeta del IFUNAM para cristales LYSO pixelizados de diferente tamaño de pitch, observado que el sistema es capaz de visualizar la totalidad de elementos de un cristal pixelizado con tamaño de pitch cercano a 1 mm, conservando la baja resolución en energía, cociente pico/valle, uniformidad y baja distorsión geométrica que en el caso del cristal grande de 40×40 elementos.

Se recomienda el módulo de detección con el cristal LYSO de 40×40 elementos y la tarjeta IFUNAM para el armado del prototipo de PEM.

Índice general

Índice de figuras	XIII
Índice de tablas	XV
1. Introducción	1
1.1. Presentación	1
1.2. Objetivo	2
1.3. Motivación	3
1.4. Hipótesis	4
1.5. Planteamiento del problema	4
1.6. Contribuciones	4
1.7. Estructura de la tesis	5
2. Antecedentes y Conceptos Básicos	9
2.1. Principios físicos de la imagen nuclear	10
2.1.1. Cristal LYSO	12
2.1.2. Fotomultiplicadores de Silicio	15
2.1.3. Tarjetas electrónicas	16
2.2. Métodos y materiales	17
2.3. Procedimientos	20
2.3.1. Diagramas de Voronoi	20
2.3.2. Matriz de corrección por no uniformidad	21
2.4. Sistema de adquisición de datos	22
2.5. Formación de imágenes	23
2.5.1. Geometría de haz paralelo	23
2.5.2. Tomografía de plano focal	24
3. Resultados: Módulos de Detección	27
3.0.3. Optimización de los módulos de detección	28
3.0.4. Dependencia con la Temperatura	34
3.0.5. Tarjeta renglón-columna de la marca AiT	36
3.0.6. Tarjeta IFUNAM de renglón-columna	39
3.1. Diagramas de Voronoi y corrección por distorsión geométrica	42

ÍNDICE GENERAL

3.2. Matriz de uniformidad	45
3.3. Resolución en energía	47
4. Algoritmos de Reconstrucción	55
4.1. Geometría de Haz Paralelo	55
4.2. Tomografía de Plano Focal	59
5. Sistema de detección propuesto para el prototipo de PEM	67
6. Conclusiones	75
A. Código	77
A.1. Código del Software para captura de Datos provenientes del equipo PEM	77
A.2. Configuración de la Tarjeta de Red	80
Bibliografía	81

Índice de figuras

2.1. Esquema del funcionamiento de un detector semiconductor.	10
2.2. Esquema de decaimiento del ^{18}F	10
2.3. Esquema de decaimiento del ^{176}Lu	13
2.4. Espectro de emisión de LYSO.	13
2.5. Espectro en energía de un mapa de cristales del fondo LYSO.	14
2.6. Espectro en energía del fondo LYSO para dos cristales de diferente tamaño.	15
2.7. Esquema del funcionamiento de un detector SiPM en modo Geiger.	16
2.8. Esquema de un circuito basado en división simétrica de la carga.	17
2.9. Regiones de Voronoi.	21
2.10. Esquema del algoritmo de reconstrucción por geometría de haz paralelo.	24
2.11. Esquema del algoritmo de tomografía de plano focal	25
3.1. Materiales utilizados	28
3.2. Software de captura de datos	29
3.3. Esquemas de los componentes de diversos arreglos de detector	30
3.4. Arreglo final de los componentes del detector	31
3.5. Mapa de cristales del Det 1	32
3.6. Mapa de cristales del Det 2	33
3.7. Esquema del sistema de enfriamiento	34
3.8. Comparación de dos mapas de cristales tomados a diferente temperatura	35
3.9. Espectros en energía de los mapas de cristales	35
3.10. Mapa de cristales del Det 1 usando la tarjeta renglón-columna AiT	37
3.11. Mapa de cristales del Det 2 usando la tarjeta renglón-columna AiT	38
3.12. Tarjeta renglón-columna hecha en el IFUNAM	39
3.13. Mapa de cristales del Det 2 usando la tarjeta IFUNAM renglón-columna.	41
3.14. Diagrama de Voronoi del Det 1 con la tarjeta AiT de 4 canales.	42
3.15. Diagrama de Voronoi del Det 2 con la tarjeta AiT de 4 canales.	42
3.16. Diagrama de Voronoi del Det 1 con la tarjeta AiT renglón-columna.	43
3.17. Diagrama de Voronoi del Det 2 con la tarjeta AiT renglón-columna.	43
3.18. Diagrama de Voronoi del Det 2 con la tarjeta IFUNAM renglón-columna.	44
3.19. Matriz de Uniformidad para la tarjeta AiT de 4 canales	46
3.20. Matriz de Uniformidad para la tarjeta AiT renglón-columna	46
3.21. Matriz de Uniformidad para la tarjeta renglón-columna del IFUNAM.	47

ÍNDICE DE FIGURAS

3.22. Resolución en energía para el Det 1 usando la tarjeta de 4 canales marca AiT.	49
3.23. Resolución en energía para el Det 2 usando la tarjeta de 4 canales marca AiT.	49
3.24. Resolución en energía para el detector 1 usando la tarjeta renglón-columna marca AiT.	50
3.25. Resolución en energía para el detector 2 usando la tarjeta renglón-columna marca AiT.	50
3.26. Resolución en energía para el detector 2 usando la tarjeta renglón-columna IFUNAM.	51
3.27. Histogramas de la resolución en energía.	53
4.1. Fotografía del montaje experimental de una fuente lineal entre dos detectores.	56
4.2. Imágenes usando geometría de haz paralelo de una fuente lineal sin ninguna corrección de imagen.	56
4.3. Imágenes usando geometría de haz paralelo de una fuente lineal.	57
4.4. Fotografía del montaje experimental de tres fuentes lineales entre dos detectores.	57
4.5. Imagen de 3 fuentes lineales por PBG sin corrección por distorsión geométrica.	58
4.6. Imagen de tres fuentes lineales entre dos detectores hecha con el algoritmo de geometría de haz paralelo corregidas por Voronoi.	58
4.7. Matriz de probabilidad de emisión dada la geometría del arreglo experimental usada para tomografía de plano focal.	62
4.8. Tomografía de plano focal de 1 fuente lineal a diferentes cortes.	63
4.9. Proyecciones de 1 fuente lineal hechas con tomografía de plano focal.	64
4.10. Tomografía de plano focal de 3 fuentes lineales a diferentes cortes.	65
4.11. Proyecciones de 3 fuentes lineales hechas con tomografía de plano focal.	66
5.1. Análisis del mapa de cristales obtenido con la tarjeta IFUNAM.	68
5.2. Fotografía del arreglo experimental de la tarjeta IFUNAM con cristales LYSO de diferente tamaño.	69
5.3. Mapa de cristales y perfiles típicos de diferentes cristales LYSO usando la tarjeta IFUNAM.	70
5.4. Espectros en energía de las regiones en amarillo del mapa de cristales de la figura 5.3.	71
5.5. Ajuste gaussiano para calcular el coeficiente de restitución para el mapa de cristales de 38×38 elementos.	72

Índice de tablas

2.1. Energía promedio y máxima para el positrón de ^{18}F , ^{13}N y ^{68}Ga junto con su alcance máximo y promedio en agua	11
2.2. Características del cristal centellador LYSO	12
2.3. Tarjetas decodificadoras de la posición utilizadas.	20
2.4. Canales ADC para las tarjetas decodificadoras utilizadas.	23
3.1. Cociente pico/valle de los mapas de cristales.	40
3.2. Número de Datos en la matriz de Uniformidad	45
3.3. Resolución en energía elemento por elemento.	51
4.1. Comparación del efecto de corregir por distorsión geométrica con PBG para 1 y 3 fuentes lineales.	59
5.1. Características de los cristales LYSO utilizados.	69
5.2. Cocientes pico/valle para cristales LYSO de diferente tamaño de pitch. .	70
5.3. Coeficientes de restitución para el mapa de cristales de 38×38 elementos	73

Introducción

1.1. Presentación

A nivel mundial el cáncer de mama es la quinta causa de muerte más frecuente y ocupa el segundo tipo de cáncer más común. Esta enfermedad se presenta en países desarrollados y subdesarrollados, con una mayor frecuencia en los países menos desarrollados (883,000 casos nuevos por año) en comparación con países desarrollados (794,000 casos nuevos por año) [GLOBOCAN, 2012]. En México, se estima que mueren cerca de 15 mujeres diario a causa de esta enfermedad [Rodríguez, 2015].

De acuerdo con la Secretaría de Salud, las mujeres entre 40 y 69 años de edad, o aquellas mujeres menores de 40 años que cuenta con antecedentes de cáncer de mama en familiares cercanos, deben realizarse de manera anual una mastografía para la detección temprana de lesiones. La mastografía es una imagen bidimensional de alta resolución de las mamas; mediante el uso de rayos X de baja energía provee información estructural detallada.

Adicionalmente a la mastografía se puede hacer una imagen de medicina nuclear, como es la tomografía por emisión de positrones (PET, *positron emission tomography*), que provee información fisiológica. En estos estudios se administra al paciente un radiofármaco emisor de positrones y después de un lapso de tiempo, que permita su biodistribución en el cuerpo, se toma una imagen que refleje la concentración de actividad en el volumen del paciente a través de la detección de la radiación emitida por el radionúclido. La mamografía por emisión de positrones (PEM, *positron emission mammography*) es un estudio de este tipo, específicamente diseñado para estudiar las glándulas mamarias. Un equipo PEM debe tener una resolución espacial del orden de 2.0 mm para ser capaz de detectar lesiones pequeñas [Cárdenas et al., 2013].

Un equipo PEM consta de dos placas de detectores opuestas entre si, usadas para detectar en coincidencia los fotones de aniquilación provenientes del radiofármaco pre-

sente en la mama. Las posiciones de interacción de estos fotones determinan las líneas de respuesta (LOR, *line of response*), que son aquellas rectas formadas por el par de coordenadas de un evento detectado. Para la reconstrucción de imágenes se pueden utilizar solamente las LOR paralelas mediante el algoritmo llamado Geometría de haz paralelo, o bien con el algoritmo de Tomografía de plano focal donde se aprovechan todas las LORs. Las imágenes de esta modalidad reflejan la distribución del radiofármaco administrado y con ello información fisiológica. La PEM es una técnica altamente sensible y específica, es útil en la detección de tumores pequeños y en etapas tempranas, puede ayudar a determinar si una lesión es maligna y permite dar seguimiento a la paciente bajo tratamiento.

En la actualidad los equipos PEM comerciales se basan en el uso de tubos fotomultiplicadores. Sin embargo, la tecnología de estado sólido ha demostrado ser capaz de crear detectores más compactos, con intervalos de operación de decenas de volts, a diferencia de los equipos convencionales que requieren varias centenas de volts. Además, estos detectores son insensibles a campos magnéticos, lo que permite la combinación de equipos de PET o PEM con resonancia magnética, estas propiedades son temas actuales de investigación.

1.2. Objetivo

Caracterizar los módulos de detección de un prototipo de mamografía por emisión de positrones (PEM) basados en cristales centelladores pixelizados LYSO (oxiortosilicato de lutecio con itrio) acoplados a detectores de estado sólido. La caracterización se realizará usando diferentes tipos de tarjetas electrónicas y a través de la evaluación de los mapas de cristales.

Los objetivos particulares que se pretenden cumplir con esta tesis son:

- Desarrollar programas para la adquisición de datos, la decodificación de la posición y determinación de la energía para cada fotón detectado.
- Obtener los mapas de cristales para diferentes configuraciones físicas de los detectores y de la electrónica utilizada.
- Analizar y comparar la calidad de los mapas de cristales para diferentes configuraciones del detector.
- Determinar las matrices de corrección por uniformidad, distorsión geométrica y resolución en energía a través de los diagramas de Voronoi.
- Implementar dos métodos de formación de imágenes en PEM: geometría de haz paralelo y tomografía de plano focal.

1.3. Motivación

El uso de detectores de estado sólido o semiconductores ha revolucionado los sistemas de imagen en medicina. Como antecedentes destaca el premio Nobel en 1956 otorgado a Shockley, Bardeen y Brattain por la invención del transistor y el desarrollo de la primera cámara gamma para SPECT en 1958 por Hal Oscar Anger [Anger, 1958].

Con el fin de lograr una alta resolución espacial tanto en los escáneres clínicos y preclínicos de PET, se deben acoplar matrices de centelleo con cristales individuales más pequeños que los elementos de matriz de SiPM (fotomultiplicadores de silicio). Una de las desventajas en el uso de SiPMs ha sido el ruido intrínseco más alto, particularmente en los primeros diseños. Sin embargo, en los últimos años, los desarrollos de SiPM han tomado dos enfoques dependiendo de su tamaño; los elementos de SiPM de área pequeña y los de área grande, de aproximadamente 3 y 6 mm, respectivamente. Con un objetivo en común, optimizar el rendimiento del módulo de detección en términos de resolución espacial, resolución en energía y resolución temporal.

Algunos grupos de investigación han centrado sus esfuerzos en el uso de SiPM pequeños ($3 \text{ mm} \times 3 \text{ mm}$) para lograr una alta resolución espacial [Spanoudaki et al., 2007]. Otro enfoque ha sido el uso de matrices con un gran número de SiPMs implicando un alto número de señales para procesar y digitalizar [Yamamoto et al., 2011] lo que implica un alto costo. Otros grupos han desarrollado estrategias de decodificación y multiplexeo de señales [Yoon et al., 2012], reportando exitosamente experimentos simultáneos de PET/MRI con un equipo de 3 T.

Pocas investigaciones se han realizado sobre el uso de matrices SiPM de gran tamaño para aplicaciones en PET. Uno de estos intentos fue reportado por Stolin [Stolin et al., 2014] donde utilizaron SiPM SensL SB-8, que consiste en una matriz de 8×8 elementos cuadrados con 6 mm de lado, acoplado a varios cristales centelladores. Para la decodificación se usaron dos tarjetas electrónicas basadas en diodos, una de ellas para convertir 64 señales en 16 (8 para renglones y 8 para columnas) y la segunda para reducir de 64 a solo 4 señales. Sus resultados indican que su arreglo podía resolver cristales LYSO de 1,57 mm de pitch con cualquiera de las dos tarjetas. Sin embargo, los histogramas del mapa de cristales mostraron importantes distorsiones y no uniformidades.

Más recientemente, se reportó el diseño un detector para animales pequeños o para imágenes cerebrales humanas basado en cristales LYSO pixelizados acoplados a SiPM de $6 \times 6 \text{ mm}^2$ de área activa [Du et al., 2016]. Sus resultados demuestran una mejor calidad si el sistema es enfriado cerca de los 5 °C.

Desde entonces, la tecnología de los detectores en medicina nuclear ha evolucionado de forma importante. En este trabajo se pretende utilizar SiPM, un tipo de detectores de estado sólido, acoplados a cristales centelladores LYSO pixelizados, con un tamaño

1. INTRODUCCIÓN

de pitch de 1.44 mm para competir con la resolución espacial de los equipos actuales que es de 2 mm.

El Laboratorio de Imágenes Biomédicas del Instituto de Física de la UNAM cuenta con una amplia experiencia en el uso de este tipo de detectores. En 2015, el equipo de trabajo de este laboratorio, propuso la sustitución de los sistemas de detección en equipos comerciales actuales basados en PMT por detectores de estado sólido [Osorio Duran, 2016].

Además de ser un área actual muy activa de investigación, los motivos para usar esta tecnología son:

- Los equipos de detección pueden ser más compactos
- Operar con voltajes de decenas de volts y ser insensibles a la influencia de campos magnéticos externos [Giussani and Hoeschen, 2013].

1.4. Hipótesis

- Los SiPM permiten obtener imágenes de medicina nuclear de buena calidad como la que se obtiene con la tecnología actual de tubos fotomultiplicadores.
- El uso de tarjetas decodificadoras de la posición basadas en la división simétrica de carga (SCD) permiten obtener imágenes de mejor calidad que las obtenidas con tarjetas basadas en la lógica de Anger.

1.5. Planteamiento del problema

El uso de detectores de estado sólido podría mejorar los equipos actuales de uso clínico. La necesidad de fusión de imágenes de diferentes modalidades hacen necesario el desarrollo de detectores que permitan combinar dos o más modalidades de imagen como pueden ser equipos de medicina nuclear y resonancia magnética.

1.6. Contribuciones

El uso de los detectores de estado sólido nuevos permite obtener imágenes de medicina nuclear con una calidad de imagen y desempeño igual o mejor que los de la tecnología actual basada en PMT sensibles a la posición.

En este trabajo se realizó una caracterización de los módulos de detección usando diferentes tarjetas electrónicas para comparar la calidad de imagen. Las tarjetas decodificadoras empleadas fueron: una tarjeta marca AiT de 4 canales basada en división simétrica de la carga (SCD, *symmetric charge division*) fabricada utilizando diodos, una tarjeta renglón-columna también de la marca AiT hecha a base de diodos [AiT, 2017] y una tarjeta desarrollada y construida en el Laboratorio de Imágenes Biomédicas del IFUNAM basada en la lógica de renglón-columna mediante un arreglo de resistencias.

Se preve estudiar el comportamiento de los módulos de detección a temperaturas bajas ($\sim 15^\circ\text{C}$) y observar si la calidad de imagen mejora.

Además se implementaron dos algoritmos de reconstrucción: geometría de haz paralelo y tomografía de plano focal; este último permitirá obtener imágenes de cortes paralelos a los planos de detección mediante el uso de líneas de respuesta (LOR, *line of response*) oblicuas.

1.7. Estructura de la tesis

La presente tesis describe el trabajo realizado en la caracterización de los módulos de detección. Para lograr dicho objetivo, el trabajo se dividió en los siguientes puntos:

Caracterización de los detectores

- Para la formación de los detectores se deberán acoplar cristales pixelizados de LYSO cuadrados de 57.4 mm de lado con 40×40 elementos individuales con 1.43 mm de pitch a los detectores de estado sólido. Éstos son arreglos de 8×8 SiPM cuadrados de 7 mm de lado de la compañía SensL, modelo ArrayC-60035-64P. El acoplamiento requiere utilizar guías de luz de acrílico de calidad óptica, grasa óptica y/o placas de gel óptico. Se deberán probar configuraciones diferentes combinaciones para obtener el arreglo que proporcione el mapa de cristales de mejor calidad.
- La decodificación de la posición se realizará utilizando dos tarjetas electrónicas comerciales basadas en arreglos de diodos (ABT-ArrayB64P y AB4T-ArrayB64P de AiT Instruments) y con una tarjeta desarrollada en el IFUNAM basada en arreglos de resistencias con lógica SCD.

Obtención de datos

- Se utilizará un sistema de adquisición de datos comercial basado en FPGAs. El sistema cuenta con 16 canales de digitalización de 12 bits de resolución.
- Se programará una interfaz gráfica en Java para la obtención de datos provenientes del sistema de adquisición.

1. INTRODUCCIÓN

- Desarrollo de un programa que forme las imágenes con los datos digitalizados. Con estos programas se deberán formar los mapas de cristales.
- Se obtendrán imágenes utilizando fuentes radiactivas y maniqués llenos con emisores de positrones. Se obtendrán imágenes de cada detector en modo de eventos individuales y también utilizando un par de detectores funcionando en coincidencia.

Análisis de Datos

- Los mapas de cristales se evaluarán considerando el número de elementos visibles, la distorsión geométrica, ruido, uniformidad de la imagen, el cociente pico/valle y la resolución en energía.
- El análisis de los mapas de cristales se realizará implementando los diagramas de Voronoi a través de la triangulación de Delaunay. Este paso requerirá la identificación manual de los centroides de los mapas de cristales.
- Se desarrollarán los programas para la generación de imágenes obtenidas en coincidencia utilizando los métodos de geometría de haz paralelo y tomografía de plano focal.

Optimización de los módulos de detección

- Con las regiones de Voronoi se generarán las matrices de corrección por no uniformidad y distorsión geométrica. Se aplicarán ventanas en energía en cada uno de los elementos para la eliminación de eventos dispersados.
- Se compararán las imágenes obtenidas con las configuraciones diferentes de los módulos de detección. Para esto se generarán histogramas de uniformidad y de resolución en energía.
- Se calculará el índice de resolución para los mapas de cristales para obtener un número que refleje cuantitativamente la calidad de las imágenes en cuanto a distorsión geométrica y en la facilidad de la identificación de los elementos individuales.
- Obtener la configuración y los parámetros de imagen que ofrezcan la mayor eficiencia en el número de elementos detectados, el menor índice de resolución, la mejor resolución en energía y la respuesta más uniforme.

Esta tesis está dividida en 6 capítulos. En el primer capítulo se da una introducción al proyecto, en este se muestra el motivo, los retos a superar y el procedimiento para lograr este objetivo. En el segundo capítulo se da el marco teórico de los temas que se usarán en el resto de la tesis, además de la metodología y las propiedades de los materiales usados en este trabajo. En el tercer capítulo se describen los resultados de la caracterización de los módulos de detección con el uso de tres tarjetas electrónicas

diferentes. El cuarto capítulo describe dos algoritmos de reconstrucción de imágenes: geometría de haz paralelo y tomografía de plano focal. El quinto capítulo describe y analiza con más detalle el sistema de detección propuesto para la construcción del PEM y por último en el capítulo seis se dan las conclusiones.

En el apéndice A se presenta el código usado en el software para la adquisición de datos del prototipo del equipo PEM así como la descripción de los pasos necesarios para configurar el cable de comunicación de red entre el convertidor analógico-digital y la tarjeta Ethernet de la computadora.

Antecedentes y Conceptos Básicos

En el presente capítulo se da una introducción de los principios físicos y tecnológicos en los que se basa la medicina nuclear, en especial la técnica de mamografía por emisión de positrones.

El marco teórico se divide en cuatro partes: en la primera parte se explica la física del proceso de detección para la formación de imágenes, en la segunda se muestran las propiedades físicas de los componentes electrónicos y ópticos más importantes en la construcción del PEM, en la tercera se explican los métodos para corrección de imágenes por distorsión geométrica y no uniformidad y en la última se explica el procesamiento de datos para la formación de imágenes.

Un detector semiconductor se compone principalmente de dos materiales en contacto, uno de tipo p (faltante de cargas negativas) y otro tipo n (con exceso de cargas negativas). A este dispositivo se le aplica una diferencia de potencial de algunas decenas de volts con el polo positivo conectado al material tipo n y el polo negativo al material tipo p a fin de generar un zona de agotamiento (*depletion zone*) como se muestra en el esquema 2.1. Cuando la radiación interacciona con la zona de agotamiento se producen varios pares electrón-hueco; los electrones son atraídos al polo positivo y los hueco se mueven al polo negativo, formando una corriente en los electrodos y con ello una señal [Cherry et al., 2016].

El uso de detectores semiconductores tiene varias ventajas frente a los PMT ya que estos son insensibles a campos magnéticos externos y poseen una mayor resolución en energía; sin embargo, tienen una menor eficiencia cuántica de detección [Hendee, 2003], definida como el cociente entre el número de fotones detectados y el número total de fotones incidentes en el detector, por cien.

Un equipo PEM consta de dos placas de detectores, una frente a la otra, con las que se detectan los fotones provenientes de un evento de aniquilación de un positrón. Las señales eléctricas generadas por los detectores deben ser procesadas matemáticamente

2. ANTECEDENTES Y CONCEPTOS BÁSICOS

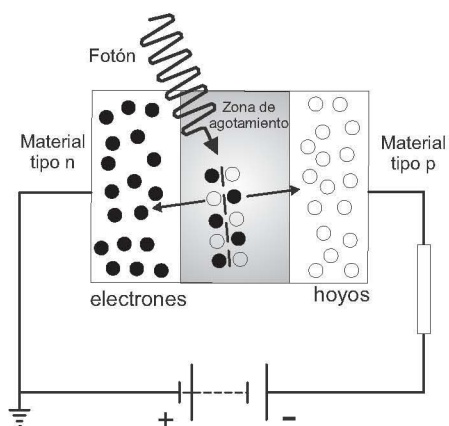


Figura 2.1: Esquema del funcionamiento de un detector semiconductor.

para determinar la posición en la que incidió el fotón de aniquilación y la energía que tenía al momento de ser detectado para así poder reconstruir la LOR, es decir, la dirección original de los dos fotones de aniquilación y así reconstruir la distribución espacial de material radiactivo.

2.1. Principios físicos de la imagen nuclear

Se entiende como una imagen de medicina nuclear a un mapeo que refleja la concentración de material radiactivo dentro del cuerpo de un paciente. En el caso de PET o PEM el principio físico utilizado para lograr este mapeo de concentración de actividad es el mismo y consiste en lo siguiente:

Se utiliza un elemento radiactivo cuyo núcleo tiene exceso de protones, que tiene dos formas de decaimiento: por captura electrónica (C.E.) ó por desintegración nuclear β positiva. En ambas formas se disminuye el número atómico en una unidad. La figura 2.2 muestra el esquema de decaimiento del ^{18}F [Attix, 2008], este radionúclido presenta ambas formas de decaimiento con diferente probabilidad de emisión.

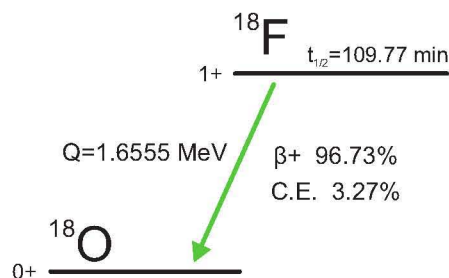


Figura 2.2: Esquema de decaimiento del ^{18}F .

Radionúclido	Vida media (min)	$\langle E_\beta \rangle$ (keV)	E_β máx (keV)	$\langle R \rangle$ en agua (mm)	R máx en agua (mm)
^{18}F	109.77	250	634	0.6	2.4
^{13}N	9.96	492	1198	1.5	5.1
^{68}Ga	67.71	836	1899	2.9	8.2

Tabla 2.1: Energía promedio y máxima para el positrón de tres radionúclidos, junto con su alcance máximo y promedio en agua.

El proceso de captura electrónica ocurre cuando un electrón atómico (90 % de las veces proveniente de la capa K y 10 % de las veces proveniente de la capa L) se combina con un protón en el núcleo para formar un neutrón y un neutrino. El proceso de desintegración beta positivo ocurre cuando un protón del núcleo inestable decae a un neutrón, emitiendo a la vez un positrón (antipartícula del electrón) por la ley de conservación de la carga y un neutrino por la ley de conservación del número leptónico. Los positrones son expulsados del núcleo con un espectro de energía [Attix, 2008]. Las ecuaciones 2.1 y 2.2 representan los procesos antes mencionados.

El decaimiento beta positivo tiene un espectro continuo en energía cuyo máximo es igual al valor Q del decaimiento nuclear menos 1.022 MeV que es la masa del par electrón-positrón, esto debido a que el resto de energía se comparte con el neutrino. De hecho, para que pueda ocurrir el decaimiento beta positivo el valor Q de decaimiento debe ser al menos igual a 1.022 MeV, en caso contrario el único proceso de decaimiento posible es captura electrónica [Podgoršak, 2006].



Para una imagen PET o PEM es necesario tener un radionúclido cuya forma de decaimiento sea principalmente la emisión de un positrón con vida media corta.

Este positrón va a interactuar con el medio que lo rodea, perdiendo gradualmente energía. Cuando la energía del positrón es cero o cercana a cero interactúa con un electrón del medio para formar un par e^-e^+ llamada positronio, al decaer el electrón y el positrón se aniquilan emitiendo dos fotones antiparalelos con energía igual a 511 keV, esta energía es igual a la mitad de la masa del positronio en reposo (ley de la conservación de la energía) [Attix, 2008]. La tabla 2.1 muestra el alcance máximo y promedio del positrón en agua para tres radionúclidos diferentes [Alva-Sánchez et al., 2016].

Para la formación de una imagen es importante conocer la LOR. Es necesario que los detectores sean capaces de discriminar eventos que ocurrieron en coincidencia dentro de

2. ANTECEDENTES Y CONCEPTOS BÁSICOS

una ventana temporal de algunos nanosegundos en la cual dos eventos desfasados temporalmente son considerados como eventos verdaderos. También es importante conocer la energía con la que incidieron estos fotones y así poder eliminar señales provenientes de fotones dispersados y así seleccionar únicamente los fotones primarios. Para ello es necesario aplicar una ventana en energía típicamente de 350 a 650 keV.

Estas señales eléctricas son colectadas y analizadas para que, por medio de la computadora, se pueda reconstruir el origen de la aniquilación del par electrón-positrón y así determinar la distribución espacial de la actividad del radionúclido en el paciente.

2.1.1. Cristal LYSO

El cristal LYSO es un material centellador con algunas de sus características enlistadas en la tabla 2.2 [Pepin et al., 2004]:

Número atómico efectivo	54
Densidad	5.37 g/cm ³
Producción de luz	75 % respecto al NaI(Tl)
# Fotones producidos por fotón de 511 keV	>14500
Longitud de onda pico	420 nm
Tiempo de decaimiento	53 ns
Índice de refracción	1.81
Coefficiente lineal de atenuación (μ)	0.50 cm ⁻¹

Tabla 2.2: Propiedades físicas del cristal LYSO como material centellador para fotones de 511 keV.

Los cristales LYSO contienen lutecio, 97.4% es ¹⁷⁵Lu y 2.6% es ¹⁷⁶Lu que es radiactivo, con decaimiento beta negativo a estados excitados del ¹⁷⁶Hf. La imagen 2.3 muestra el esquema de decaimiento con las probabilidades de emisión, energía máxima de los positrones emitidos y energía de los fotones de los estados excitados del ¹⁷⁶Hf.

Para entender los espectros en energía del fondo LYSO se midió su espectro de emisión usando un detector marca Hamamatsu modelo H6524 (PMT) [Hamamatsu, 2011] acoplado a un cristal centellador marca Brilliance de LaBr Este se calibró usando el esquema de decaimiento 2.3 y ajustando una recta en un histograma canal ADC vs energía de los tres fotopicos. La gráfica 2.4 muestra el espectro obtenido.

El proceso de centelleo se puede explicar con el modelo de bandas electrónicas, que para un material semiconductor se compone de una banda de valencia y una banda de conducción separadas por una brecha energética; al agregar impurezas al cristal se pueden crear niveles energéticos entre las bandas de valencia y conducción. Cuando un fotón incide sobre el cristal, puede ocurrir una interacción de tipo fotoeléctrico donde

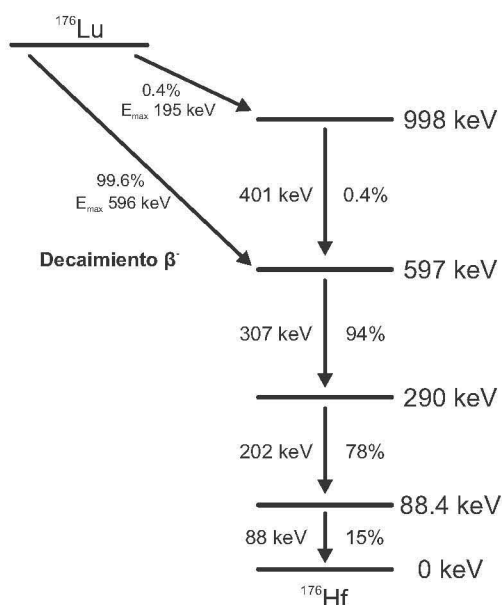


Figura 2.3: Esquema de decaimiento del ^{176}Lu .

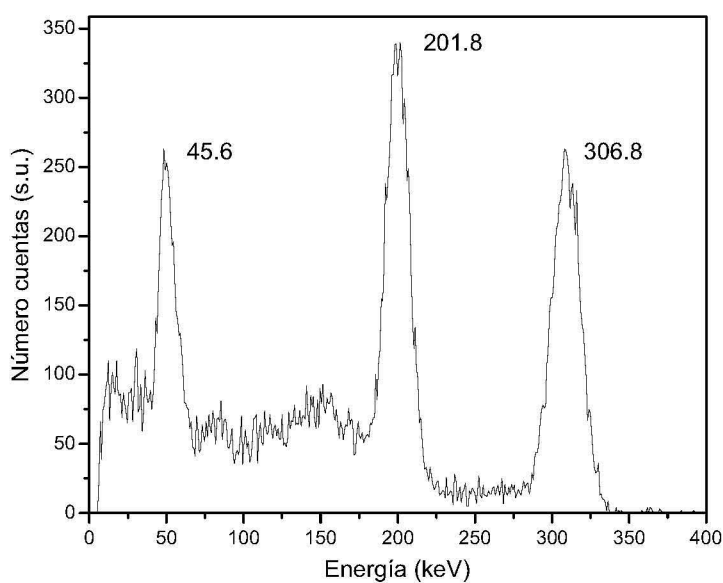


Figura 2.4: Espectro de radiación gamma adquirido con un cristal centellador de BrLa y un detector Hamamatsu H6524.

el electrón es transportado a la banda de conducción, dejando un hoyo en la banda de valencia. El par se moverá libremente a través del material y debido a la presencia de niveles intermedios, el electrón caerá en alguno de ellos, permaneciendo en él unos pocos nanosegundos antes de desexcitarse y regresar a la banda de valencia emitiendo un fotón con una longitud de onda en el espectro de luz visible.

2. ANTECEDENTES Y CONCEPTOS BÁSICOS

Estos fotones van a propagarse en todas direcciones, pero en el caso de los cristales pixelizados existen paredes reflejantes entre los elementos individuales donde los fotones van a ser desviados en una dirección preferencial [Tavernier et al., 2006].

Es importante que el cristal tenga una densidad alta para incrementar la eficiencia cuántica y no demasiado grueso como para atenuar los fotones de centelleo producidos en él mismo. El tiempo de decaimiento debe ser del orden de nanosegundos para que las señales de dos eventos diferentes no se traslapen y parezca un único evento con el doble de energía [Cherry et al., 2016].

La figura 2.5 muestra un espectro típico en energía de un mapa de cristales de área grande contando el fondo LYSO. En él, se aprecia un fotopico bien definido cercano al canal 4000 que no se había observado cuando se trabajaba con cristales centelladores LYSO más pequeños; para comprender este fotopico se diseñó un experimento.

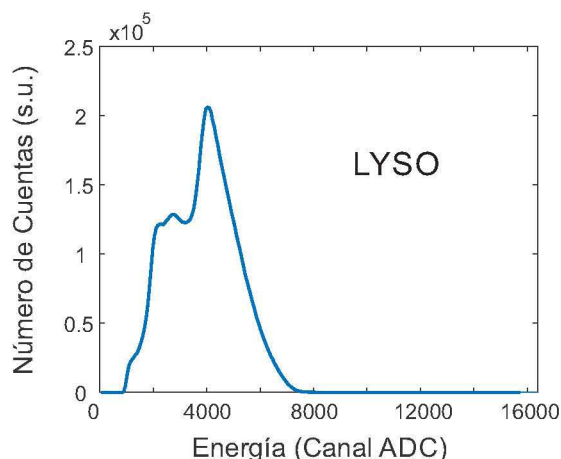


Figura 2.5: Espectro en energía de un mapa de cristales del fondo LYSO.

Utilizando el mismo modulo de detección; se midieron tres espectros en energía: uno para el fondo LYSO, otro para una fuente de ^{22}Na (Decae por emisión β^+ a un estado excitado del ^{22}Ne con una vida media de 2.6 años y la emisión de un rayo gamma del estado excitado con energía de 1274.5 keV) y un último para una fuente de ^{137}Cs . Los tres espectros se midieron con dos monocristales LYSO de diferente tamaño forrados con teflón blanco como material reflejante. El primero con dimensiones de 10 mm \times 10 mm \times 10 mm y el segundo de 57.4 mm \times 57.4 mm \times 10 mm. Los espectros de ^{22}Na y ^{137}Cs se usaron para calibrar el espectro de canal ADC a energía.

La figura 2.6 a) muestra el espectro en energía para las fuentes de ^{22}Na y ^{137}Cs para el detector de área grande, este espectro se usó para calibrar el canal ADC, es importante notar la resolución en energía que es menor al 12.6%. En b) se muestran

los espectro del fondo LYSO con el eje x calibrado en energía, ambos espectros están normalizados al área bajo la curva. En ellos la proporción de fotones entre el primer y segundo pico cambia, siendo mayor el segundo pico para el LYSO de área grande con energía de 626 keV. Este efecto se debe a que el detector tiene un área tan grande que es capaz de detectar un mayor número de fotones del ^{176}Lu que no eran posibles detectarlos con un cristal LYSO pequeño.

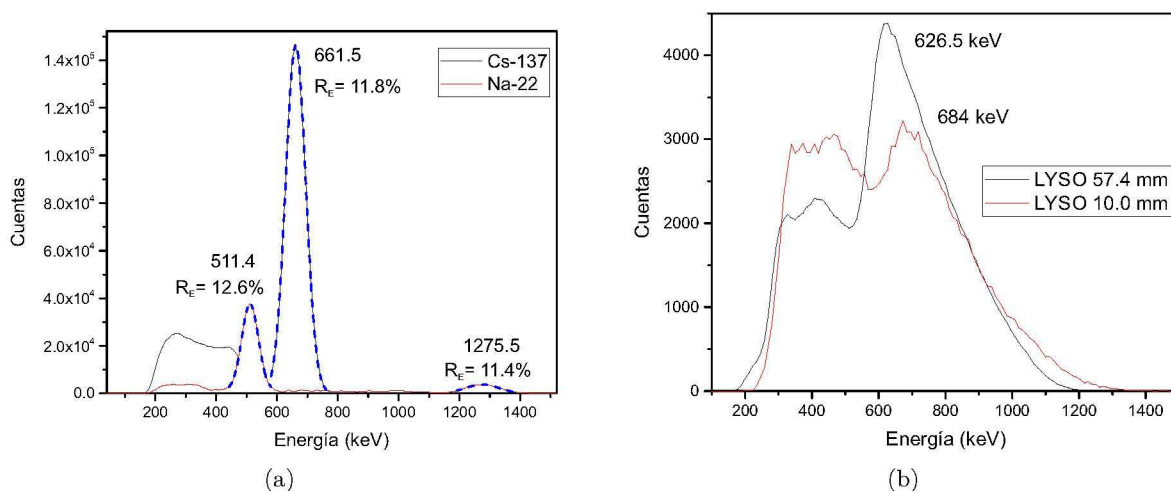


Figura 2.6: Espectro en energía del fondo LYSO para dos cristales de diferente tamaño.

Los cristales centelladores utilizados para los experimentos en esta tesis tienen un tamaño de pitch de 1.075 mm, 1.430 mm, 1.683 mm, 2.080 mm, 2.280 mm. Se compraron de la empresa Proteus Inc, Ohio, EUA [Proteus, 2016].

2.1.2. Fotomultiplicadores de Silicio

Los detectores SiPM son sensibles a fotones con longitudes de onda entre 350 nm y 800 nm. Si se quieren detectar fotones con longitud de onda de 1000 nm el detector debe ser muy grueso y para longitudes de onda menor a 350 nm el detector debe ser muy delgado. El espesor del material sensible del detector usado en esta tesis es de 35 μm , adecuado para detectar los fotones de 420 nm emitidos por el cristal centellador LYSO.

Si el campo eléctrico producido por la polarización en la zona de agotamiento es suficientemente grande (mayor a 5×10^5 V/cm) el par electrón-hoyo será acelerado en su respectiva dirección en el diodo. Mientras viaja hasta el fin del electrodo va a impactar con el resto de material tipo n o tipo p formando pares secundarios electrón-hoyo, proceso llamado ionización por impacto. Así un par es capaz de crear una cascada de pares secundarios [SensL, 2011]. Este proceso se llama operación en modo Geiger y

2. ANTECEDENTES Y CONCEPTOS BÁSICOS

se ilustra en la figura 2.7. Las líneas negras indican la dirección de aceleración tanto del electrón como del hoyo que generarán nuevos pares y las líneas rojas muestran la dirección de los elementos secundarios acelerados en sentido contrario.

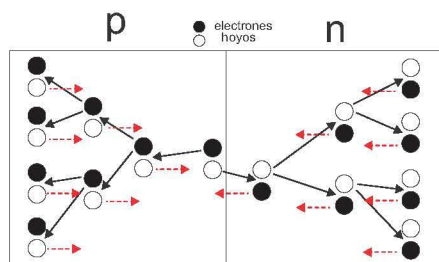


Figura 2.7: Esquema del funcionamiento de un detector SiPM en modo Geiger.

El voltaje necesario para que un SiPM pueda operar en modo Geiger es mayor al voltaje bias (voltaje necesario para la formación de la zona de agotamiento). Durante una avalancha el número de pares secundarios se incrementa considerablemente (un factor de amplificación de 10^5 o 10^6) [Hamamatsu, 2009]. Sin embargo, es necesario retirar momentáneamente el voltaje para evitar que el número de pares secundarios sea tan alto que paralice al detector. Esto se consigue a través de una resistencia en serie (R_Q) que limita la corriente generada por el diodo durante la avalancha, y por lo tanto disminuye la diferencia de potencial aplicada al diodo a un valor menor al voltaje de ruptura, perdiendo la capacidad de crear nuevos pares electrón-hoyo.

Debido a que cada SiPM funciona en modo Geiger, para poder contabilizar una señal es necesario juntar varios SiPM más pequeños tales que la suma de las señales en todos ellos genere una sola señal analógica capaz de digitalizarse. Es por eso que cada zona sensible tiene de 100 a 1000 SiPM por mm^2 . En el caso del detector utilizado se tiene un total de 18980 microceldas en un área de $6 \times 6 \text{ mm}^2$.

Se usaron como detectores los SensL modelo ArrayC-60035-64P-PCB, con un área de $57.4 \times 57.4 \text{ mm}^2$. Cada detector esta formado por un arreglo de 64 zonas sensibles en una cuadrícula de 8×8 pixeles de tamaño de 7.2 mm, cada uno con un área sensible de $6 \text{ mm} \times 6 \text{ mm}$. Cuenta con dos conectores Samtec de 80 elementos tipo QTE-040-03-F-D-A por los que se suministran los voltajes y se extraen 64 señales, una para cada zona sensible diferente.

2.1.3. Tarjetas electrónicas

Las tarjetas electrónicas utilizadas en este proyecto están construidas con la lógica SCD propuesta originalmente en 2003 [Popov et al., 2003a], que usa un circuito como el ilustrado en la imagen 2.8.

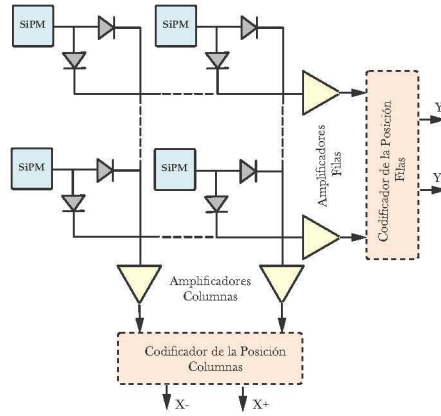


Figura 2.8: Esquema de un circuito basado en división simétrica de la carga.

El esquema 2.8 ilustra el modo de colección de datos en 4 canales donde se usa un arreglo de resistencias y amplificadores operacionales para juntar las señales de las filas y columnas y transformarlas en 2 señales de salidas para filas y 2 para columnas. Si se quiere usar una tarjeta renglón-columna se elimina la parte de los amplificadores y se tendrán tantas señales como la suma de filas y columnas en el detector. En el caso de los arreglos ArrayC para una tarjeta renglón-columna se requiere digitalizar 16 señales. Estas tarjetas también han sido ampliamente utilizadas con PMT sensibles a la posición [Olcott et al., 2005a].

Para determinar la posición de la interacción en una tarjeta renglón-columna se usa el centro de gravedad (de la ecuación 2.6 a la 2.8) mientras que para una tarjeta de 4 canales la posición se determina con dos ecuaciones bien definidas (de la 2.3 a la 2.5). Estos procedimientos se describen más a detalle en la siguiente sección.

Los arreglos de las tarjetas electrónicas pueden estar hechos a base de diodos o resistencias y organizados en SCD, Anger, Circuito de posicionamiento discretizado (DPC, *Discretized Positioning Circuit*) donde cada una de ellas implica un cambio en las ecuaciones para determinar el lugar de interacción.

2.2. Métodos y materiales

En esta tesis se construyeron y caracterizaron dos detectores, uno frente al otro, lo que permitió determinar la viabilidad del proyecto y estimar la calidad de la imagen final del prototipo. Los materiales utilizados fueron:

- Dos cristales de Oxiortosilicato de Lutecio/Itrio (LYSO) de $57.4 \text{ mm} \times 57.4 \text{ mm} \times 10 \text{ mm}$ pixelizados, con tamaño de pitch de $1.43 \text{ mm} \times 1.43 \text{ mm}$ que cuenta con un total de 40×40 elementos.

2. ANTECEDENTES Y CONCEPTOS BÁSICOS

- Dos detectores de estado sólido marca SensL modelo ArrayC-60035-64P-PCB de 57.4 mm × 57.4 mm, con 8 × 8 elementos sensibles.
- Para coleccionar las 64 señales provenientes de los detectores de estado sólido se compraron dos tarjetas decodificadoras marca AiT Instruments modelo AB4T-ArrayB64P basadas en arreglos de diodos con 4 señales de salida, en esta tesis tarjetas AiT de 4 canales.
- Se compraron otras dos tarjetas decodificadoras marca AiT Instruments modelo ABT-ArrayB64P basadas en arreglos de diodos, con 16 señales de salida en la lógica de renglón-columna (8 señales por renglón y 8 señales por columna), en esta tesis tarjeta AiT renglón-columna.
- Se diseñó y construyó una tarjeta electrónica en el Laboratorio de Imágenes Biomédicas del Instituto de Física de la UNAM basada en la lógica de división simétrica de la carga con cadenas resistivas y salida de 16 señales (renglón-columna), en esta tesis tarjeta IFUNAM renglón-columna.
- Se utilizó como acoplador óptico placas de polimetilmetacrilato (PMMA) marca Saint Gobain modelo BC-800 de 3 mm de espesor, placas de interfaz óptica en gel marca Eljen Technology modelo EJ-560 de 1 mm de espesor, grasa óptica modelo BC-630 y placas de PMMA marca Eljen Technology de 6 mm de espesor. Todas las placas fueron recortadas al tamaño de los detectores.
- Se utilizó un sistema de adquisición de datos basado en *Field Programmable Gate Array* (FPGA) con convertidores Analógico-Digital de 12 bits de la empresa estadounidense *A&D Precision, LLC*.

Para la alimentación de los detectores y de las tarjetas electrónicas se utilizó una fuente de voltaje externa (Sorensen XPH 75-2D). Los SiPM se alimentaron con un voltaje constante de 28.9 V y se usó otra fuente de alimentación para proporcionar el voltaje de polarización (V_{bias}) de los amplificadores operacionales de las tarjetas electrónicas de ± 3.3 V.

En algunos casos, para aumentar el número de canales en los que una señal era digitalizada fue necesario modificar los pulsos provenientes de los detectores antes de ingresar al sistema convertidor analógico-digital, el cual digitaliza un pulso con una amplitud máxima de 1 V en 16384 canales; por lo que se utilizaron módulos nucleares (NIM) para incrementar o disminuir la amplitud de los pulsos generados por un evento de detección.

Las tarjetas AiT de 4 canales cuentan con un circuito de diodos que por medio de SCD pueden convertir 64 señales en únicamente 4 (X_+ , X_- , Y_+ , Y_-). Con estas 4 señales (2 para la colección de señales en el eje x y 2 para la colección de señales en el eje y) se puede conocer la posición y energía del fotón incidente mediante las ecuaciones 2.3 a la 2.5 [Olcott et al., 2005b]:

$$x = \frac{X_+ - X_-}{X_+ + X_-} \quad (2.3)$$

$$y = \frac{Y_+ - Y_-}{Y_+ + Y_-} \quad (2.4)$$

$$E \propto Y_+ + Y_- + X_+ + X_- \quad (2.5)$$

Las tarjetas renglón-columna requieren de la digitalización de tantas señales por evento como columnas y filas tenga el arreglo de SiPM. La posición (x,y) se determina mediante el cálculo del centro de gravedad de las amplitudes del total de señales, con las siguientes ecuaciones [Popov et al., 2003b]:

$$x = \frac{\sum_{i=1}^8 X_i * \sum_{j=1}^8 R_j}{\sum_{i=1}^8 X_i} \quad (2.6)$$

$$y = \frac{\sum_{i=1}^8 Y_i * \sum_{j=1}^8 C_j}{\sum_{i=1}^8 Y_i} \quad (2.7)$$

$$E \propto \frac{\sum_{i=1}^8 X_i + \sum_{i=1}^8 Y_i}{2} \quad (2.8)$$

donde R_j es la señal en el j -ésimo renglón, C_j la señal de la columna j y X_i y Y_i son factores de peso.

Las 16 señales se introducen en un sistema de adquisición y digitalización de datos de la empresa (A&D Precision LLC., Newton, MA 02459, EE.UU.). Este sistema consiste en una caja de CAMAC con tres tarjetas:

- La primera de ellas con entrada de 16 canales para la conversión analógico-digital en 12 bits y tiempos de conversión menores a $0.7 \mu\text{s}$
- La segunda es una tarjeta de disparo (*trigger*) para la detección de eventos en coincidencia
- La tercera es una tarjeta de comunicación para la transmisión de datos a través de un cable de Ethernet en *Jumbo Frames* de 8 kB cada uno.

Para la adquisición de datos se desarrolló un software que capture las señales enviadas por el sistema de adquisición. Este software se programó en el lenguaje Java® debido a que el equipo se comunica con una computadora mediante un cable de Ethernet y este es el lenguaje más óptimo y sencillo para este tipo de comunicación.

Una vez colectadas todas las señales se hicieron los programas de interpretación y reconstrucción de imágenes usando Matlab [Matlab, 2015].

2.3. Procedimientos

El primer paso para el desarrollo del proyecto fue la optimización del sistema de detección. Como los cristales LYSO son radiactivos, se tiene en todo momento una señal de fondo.

La formación de una imagen utilizando la radiactividad natural del centellador, o bien, una fuente radiactiva uniformemente distribuida en toda el área del detector permite obtener una imagen de las regiones pixelizadas del cristal, denominado mapa de cristales [Farncombe and Iniewski, 2013].

Las tarjetas decodificadoras que se utilizaron se enlistan en la tabla 2.3.

Tarjeta	Modelo	Número de Señales	Número de Ecuación
AiT de 4 canales	AB4T-ArrayB64P	4	2.3 - 2.5
AiT de Renglón-Columna	ABT-ArrayB64P	16	2.6 - 2.8
IFUNAM de Renglón-Columna	SCD Resistiva	16	2.6 - 2.8

Tabla 2.3: Tarjetas decodificadoras de la posición utilizadas.

Como primer paso del experimento se encontró la combinación de acoplador óptico que generó el mejor mapa de cristales. Este fue elegido a partir de la comparación entre los mapa de cristales donde se escogió aquel con el mayor número de elementos identificados, la menor distorsión geométrica, un máximo de cociente señal/ruido y la mejor resolución en energía.

En resumen, la primera parte del trabajo fue la optimización del sistema de acoplamiento óptico entre el cristal centellador LYSO y el detector SensL Scalable modelo ArrayC-60035-64P-PCB así como encontrar la amplificación requerida de la señal mediante los módulos NIM para que pueda ser digitalizada.

Una vez optimizado el sistema de detección se procedió a caracterizar los sistemas de detección. Se determinaron las regiones de Voronoi para las correcciones por distorsión geométrica y se calcularon las matrices de uniformidad y resolución en energía.

2.3.1. Diagramas de Voronoi

En el caso de tener un detector perfecto, el mapa de cristales debe ser una matriz cuadrada con elementos del mismo tamaño e igual número de pixeles que el cristal

centellador. Sin embargo, esto no es así y las imágenes que se obtienen presentan distorsiones en las posiciones debidas a la electrónica y el procesamiento de las señales. Para corregir este defecto se deben hacer los diagramas de Voronoi [Alva-Sánchez et al., 2008].

El algoritmo de Voronoi permite calcular una recta entre dos puntos tal que cualquier punto sobre la recta equidiste de los dos puntos originales, el algoritmo que se usa para calcular estas regiones es la triangulación de Delaunay. Si se trazan varios puntos entonces las rectas calculadas por el algoritmo de Voronoi comenzarán a formar regiones cerradas [Aurenhammer et al., 2013]. Así, el área del detector queda dividida en regiones definidas por centroides, cumpliendo la propiedad que cualquier punto al azar le será asignada una región del centroe más cercano. Mediante estas regiones cerradas se puede construir un algoritmo que mapee cualquier punto dentro de una región de Voronoi a una cuadrícula perfecta y lograr una corrección por distorsión geométrica como se indica en la figura 2.9.

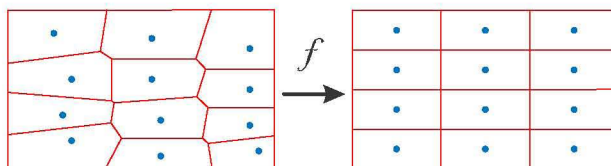


Figura 2.9: A la izquierda se muestran las regiones de Voronoi asociadas a 12 centroides, a la derecha se muestran las regiones correspondientes en una cuadrícula.

En esta tesis los centros de las zonas más intensas o centroides de los mapas de cristales se identificaron de forma manual. Ya que la amplitud de las señales no era uniforme para todas las tarjetas, fue imposible crear un código que determinará los centroides automáticamente.

2.3.2. Matriz de corrección por no uniformidad

Suponiendo que la cantidad de ^{176}Lu se encuentra distribuida uniformemente en todo el cristal LYSO se puede considerar que la actividad en cada uno de los elementos del cristal pixelizado es la misma; por lo tanto, en un mapa de cristales únicamente del fondo LYSO se debe observar una imagen con puntos de igual intensidad, donde la intensidad corresponde al número de eventos o decaimientos detectados en esa región. La tasa de decaimiento del cristal LYSO es de 499 Bq/cm^3 .

En el caso real esto no sucede debido a las limitaciones en la eficiencia de colección del detector, la electrónica utilizada para digitalizar las señales y los defectos en la construcción del cristal pixelizado LYSO, por lo que se debe calcular una matriz que corrija por la no uniformidad.

La matriz de corrección por no uniformidad se calculó mediante la normalización del inverso de la matriz del número de eventos obtenidos en cada región de un mapa de cristales previamente corregido por distorsión geométrica. La adquisición de datos se hizo con una fuente radiactiva de ^{137}Cs alejada del detector a fin de simular una fuente extendida. El número de datos en la matriz debe ser grande para asegurar una estadística adecuada [Cherry et al., 2016].

2.4. Sistema de adquisición de datos

La transferencia de datos se realizó mediante un cable de red entre el sistema ADC y una tarjeta de internet especializada con dirección MAC definida para únicamente permitir el envío de información entre estos dos elementos (ver Apéndice A).

Para la colección de datos se desarrolló un programa en lenguaje Java® con una interfaz gráfica. El programa permite capturar datos y limitarlos por número de paquetes o por tiempo fijo. Cada paquete contiene 256 eventos de 16 bytes cada uno (un byte por cada uno de los 16 canales), los datos están escritos en hexadecimal con un orden little-endian. Al ordenar los datos se genera una matriz de 16 elementos (uno por cada canal ADC) por el número total de eventos detectados; la tabla 2.4 relaciona la señal de las tarjetas decodificadoras con el orden de los datos enviados y representados en una matriz.

El programa se hizo en el software libre NetBeans IDE ® 8.1 y la versión de desarrollador *Java SE Runtime Environment 7*. El ejecutable funciona en Windows y Linux que tengan instalada la misma versión de Java con la que se compiló el programa, en este caso la versión 7. No se recomienda su uso en Windows pues se encontró que pierde información, se cree que es debido a una configuración de Java.

El sistema es capaz de discriminar capturas en modo simple o en coincidencia; las coincidencias se pueden hacer entre el Det 1-Det 4 y Det 2-Det 3. Para los mapas de cristales se usó la tarjeta AiT de 4 canales operadas en modo simple y para las tarjetas renglón-columna se usó el modo coincidencias. Para los experimentos de formación de imágenes usando los algoritmos de geometría de haz paralelo y en tomografía de plano focal se usaron las tarjetas AiT de 4 canales en modo coincidencias, conectadas en los puertos ADC del Det 1 y Det 4.

El equipo es capaz de almacenar información momentáneamente hasta completar un paquete de información y poder enviarlo. Sin embargo, como el sistema ADC es no paralizante, si la tasa de conteo es mayor a la soportada los datos excedente serán ignorados por el equipo. La tasa de conteo que proporciona el fabricante es del orden de algunos MHz, lo cual es una limitante a la actividad máxima del radionúclido emisor

Tarjeta AiT 4 canales			Tarjeta AiT ren-col		Tarjeta IFUNAM	
Señal		ADC	Señal	ADC	Señal	ADC
Det 1	Y+	16	Renglón 1	16	Renglón 1	15
	Y-	8	Renglón 2	8	Renglón 2	7
	X+	14	Renglón 3	14	Renglón 3	13
	X-	6	Renglón 4	6	Renglón 4	5
Det 2	Y+	12	Renglón 5	12	Renglón 5	11
	Y-	4	Renglón 6	4	Renglón 6	3
	X+	10	Renglón 7	10	Renglón 7	9
	X-	2	Renglón 8	2	Renglón 8	1
Det 3	Y+	15	Columna 1	15	Columna 1	16
	Y-	7	Columna 2	7	Columna 2	8
	X+	13	Columna 3	13	Columna 3	14
	X-	5	Columna 4	5	Columna 4	6
Det 4	Y+	11	Columna 5	11	Columna 5	12
	Y-	3	Columna 6	3	Columna 6	4
	X+	9	Columna 7	9	Columna 7	10
	X-	1	Columna 8	1	Columna 8	2

Tabla 2.4: Relación entre el orden .

de positrones que puede ser detectado.

2.5. Formación de imágenes

Para formar las imágenes se desarrollaron dos códigos en Matlab, con los siguientes algoritmos: geometría de haz paralelo y tomografía de plano focal.

2.5.1. Geometría de haz paralelo

Este algoritmo reconstruye imágenes de sistemas que tienen el siguiente arreglo experimental: dos detectores opuestos con una fuente radiactiva emisora de positrones. Con los detectores se obtienen las posiciones (x,y) de las interacciones de los fotones de aniquilación.

Debido a la colinealidad de los fotones de aniquilación y con las coordenadas (x,y) de las posiciones de detección se determina la LOR. El algoritmo de geometría de haz paralelo toma en cuenta únicamente las LOR que son perpendiculares a los detectores y por ende paralelas entre si, generando imágenes similares a SPECT con el colimador de haz paralelo. El algoritmo permite unas pequeñas diferencias en la posición x y y

2. ANTECEDENTES Y CONCEPTOS BÁSICOS

de cada uno de los detectores ($\Delta x \approx 0$ y $\Delta y \approx 0$) [Giussani and Hoeschen, 2013]. El esquema 2.10 muestra la esencia de la lógica de este algoritmo cuando se coloca una fuente lineal (verde), solo toma en cuenta las LOR de color amarillo (paralelas) y rechaza las LOR oblicuas (rojas).

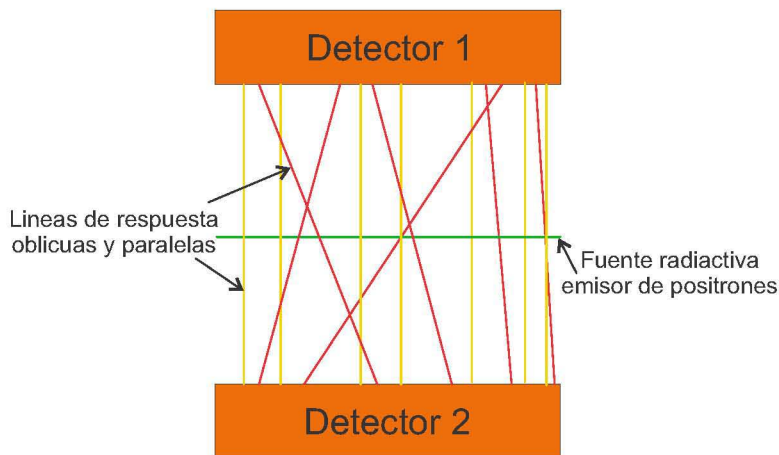


Figura 2.10: Esquema del algoritmo de reconstrucción por geometría de haz paralelo. En este método únicamente se aceptan las LOR que son paralelas (líneas amarillas) y se descartan las LOR oblicuas (líneas rojas).

Con este algoritmo de reconstrucción únicamente se pueden obtener imágenes bi-dimensionales (2D). Por la naturaleza del algoritmo es un cálculo que no necesita alto poder de cómputo, es rápido, las imágenes muestran la suma por planos de la distribución de dosis y es muy importante la alineación de ambos detectores. Por otro lado, el número de eventos descartados es grande, lo que reduce la eficiencia (estadística), incrementa el ruido en las imágenes y hace que los tiempos de captura sean más largos.

2.5.2. Tomografía de plano focal

Este algoritmo pretende calcular la distribución geométrica del radionúclido tanto en el plano del detector como en profundidad entre los dos detectores. Esta distribución se calcula mediante los puntos de intersección de todas las LOR con diferentes planos paralelos a los detectores. En el plano donde se encuentra una fuente de radiación el número de LOR que interceptan en el corte es mayor, lo que se traduce en una imagen nítida de las fuentes [Giussani and Hoeschen, 2013].

Es importante notar que en todos los planos hay una contribución debida a las LORs que lo interceptan pero con información únicamente de dos planos. Por esta razón este método no es una reconstrucción tomográfica en el sentido estricto. Una reconstrucción tomográfica requiere información de distintos ángulos como ocurre en

CT [Cherry et al., 2016].

Se debe hacer una corrección por eficiencias geométrica que refleje la probabilidad de aniquilación debida a la geometría del arreglo de los detectores. El cálculo de esta corrección se realizó en Matlab utilizando “*ray-tracing*” o el trazo de LOR entre los detectores. Este cálculo consiste en la generación aleatoria de un número grande de coordenadas en los dos detectores para trazar todas las LOR posibles generadas con estos puntos. El número de LOR, que pasan por cada pixel y en cada plano paralelo a los detectores es proporcional a la probabilidad de emisión en ese lugar y se utiliza para construir la matriz de corrección por eficiencia geométrica [Wernick and Aarsvold, 2004].

El esquema 2.11 muestra la lógica seguida por este algoritmo, en la imagen de la derecha se observa la intersección de las LOR con tres planos diferentes.

La distancia entre los planos reconstruidos no puede ser menor a la máxima resolución espacial posible en los detectores. Al tomarse en cuenta la totalidad de las LOR, el número de puntos sobre cada uno de los planos es el mismo, pero en el plano correspondiente al de la fuente de radiación, el número de LOR se concentra y resalta respecto al número total de puntos. Por ello que recibe el nombre de tomografía de plano focal pues se enfoca la imagen en el plano.

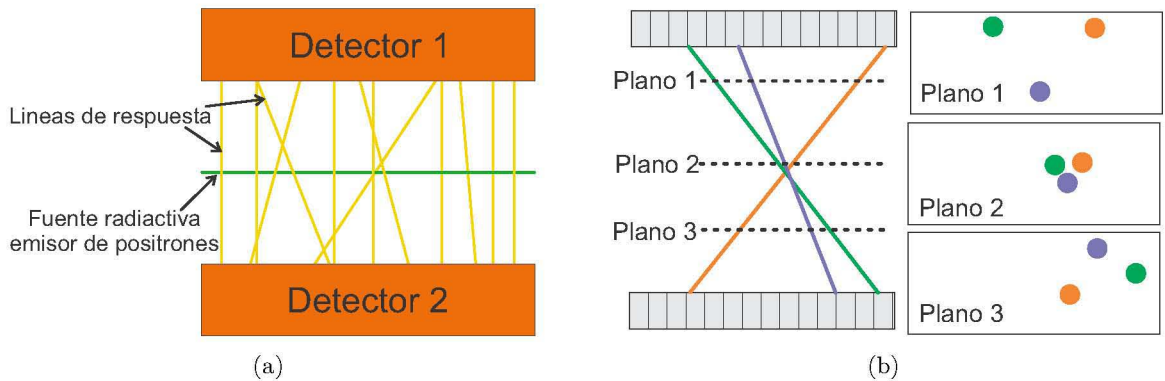


Figura 2.11: Esquema del algoritmo de tomografía de plano focal (a) Ilustración de todas las LOR (líneas en amarillo) generadas por una fuente lineal (línea verde). En este algoritmo se toman en cuenta todas las LOR para la reconstrucción (b) Ejemplo de las imágenes reconstruidas en 3 planos diferentes debidas a 3 LOR. Observe que en el plano donde se encuentra la fuente emisora de radiación los puntos se juntan lo que hace una imagen más nítida en comparación a los otros planos.

Resultados: Módulos de Detección

El prototipo de PEM diseñado en el Laboratorio de Imágenes Biomédicas de la UNAM constará de un arreglo de dos paneles de detección uno frente al otro, cada panel formado por 9 módulos de detección (3×3) que en conjunto cubrirán un área de 296.5 cm^2 . El sistema estará montado en dos bases que permitan acercar o alejar los paneles, la electrónica utilizada debe ser de tamaño menor o igual al área que cubren los detectores. En este capítulo se analizan 2 de los 18 módulos de detección usando las diferentes tarjetas decodificadoras.

La figura 3.1 muestra 4 fotografías del material utilizado en la construcción de los módulos de detección, el módulo completo está cubierto con cinta teflón blanca y cinta adhesiva para minimizar la pérdida de luz en los bordes. El módulo de detección completo tiene un espesor menor a 7 cm lo que lo hace un sistema compacto.

La imagen 3.2 muestra la ventana inicial del software de adquisición de datos, el código fue diseñado para funcionar en paralelo y hacer más eficiente el proceso y consumo de recursos computacionales, se requiere que la tarjeta madre de la computadora sea compatible con la tarjeta de red enlazada al sistema ADC por la dirección MAC a través de un puerto TCP/IP.

Los archivos se guardan en un formato “.raw” que no puede ser modificado. En el cuadro de texto inferior se almacena el historial de todos los movimientos, como son los tiempos de captura y el número de paquetes guardados, el nombre y la ruta en donde se almacenaron; el programa tiene la capacidad de crear directorios. Con el fin de no perder información, en el modo de captura por tiempo se continúa almacenando información una vez concluido con el límite establecido hasta formar un paquete completo de 256 datos.

Fue necesario determinar el acoplador óptico óptimo que permita observar los 1600 pixeles del cristal LYSO, en la siguiente subsección se muestran los resultados de este proceso de optimización.

3. RESULTADOS: MÓDULOS DE DETECCIÓN

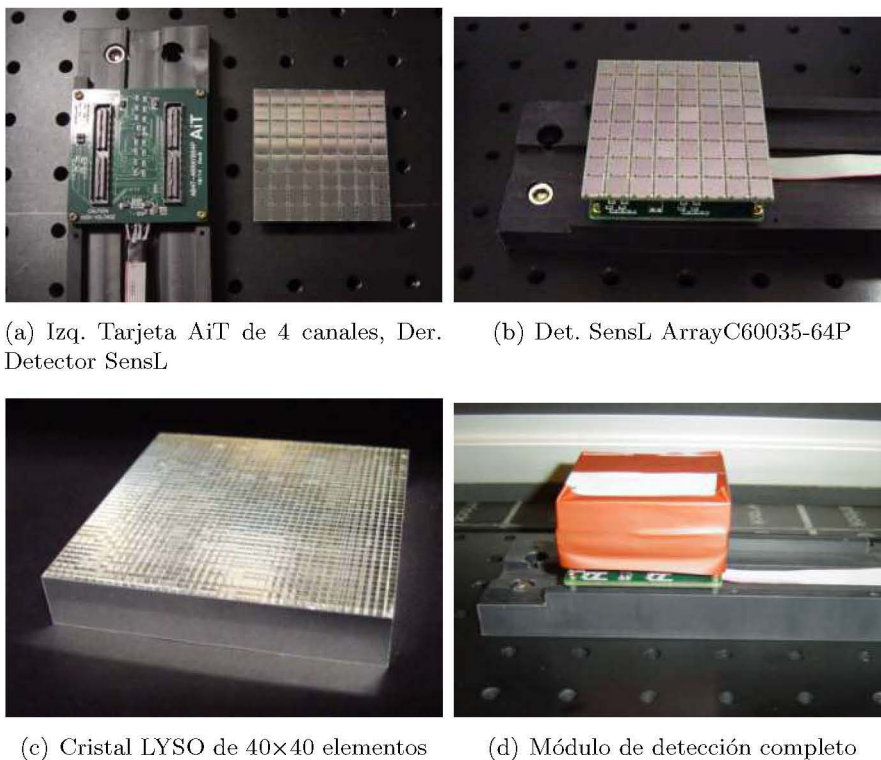


Figura 3.1: Fotografía de los materiales descritos en la lista anterior y utilizados en el armado de los módulos de detección.

3.0.3. Optimización de los módulos de detección

Se hicieron pruebas con diferentes arreglos de detección usando diversas combinaciones de guías de luz. La figura 3.3 muestran los mapas de cristales obtenidos con 3 disposiciones diferentes. En la parte superior se encuentra los mapas de cristales, abajo de ellos los espectros en energía y en la parte inferior el esquema de las capas que formaron ese arreglo de detección. En los experimentos de la columna a) se uso sólo la radiación del fondo LYSO y en las columnas b) y c) se uso una fuente puntual de ^{137}Cs a fin de aumentar la estadística.

En la columna a) el número de elementos en el mapa de cristales es de 8×8 que son únicamente las zonas sensibles del detector, en las columnas b) y c) se aprecia el fopico en los espectros en energía pero en la primera, el mapa de cristales es borroso y no se puede identificar un número definido de elementos, mientras que en la segunda la imagen es mucho más nítida, incluso se pueden apreciar 20×20 elementos en la región central y en algunas filas y columnas hasta 32 elementos.



Figura 3.2: Captura de pantalla del software hecho para capturar y guardar la información proveniente del ADC para el prototipo de PEM.

El espectro en energía permite discriminar entre fotones de aniquilación o fotones dispersados. Si se tiene un buen espectro en energía se va a tener un mapa de cristales de buena calidad.

Mientras se instalaba el convertidor analógico-digital adquirido especialmente para la construcción del equipo PEM, se utilizó el convertidor ADC del microPET con el que cuenta el Laboratorio de Imágenes Biomédicas. En este equipo se aplicó un V_{Bias} de 29.1 V y un voltaje de alimentación de ± 3.3 V. El tiempo de integración (t_{int}) se modificó entre 210 ns, 240 ns y 300 ns, concluyendo que la calidad de los mapas de cristales fue mejor para un t_{int} de 300 ns. Se usaron módulos de instrumentación nuclear (NIM) para amplificar la señal por un factor de 2.

Todas las señales provenientes de la tarjeta electrónica marca AiT de 4 canales presentaron un voltaje de *offset* de aproximadamente -15 mV, por lo que fue necesario diseñar un arreglo de capacitores que permitieran llevar este voltaje a cero.

Con este estudio y otros resultados que no se muestran en esta tesis, se determinó que el acoplador óptico óptimo consiste de una placa de gel Eljen Technology EJ 560 de 1 mm de espesor y 1 placa de PMMA de 6 mm de la marca Eljen Technology.

3. RESULTADOS: MÓDULOS DE DETECCIÓN

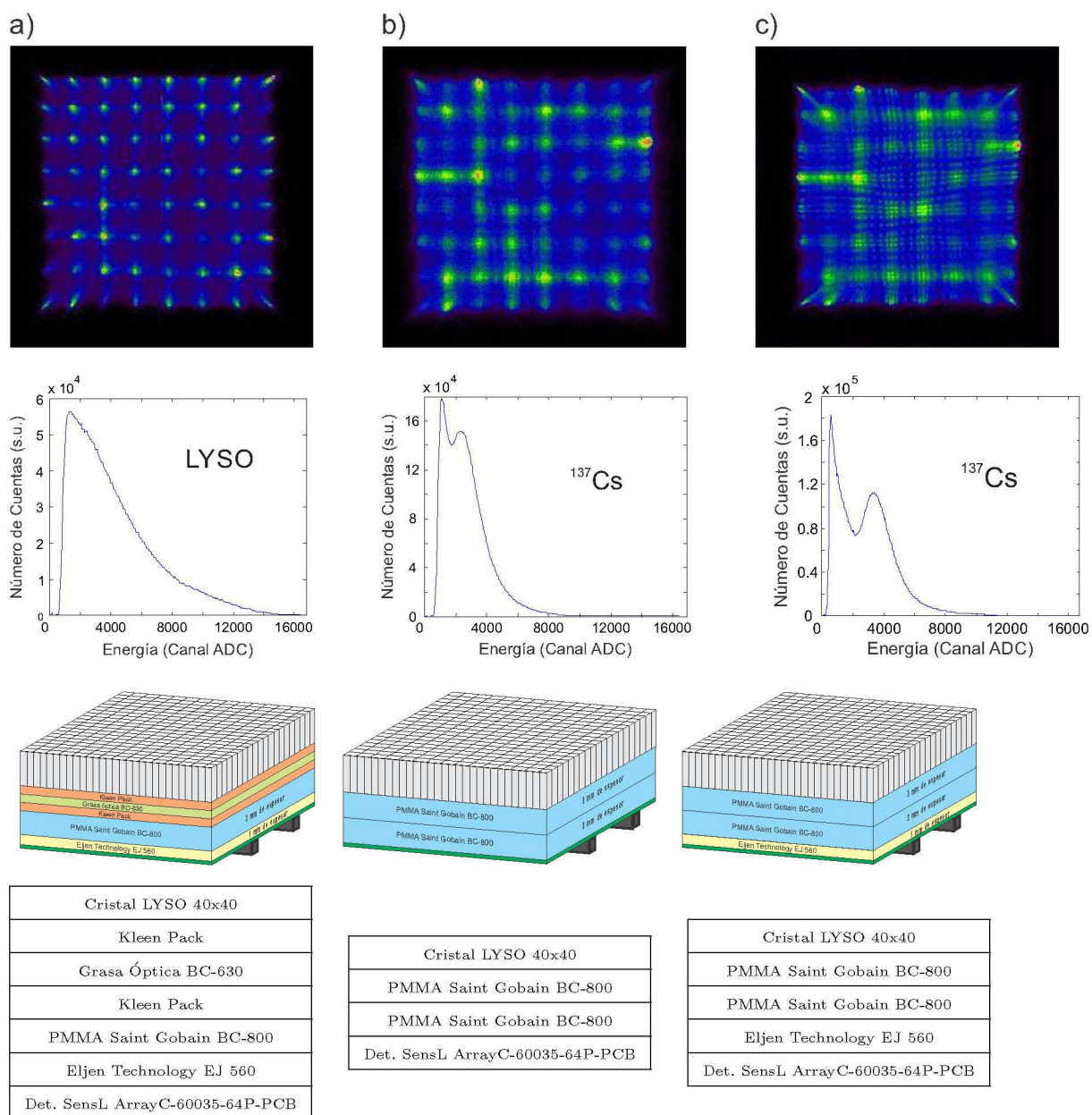


Figura 3.3: Diagramas de los componentes del arreglo de los módulos de detección junto a sus respectivos espectros en energía y su mapa de cristales.

Una vez terminado de instalar el convertidor ADC específico para el PEM fue necesario modificar la electrónica, cambiando el V_{Bias} de 29.1 V a 28.8 V y utilizar módulos NIM para amplificar la señal por un factor de 16. También se cambió el t_{int} pasando de 300 ns a 240 ns.

Después de optimizar los mapas de cristales con diferentes materiales acopladores de diferente espesor y una vez instalado en el convertidor ADC específico para el sistema se determinó que el arreglo experimental final fuera el mostrado en la imagen 3.4:

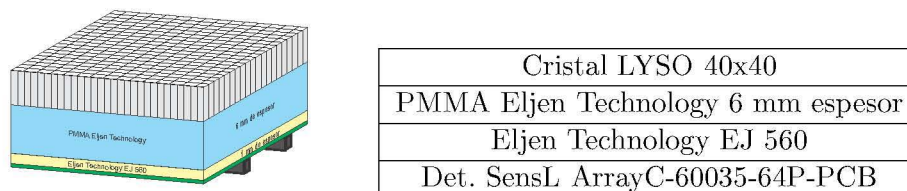


Figura 3.4: Composición final de los materiales con conforman los detectores.

Los mejores mapas de cristales obtenidos con la tarjeta AiT de 4 canales para cada uno de los dos módulos de detección con sus respectivos espectros en energía son los que se muestran en la figura 3.5 y 3.6. Estos mapas de cristales se hicieron usando una fuente sellada de ^{137}Cs con una actividad de 9 μCi .

Para identificar a los detectores se etiquetaron como detector uno (Det 1) y como detector dos (Det 2).

En las figuras 3.5 y 3.6 a) se muestran los espectros en energía de todos los eventos detectados, tanto de los fotones del cristal LYSO y de la fuente radiactiva. El centro del fotopico está aproximadamente en el canal 6000 pero su semianchura es mayor a 3000 canales ADC lo que indica una mala resolución en energía. En b) muestran el mapa de cristales considerando todos los eventos detectados y las figuras d) son los mismos mapas de cristales pero aplicando una ventana en energía de $\pm 20\%$ del canal ADC correspondiente al centro del fotopico. El efecto de aplicar esta ventana es disminuir los fotones dispersados que introducen ruido en la imagen, empeoran el contraste y disminuyen el cociente pico/valle. Las figuras c) son perfiles típicos, en ellos se aprecian 36 de los 40 elementos, dando una eficiencia de detección del 81 %, demostrando que el número de elementos identificados puede ser mayor al número de zonas sensibles en el detector.

3. RESULTADOS: MÓDULOS DE DETECCIÓN

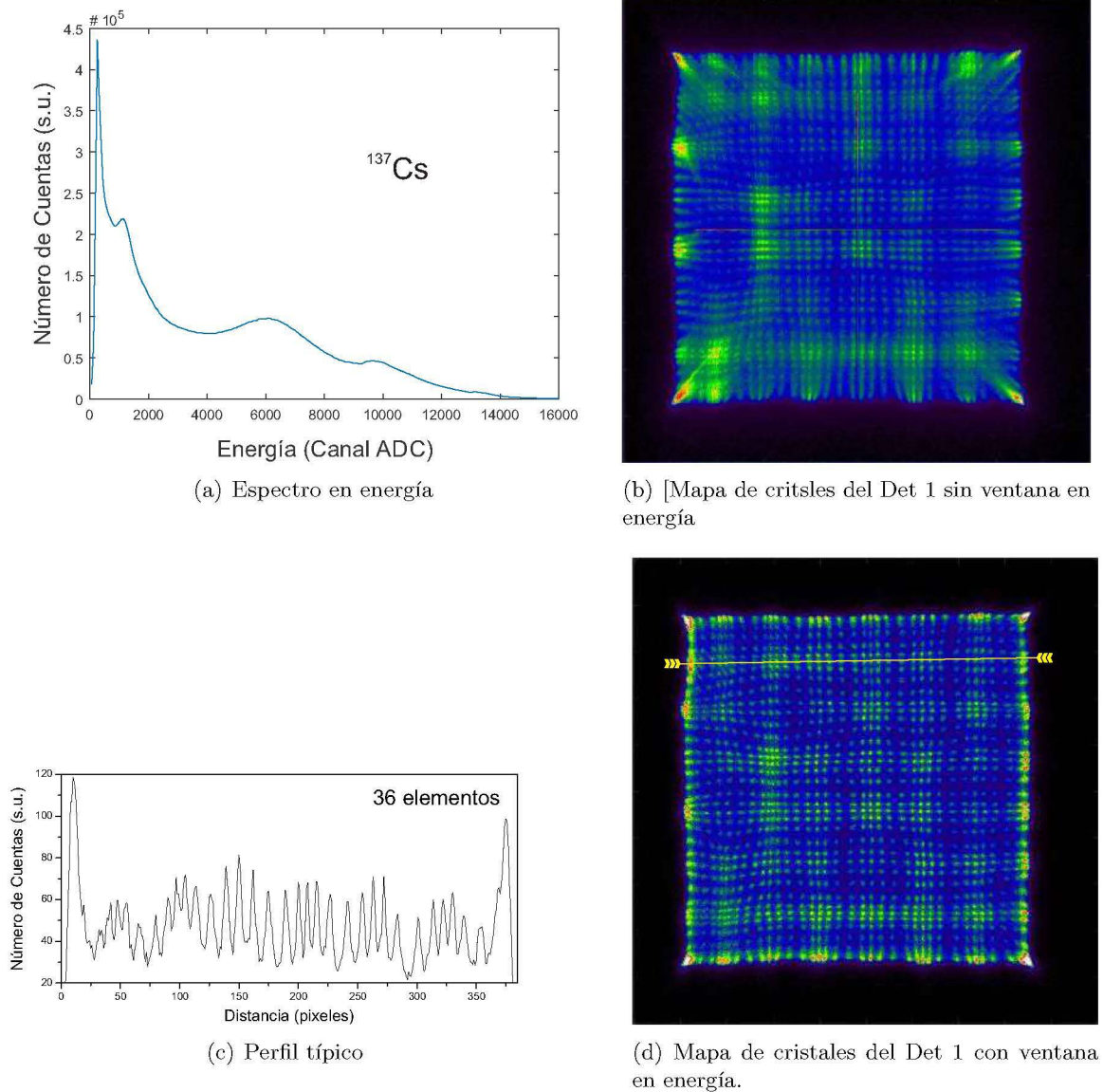
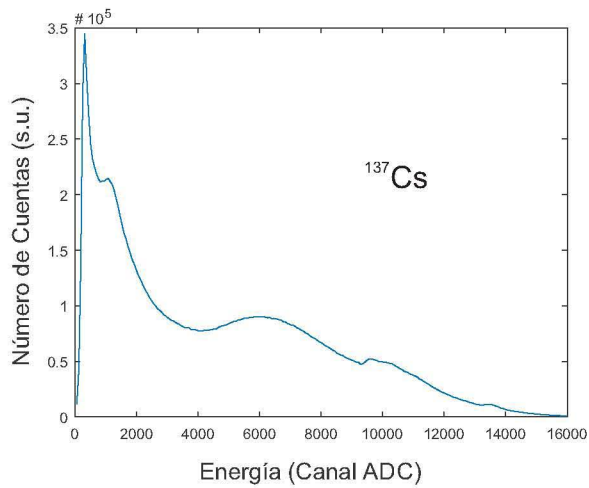
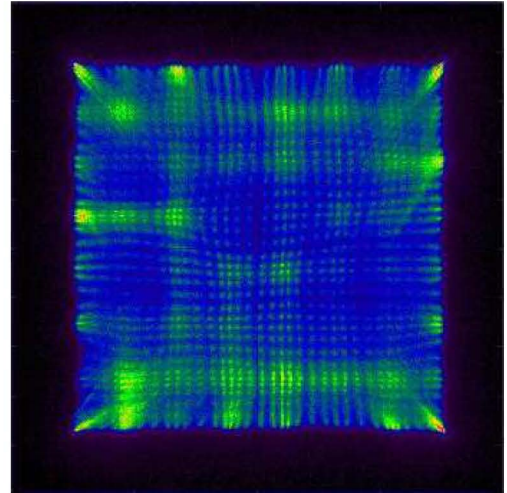


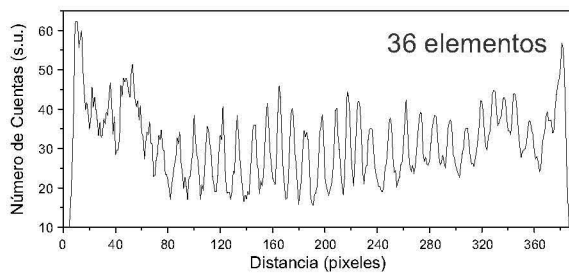
Figura 3.5: Espectros en energía con sus mapas de cristales finales del detector uno (Det 1), (a) Espectro en energía usando una fuente de ^{137}Cs , (b) Mapa de cristales sin aplicar una ventana en energía, (c) perfil típico aplicado a la imagen d y (d) mapa de cristales con una ventana en energía al fotopico del ^{137}Cs en $662 \text{ keV} \pm 20\%$.



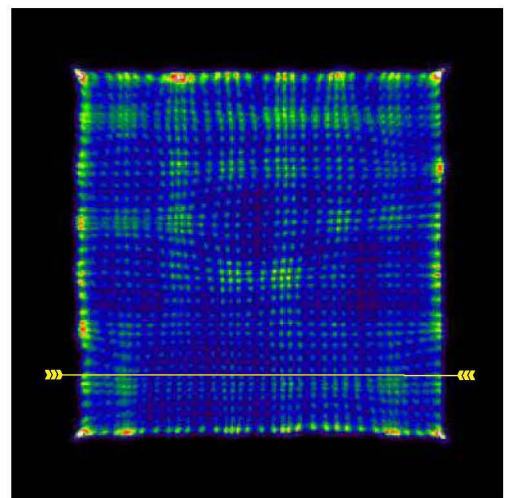
(a) Espectro en energía



(b) Mapa de cristales del Det 2 sin ventana en energía



(c) Perfil típico



(d) Mapa de cristales del Det 2 con ventana en energía

Figura 3.6: Espectros en energía con sus mapas de cristales finales del detector dos (Det 2), (a) Espectro en energía usando una fuente de ^{137}Cs , (b) Mapa de cristales sin aplicar una ventana en energía, (c) perfil típico aplicado a la imagen d y (d) mapa de cristales con una ventana en energía al fotopico del ^{137}Cs en $662 \text{ keV} \pm 20\%$.

3.0.4. Dependencia con la Temperatura

Algunos autores como [Stolin et al., 2014] y [Raylman et al., 2014] sugieren que los sistemas de detección funcionan con mayor eficiencia a temperaturas bajas. En este trabajo se realizaron adquisiciones a dos temperaturas: 23.0 °C y 15.4 °C.

Para disminuir la temperatura del sistema se diseñó un equipo de enfriamiento cuyo funcionamiento consiste en circular aire a presión, previamente filtrado para extraer todo tipo de humedad, a través de un solenoide metálico inmerso en un aparato de enfriamiento (en este caso se usó un mini-refrigerador). El aire frío se inyectó con una manguera de plástico en una caja que contiene al arreglo del detector. La figura 3.7 representa un esquema del sistema de enfriado.

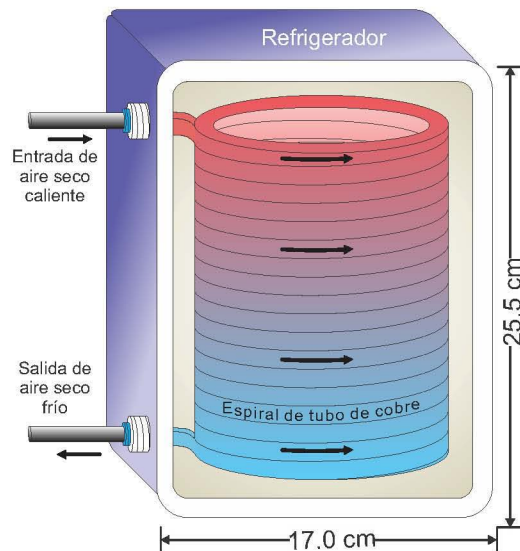


Figura 3.7: Esquema del sistema de enfriado de aire para controlar la temperatura de los arreglos de detectores.

En la figura 3.8 se incluyen los mapas de cristales a dos temperaturas; las imágenes corresponden al mismo detector. La temperatura se midió con un sensor de estado sólido modelo LM35 de Texas Instruments [Instruments, 2016].

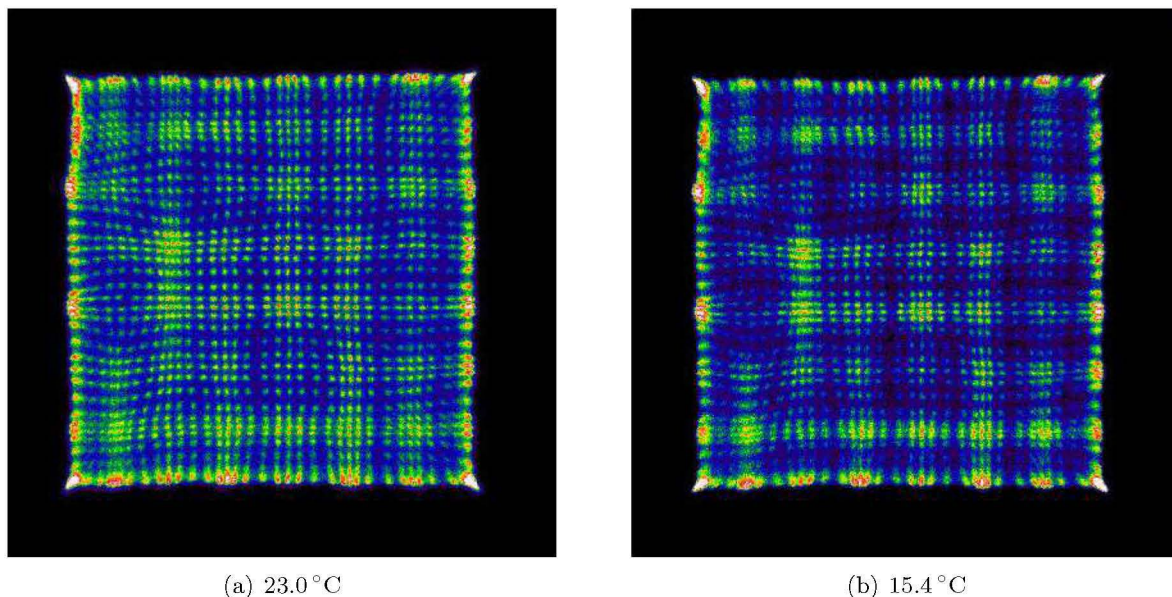


Figura 3.8: Mapa de cristales del mismo detector con el sistema a diferentes temperaturas: 23.0 °C y 15.4 °C.

La imagen 3.9 muestra los espectros en energía de los mapas de cristales a diferentes temperaturas, en ellos se aprecia un corrimiento del fotopico a canales menores, reduciendo la semianchura. Sin embargo, esto no se traduce en ningún beneficio en el número de píxeles físicos visualizados, ni en una menor distorsión geométrica ó una mejor uniformidad de detección.

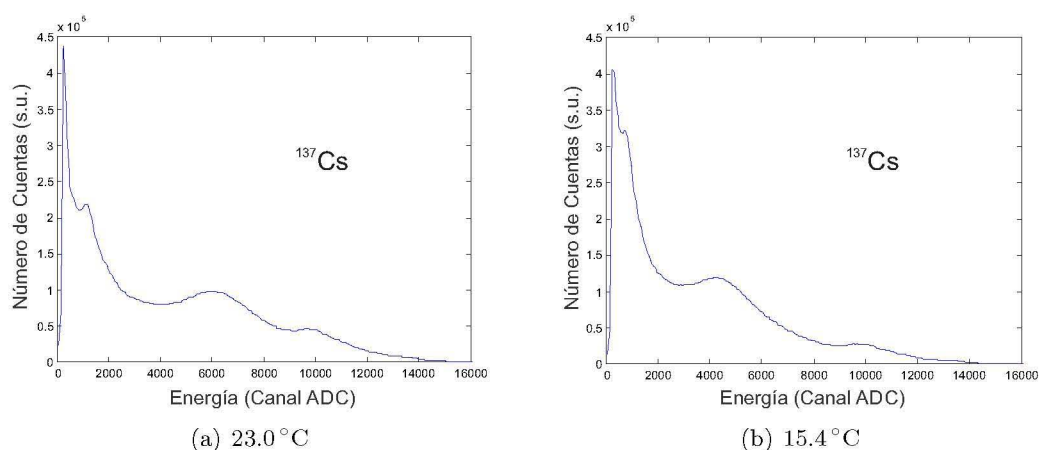


Figura 3.9: Espectros en energía de los mapas de cristales hechos con la tarjeta 4 Canales de la marca AiT.

3. RESULTADOS: MÓDULOS DE DETECCIÓN

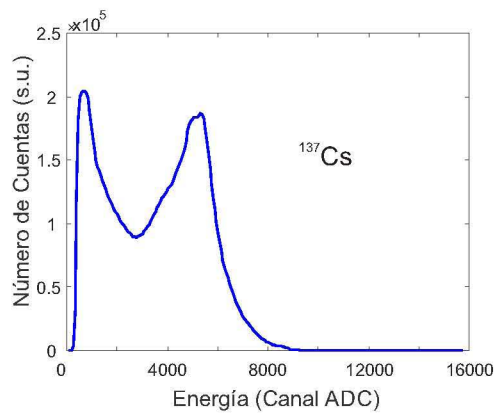
Como se puede apreciar en la imagen 3.8, no hay una mejora notable entre el sistema a temperatura ambiente y enfriándolo, por lo que se concluye que este sistema de detección puede operar a temperatura ambiente.

En las siguientes dos secciones se muestran los mapas de cristales obtenidos con tarjetas electrónicas diferentes, los dos mapas de cristales para ambos detectores con la tarjeta AiT de renglón-columna (sección 3.0.5) y el mapa de cristales del detector 2 con la tarjeta renglón-columna desarrollada en el Laboratorio de Imágenes Biomédicas del Instituto de Física de la UNAM (sección 3.0.6).

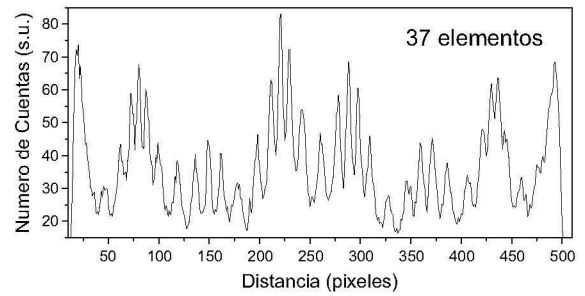
3.0.5. Tarjeta renglón-columna de la marca AiT

En la figura 3.10 se muestran los resultados obtenidos con la tarjeta AB4T-Array-64P de AiT Instruments para el detector 1. En a) se aprecia el fotopico cercano al canal 5000 con un FWHM de 2000 canales, dando una resolución en energía del 40%; en b) se observa el perfil tomado a lo largo de la línea amarilla del mapa de cristales en c), la intensidad de los picos es poco uniforme y algunos de ellos son apenas apreciables dando un cociente pico/valle menor a 1.7; en c) se muestra el mapa de cristales del arreglo de detección con una ventana en energía del 20%, se aprecian algunas zonas más intensas que otras y la distorsión geométrica es moderada.

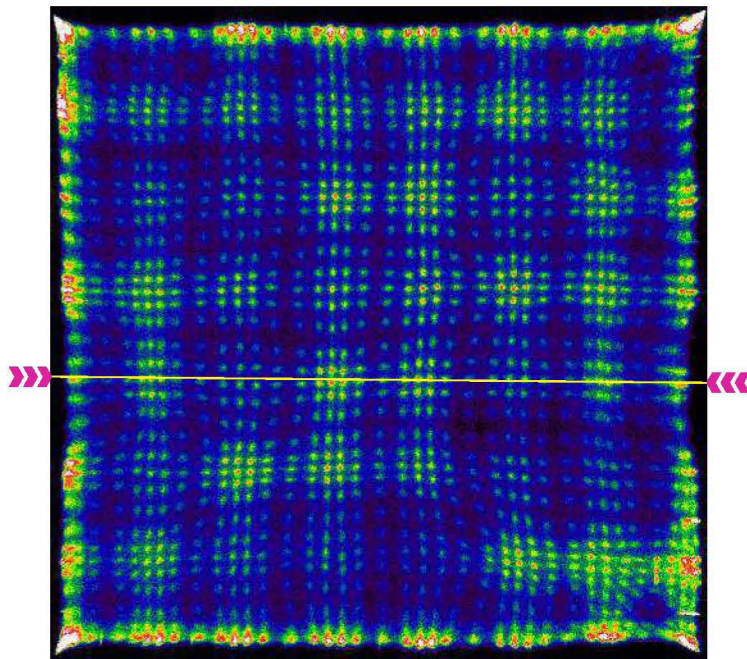
En el caso de la figura 3.11 se ven los resultados para el detector 2 que son similares a los mostrados para el detector 1 con la misma tarjeta; a diferencia que el perfil típico de intensidades es un poco más uniforme lo que se traduce en un cociente pico/valle mayor; en c) se aprecian zonas más intensas en lugares similares a la figura 3.10, lo que indica que esta diferencia en eficiencia de detección es introducida por la tarjeta AiT renglón-columna.



(a) Espectro en energía



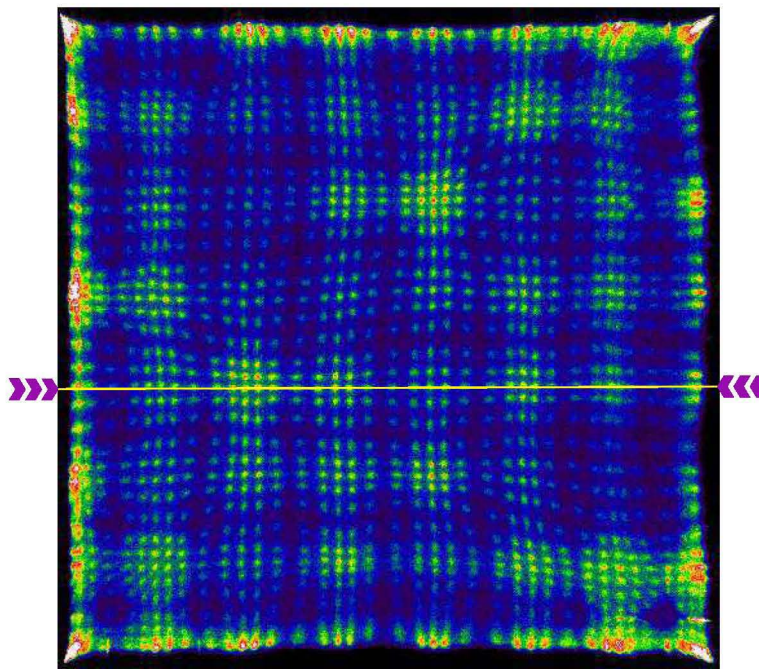
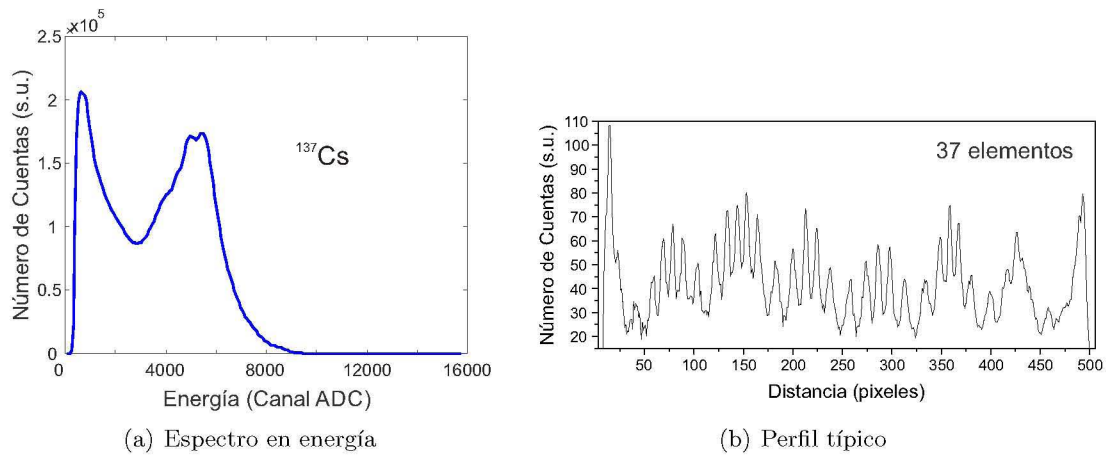
(b) Perfil típico



(c) Mapa de Cristales del Det 1

Figura 3.10: (a) Espectros en energía, (b) perfil típico del mapa de cristales para el detector uno usando la tarjeta renglón-columna de la marca AiT. El mapa de cristales se obtuvo aplicando una ventana en energía al rededor del fotopico del $\pm 20\%$.

3. RESULTADOS: MÓDULOS DE DETECCIÓN

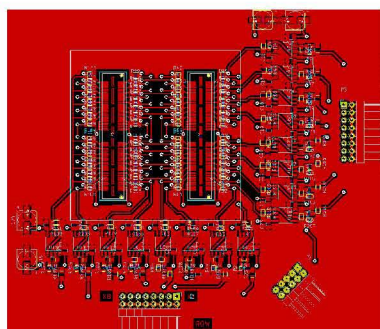


(c) Mapa de cristales del Det 2

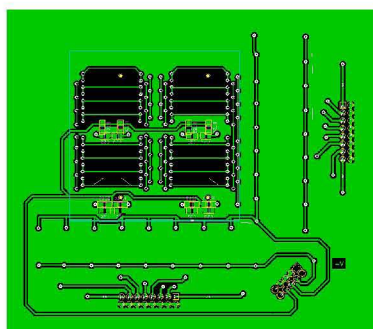
Figura 3.11: (a) Espectros en energía, (b) perfil típico del mapa de cristales para el detector dos usando la tarjeta renglón-columna de la marca AiT. El mapa de cristales se obtuvo aplicando una ventana en energía al rededor del fotopico del $\pm 20\%$.

3.0.6. Tarjeta IFUNAM de renglón-columna

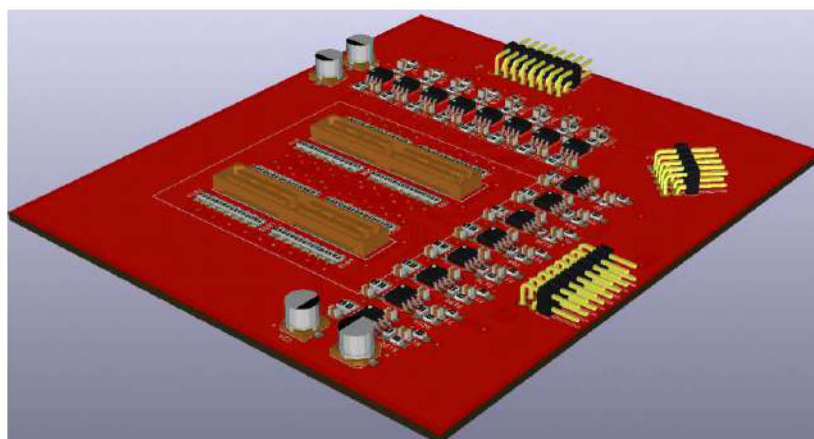
Los esquemas de la figura 3.12 muestran la tarjeta hecha en el Instituto de Física por el M. en C. Tirso Murrieta Rodríguez, la tarjeta consta de dos circuitos, uno por cada lado de la tarjeta.



(a) Cara superior



(b) Cara inferior



(c) Tarjeta terminada

Figura 3.12: Esquema de la tarjeta renglón-columna hecha en el IFUNAM por el M. en C. Tirso Murrieta Rodríguez; en a) se tiene la cara superior del circuito, en b) la cara inferior y en c) la tarjeta terminado con los conectores.

En la figura 3.13 la calidad de la imagen es espectacular en varios sentidos. En a) se aprecia el espectro en energía global, el fotopico para ^{137}Cs es muy claro y mucho más angosto en comparación con las demás tarjetas es por ello que tiene la mejor resolución en energía; en b) se aprecia un perfil típico de intensidad tomado sobre la línea blanca en c), en este todos los picos son casi de la misma intensidad, angostos y fáciles de identificar lo que indica una respuesta uniforme a lo largo de todo el detector; en c) se ve el mapa de cristales con una distorsión geométrica prácticamente nula, además de poder

3. RESULTADOS: MÓDULOS DE DETECCIÓN

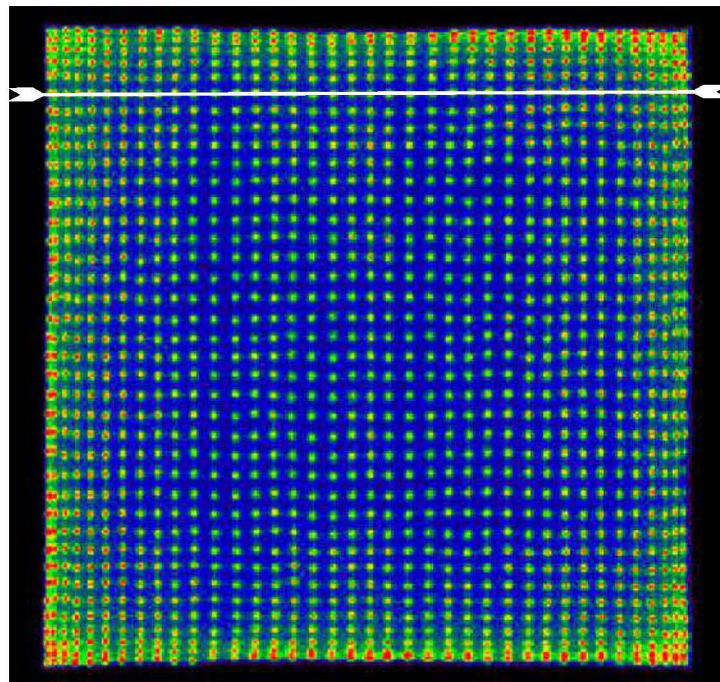
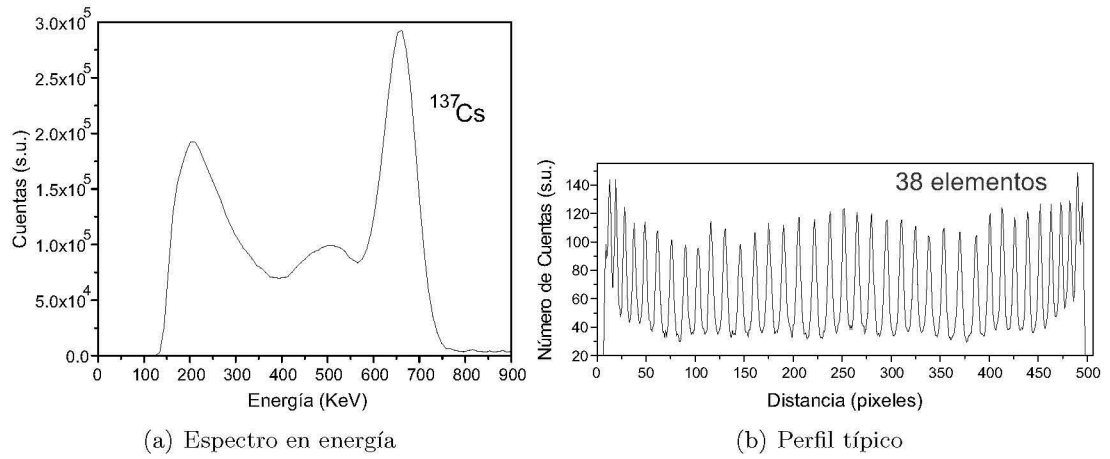
identificarse 38×38 elementos, es decir, una eficiencia mayor al 90% en los elementos detectados. Comparando con los resultados que se obtuvieron con las tarjetas AiT, la tarjeta IFUNAM las supera en elementos detectados, calidad en los perfiles globales en energía y uniformidad de detección.

La distorsión geométrica y la no uniformidad en la señal no se deben del todo al cristal LYSO, al acoplador óptico o al detector utilizado, sino que depende fuertemente de la electrónica empleada.

La tabla 3.1 resume el número de elementos visibles en cada mapa de cristales y el cociente pico/valle en los perfiles típicos del mapa de cristales. En todas las imágenes se usó una ventana en energía al rededor del fotopico del $^{137}\text{Cs} \pm 20\%$.

Detector	Cociente Pico-valle	Número de elementos visibles
Det 1 AiT 4 canales	1.78	36 x 36
Det 2 AiT 4 canales	1.50	36 x 36
Det 1 AiT renglón-columna	1.67	36 x 37
Det 2 AiT renglón-columna	1.77	37 x 37
Det 2 IFUNAM renglón-columna	3.10	38 x 38

Tabla 3.1: Cociente pico/valle de los mapas de cristales utilizando diferentes tarjetas electrónicas.



(c) Mapa de cristales del Det 2

Figura 3.13: (a) Espectro global en energía, (b) perfil típico del mapa de cristales para el detector dos usando la tarjeta IFUNAM renglón-columna. c) mapa de cristales obtenido aplicando una ventana en energía al rededor del fotopico del $\pm 20\%$.

3.1. Diagramas de Voronoi y corrección por distorsión geométrica

De la figuras 3.14 a la figura 3.18 se muestran los mapas de cristales y sus diagramas de Voronoi para los detectores 1 y 2 con las tres tarjetas diferentes, primero con la tarjeta AiT de 4 canales, después la tarjeta AiT renglón-columna y por último la tarjeta IFUNAM también de renglón-columna. A la izquierda se aprecia el mapa de cristales con las regiones de Voronoi sobrepuestas y de lado derecho están unicamente las regiones de Voronoi con el fin de visualizar más rápidamente las distorsiones geométricas.

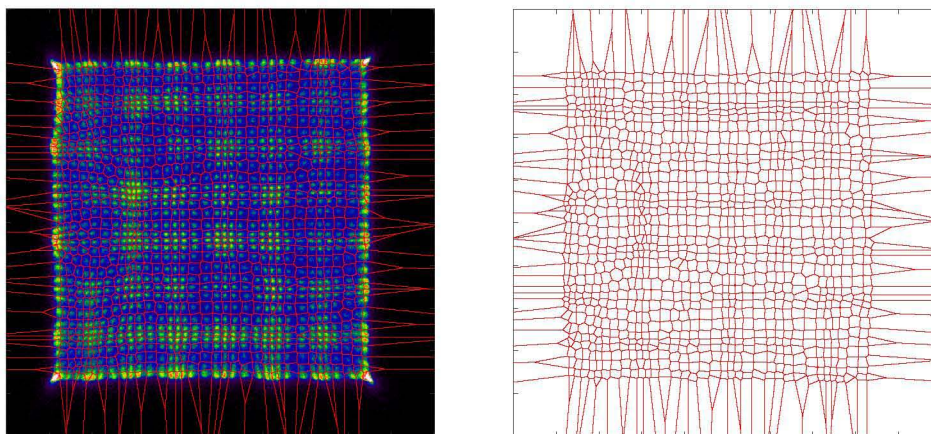


Figura 3.14: Diagrama de Voronoi del detector 1 usando la tarjeta AiT de 4 canales. Se pueden distinguir 36 x 36 elementos de los 40 x 40 elementos que conforman el cristal.

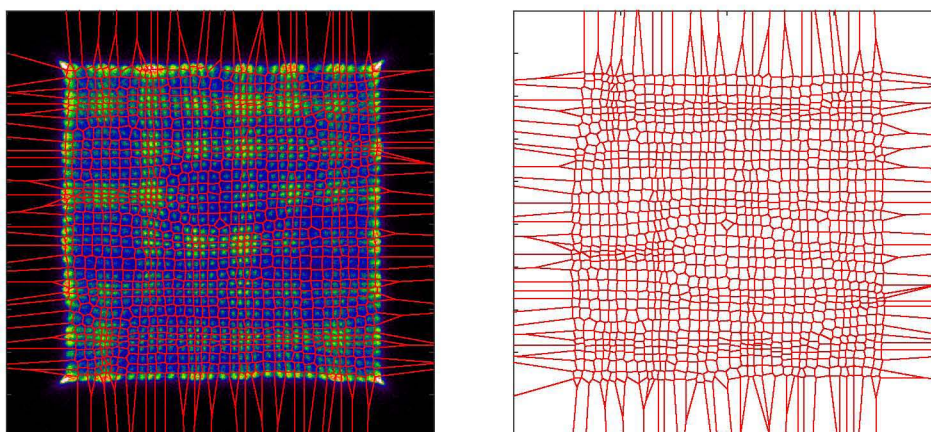


Figura 3.15: Diagrama de Voronoi del detector 2 usando la tarjeta AiT de 4 canales, hay 36 x 36 elementos visibles.

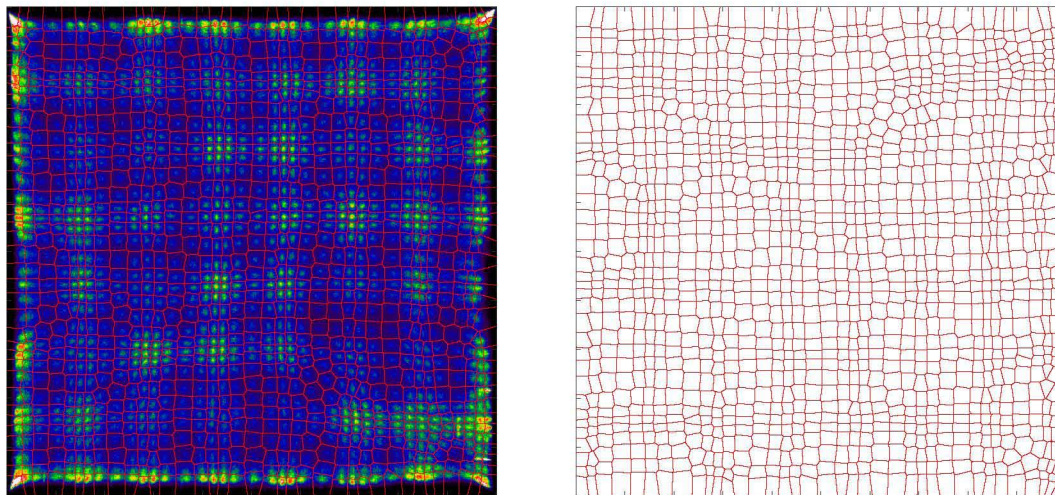


Figura 3.16: Diagrama de Voronoi del detector 1 con la tarjeta AiT renglón-columna, se identificaron 36×37 elementos dando una eficiencia mayor al 83 %.

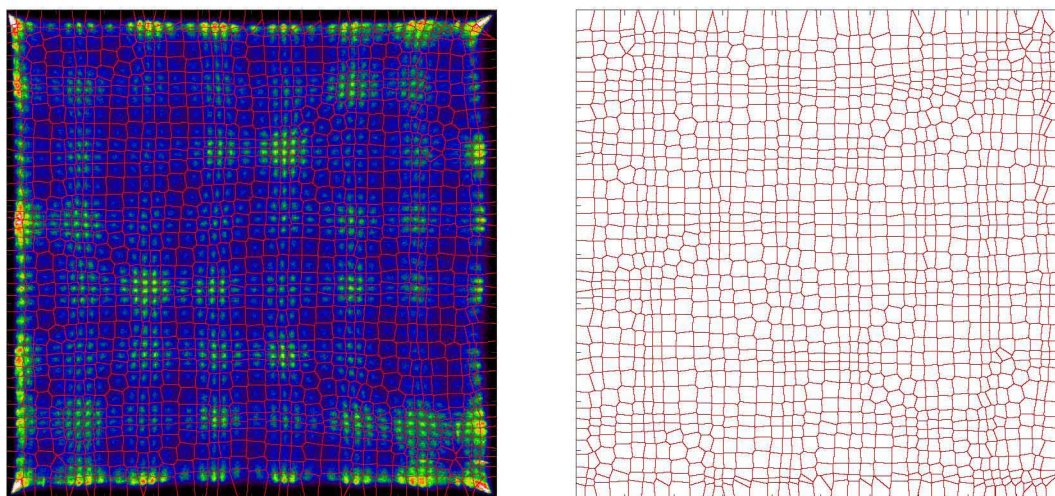


Figura 3.17: Diagrama de Voronoi del detector 2 usando la tarjeta AiT renglón-columna, en él se pueden apreciar 36×37 elementos de los 40×40 elementos.

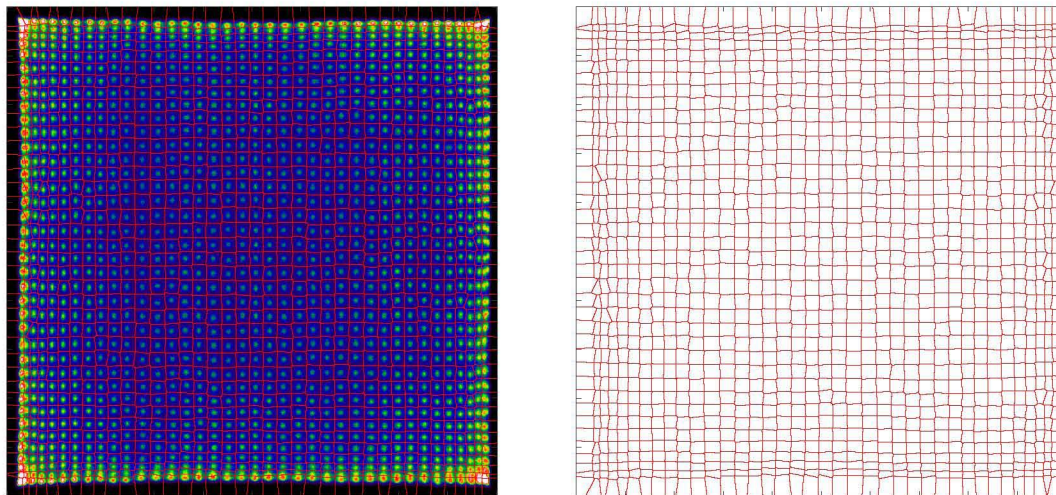


Figura 3.18: Diagrama de Voronoi del detector 2 usando la tarjeta IFUNAM renglón-columna, en él se pueden apreciar 38 x 38 elementos de los 40 x 40 elementos.

De los mapas de cristales anteriores se puede concluir que hay una mayor distorsión geométrica cuando se usa la tarjeta de 4 canales marca AiT que cuando se usan las tarjetas basadas en renglón-columna, además de tener una compresión del mapa en la zona central. La reducción del número de señales involucra una pérdida de información, lo que puede explicar estas diferencias.

Comparando las dos tarjetas renglón-columna se nota una menor distorsión geométrica y una respuesta más uniforme en cada elemento con la tarjeta del IFUNAM, en ambas la compresión del mapa de cristales en los bordes es menor; además, al comparar las figuras 3.16 y 3.17 se aprecia que algunas zonas más sensibles (elementos en color verde) se repiten en los mismos lugares aunque en ambas se cambió todo el sistema de detección por lo que estas zonas de mayor sensibilidad se deben a la tarjeta decodificadora AiT renglón-columna. Con la tarjeta IFUNAM se aprecia un 7% más de elementos detectados.

En esencia la diferencia entre las tarjetas renglón-columna es que una de ellas se basa en arreglos de diodos y la otra en resistencias; una posible explicación a la diferencia en el mapa de cristales es que las resistencias tienen un comportamiento lineal en su curva característica Voltaje-Corriente y los diodos tienen un comportamiento exponencial que después del voltaje de ruptura se aproxima a una recta, posiblemente estas variaciones en la respuesta de los diodos produzcan un cambio considerable en la señal. Para verificarlo es necesario conocer el tipo de diodos que usan las tarjetas AiT y hacer varias pruebas. Sin embargo, esa información es privada y no es el objetivo de esta tesis.

3.2. Matriz de uniformidad

Para conocer la respuesta individual de cada elemento respecto a la totalidad del detector se hizo una matriz de la siguiente manera: se colocó una fuente puntual a una distancia de 8 cm de los detectores a modo de simular una fuente extendida con una actividad homogénea en toda el área. En el caso que el detector fuera ideal, con una excelente eficiencia cuántica y sin pérdidas debidas a la electrónica entonces se tendrían el mismo número de eventos detectados en cada región de Voronoi, esto no ocurre, por lo que se debe construir una matriz que al multiplicar con cualquier imagen corrija estas pérdidas.

Los elementos con valores cercanos a la unidad tiene una alta sensibilidad de detección, mientras que los elementos con poca sensibilidad de detección tienen valores cercanos a cero.

La matriz de corrección por no uniformidad está constituida por el inverso de cada elemento de las figuras 3.19, 3.20 y 3.21. En la tabla 3.2 se enlistan la cantidad de datos en cada imagen y el espacio en disco que ocupan los datos para su comparación. Las matrices en cada figura se encuentran normalizadas al valor máximo de datos detectados en cada una.

Las adquisiciones se hicieron con una fuente de ^{137}Cs colocada a 8 cm de distancia con una actividad de 9 μCi . Al analizar los datos se aplicó una ventana en energía con centro en el canal correspondiente al fotopico del ± 15 a 20 %.

Arreglo de Detector	Número de datos en la Matriz de Uniformidad	Espacio en disco (MB)
Det 1 Tarjeta 4 Canales AiT	5,138,059	522
Det 2 Tarjeta 4 Canales AiT	5,714,044	532
Det 1 Tarjeta Renglón-Columna AiT	6,996,754	401
Det 2 Tarjeta Renglón-Columna AiT	7,217,783	407
Det 2 Tarjeta Renglón-Columna IFUNAM	6,627,027	524

Tabla 3.2: Número de Datos en la matriz de Uniformidad para cada uno de los arreglos de detección.

En la figura 3.19 se pone en evidencia que la matriz de uniformidad es similar para ambos detectores, cuyos valores de eficiencia de detección son menores a 0.5 en casi toda el área del detector y alcanza valores muy altos en las orillas. Se descartó que la

3. RESULTADOS: MÓDULOS DE DETECCIÓN

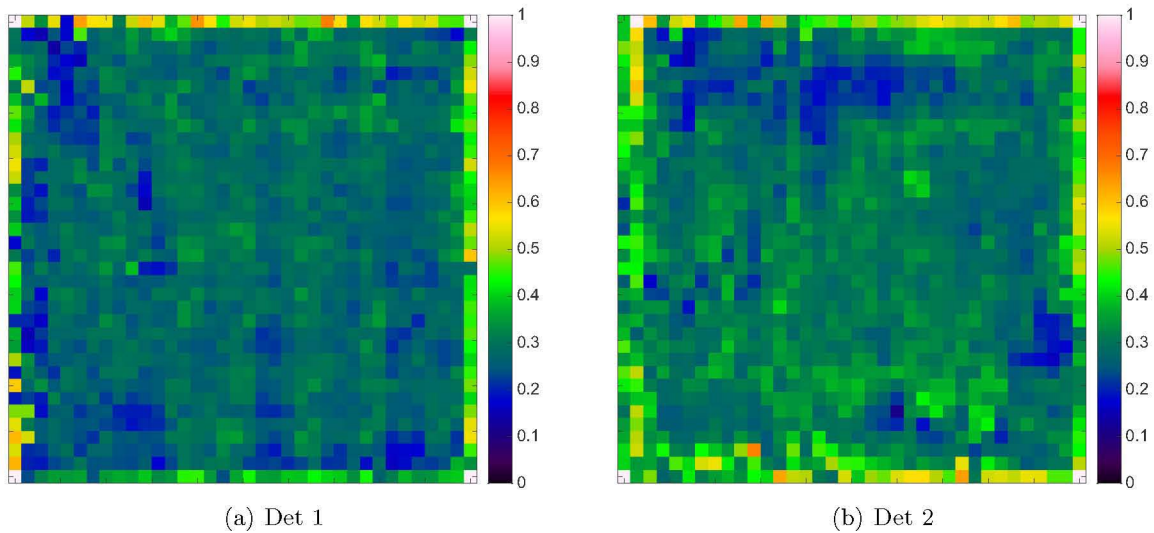


Figura 3.19: Matriz de uniformidad para ambos detectores usando la tarjeta electrónica de 4 canales marca AiT.

contribución en los bordes era debida a fotones dispersados al aplicar una ventana en energía. Aún con la discriminación en energía la señal en los bordes se mantuvo alta, por lo que se cree que las señales de dos o más cristales se superpusieron, generando voltajes más altos lo que se interpreta como un evento de mayor energía.

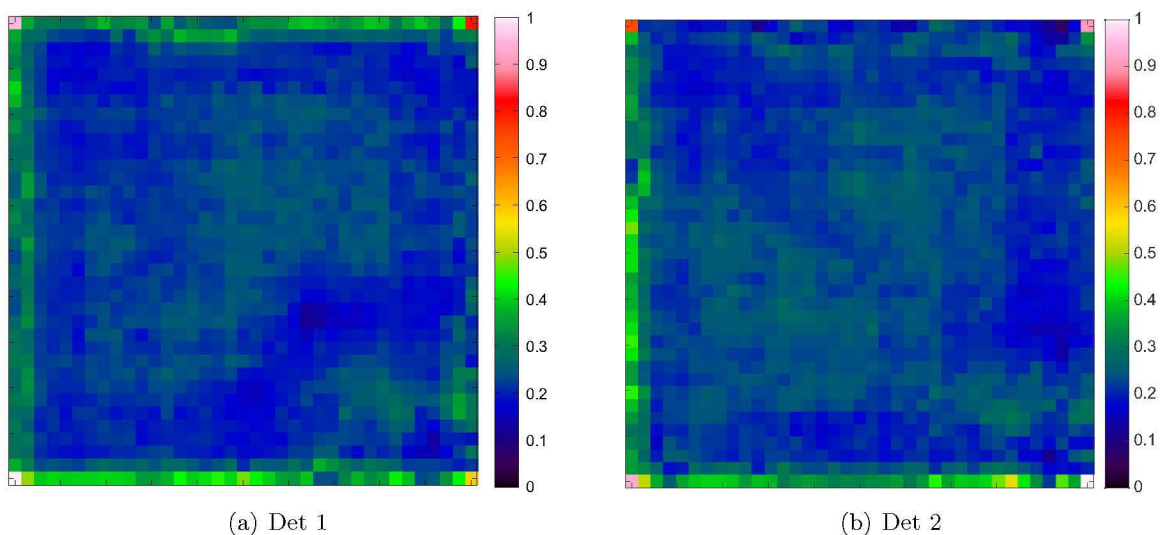
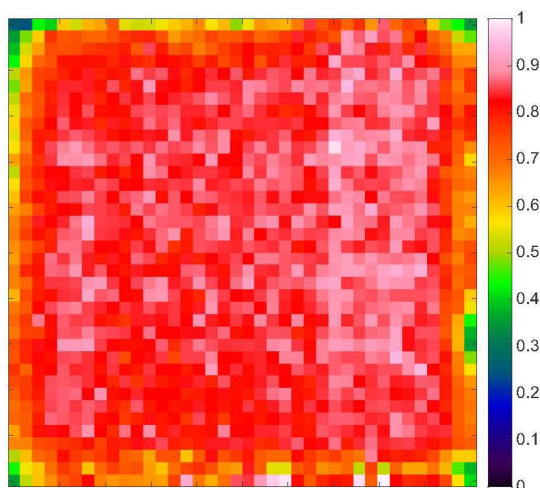


Figura 3.20: Matriz de uniformidad para ambos detectores usando la tarjeta electrónica renglón-columna marca AiT.

En las matrices de uniformidad obtenidas con la tarjeta renglón-columna de la marca AiT mostradas en la figura 3.20, poco más del 90 % de los elementos tienen una sensibilidad menor al 0.4 por lo que se concluye que su nivel de sensibilidad es bajo.



(a) Det 2

Figura 3.21: Matriz de uniformidad para el detector dos usando la tarjeta electrónica renglón-columna hecha en el IFUNAM a base de cadenas resistivas.

Con la tarjeta renglón-columna del IFUNAM, solamente se hicieron pruebas con el detector 2. Debido a que los cristales LYSO y las placas de acoplador óptico son muy similares entre si. En la figura 3.21 se obtuvo una respuesta más homogénea. Todos los elementos tienen valores cercanos a 1 por lo que su sensibilidad de detección es alta, la sensibilidad en los bordes es similar al resto del cristal y disminuye solo en las esquinas, lo que se puede entender debido a la pérdida de luz en el cristal centellador al interactuar con el material reflector en las paredes.

Por lo argumentos anteriores se puede decir que la tarjeta con una mayor eficiencia de detección y una respuesta más uniforme es la tarjeta IFUNAM.

3.3. Resolución en energía

Para evaluar la resolución en energía se hizo lo siguiente:

- Se obtuvo el mapa de cristales con una fuente de ^{137}Cs y otro sin fuente (a modo de tomar la contribución debida al fondo LYSO).
- Se corrigieron ambos mapas de cristales por distorsión geométrica con los diagramas de Voronoi.

3. RESULTADOS: MÓDULOS DE DETECCIÓN

- Se calcularon los espectros en energía en cada uno de los centroides o regiones de Voronoi.
- Al espectro con fuente se le restó el fondo LYSO.
- Se ajustó una función gaussiana al fotopico y con ello se calculó la resolución en energía (RE) mediante la ecuación 3.1.

$$RE = \frac{FWHM}{\bar{E}} \times 100\% \quad (3.1)$$

donde \bar{E} es el centro y FWHM la semi-anchura del ajuste gaussiano al fotopico. Entre menor sea este número mejor es la resolución en energía.

En los siguientes histogramas en 2D se representa con una escala de colores a la izquierda la resolución en energía y a la derecha la posición del canal ADC correspondiente al fotopico. Se uso la misma escala de colores en los histogramas de resolución en energía y una escala diferente para los canales ADC.

La resolución global en energía depende de las variaciones en la posición del fotopico de cada región; si en todas las regiones se tiene el mismo canal ADC entonces el espectro global tendrá un fotopico más angosto en comparación a si están en diferentes canales ADC, debido a que la suma de cada espectro individual contribuirá al ensanchamiento del espectro global.

La figura 3.22 muestra los resultados para la tarjeta AiT de 4 canales del detector 1, en a) el 25% de los puntos tienen una resolución en energía menor al 20% y en b), el intervalo corresponde al 54% del total de canales ADC disponibles en el sistema, lo cual es un intervalo muy amplio para un fotopico y demuestra una mala resolución en energía global. La figura 3.23 corresponde a los resultados de la tarjeta AiT de 4 canales para el detector 2, en a) el 31% de los puntos son menores al 20% y el intervalo en b) es igual del 54%.

La resolución en energía para una fuente de ^{137}Cs usando la tarjeta AiT de renglón-columna, se muestra en las figura 3.24 y 3.25 para el detector 1 y 2, respectivamente. En la primera figura en a) el 23% de los puntos son menores al 20% y el intervalo en b) corresponde al 30% del total de canales ADC. En la segunda en a) el 27% de los puntos son menores del 20% y el intervalo en b) es el 24%. Estos resultados son un poco mejores que los obtenidos con la tarjeta AiT de 4 canales.

Para el caso de la tarjeta renglón-columna hecha en el IFUNAM, en a) de la figura 3.26, el 85% de los puntos tienen una resolución en energía menor al 20% y el intervalo en b) es del 6% con lo que se concluye que ese arreglo de detección tiene una mejor resolución en energía tanto individual como global.

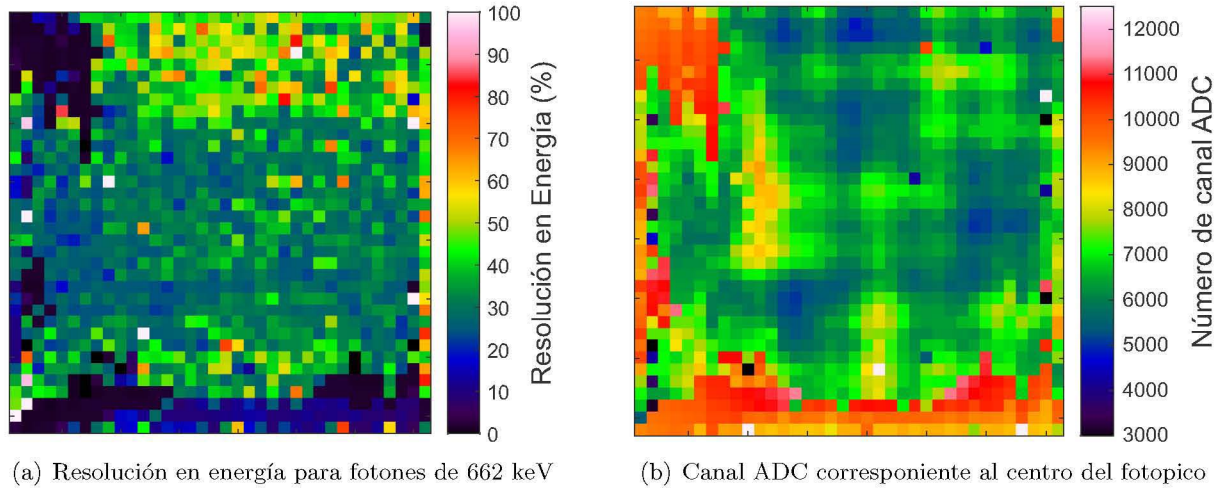


Figura 3.22: Resolución en energía para el detector 1 usando la tarjeta de 4 canales marca AiT, de lado derecho la matriz del canal ADC correspondiente al centro del fotopico en cada región de Voronoi.

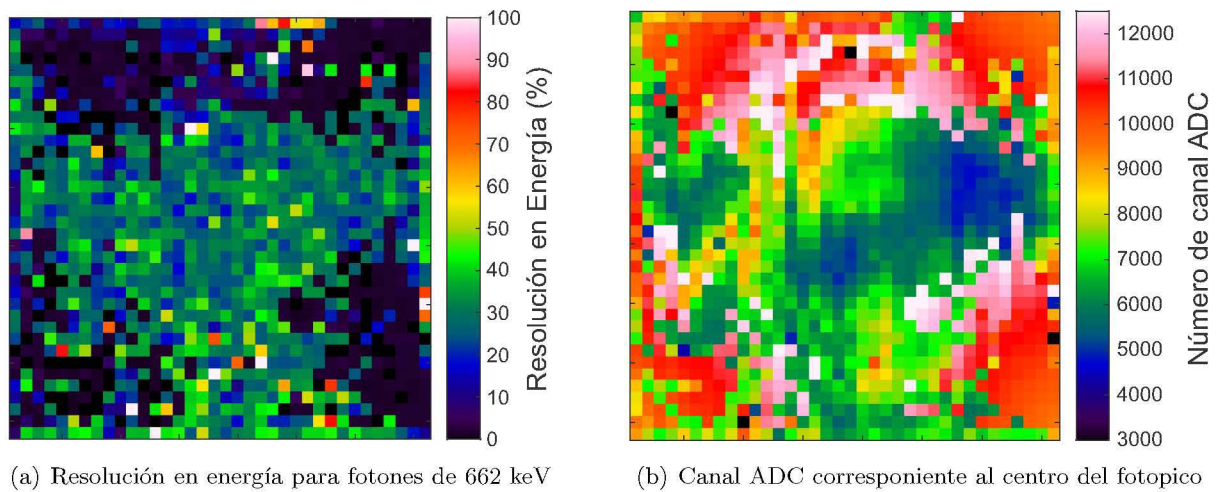


Figura 3.23: Resolución en energía para el detector 2 usando la tarjeta de 4 canales marca AiT, de lado derecho la matriz del canal ADC correspondiente al centro del fotopico en cada región de Voronoi.

Es importante notar que para comparar las imágenes se debe considerar que para la resolución en energía con la tarjeta renglón-columna basada en cadenas resistivas se modificó la escala (3.26), pasando de 0 - 100% a 0 - 15% al igual que el intervalo del canal ADC del centro del fotopico pasando de 2000 - 7000 a 4000 - 5000, con lo que se observa una respuesta en energía más uniforme en toda el área del cristal, superando a las tarjetas AiT.

3. RESULTADOS: MÓDULOS DE DETECCIÓN

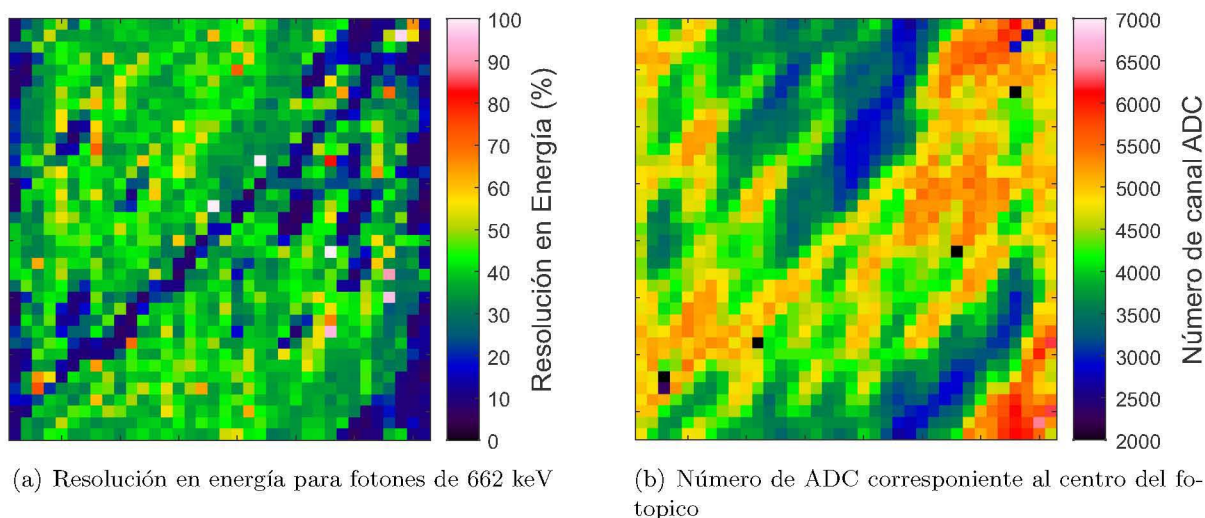


Figura 3.24: Resolución en energía para el detector 1 usando la tarjeta renglón-columna marca AiT, de lado derecho la matriz del canal ADC correspondiente al centro del fotopico en cada región de Voronoi.

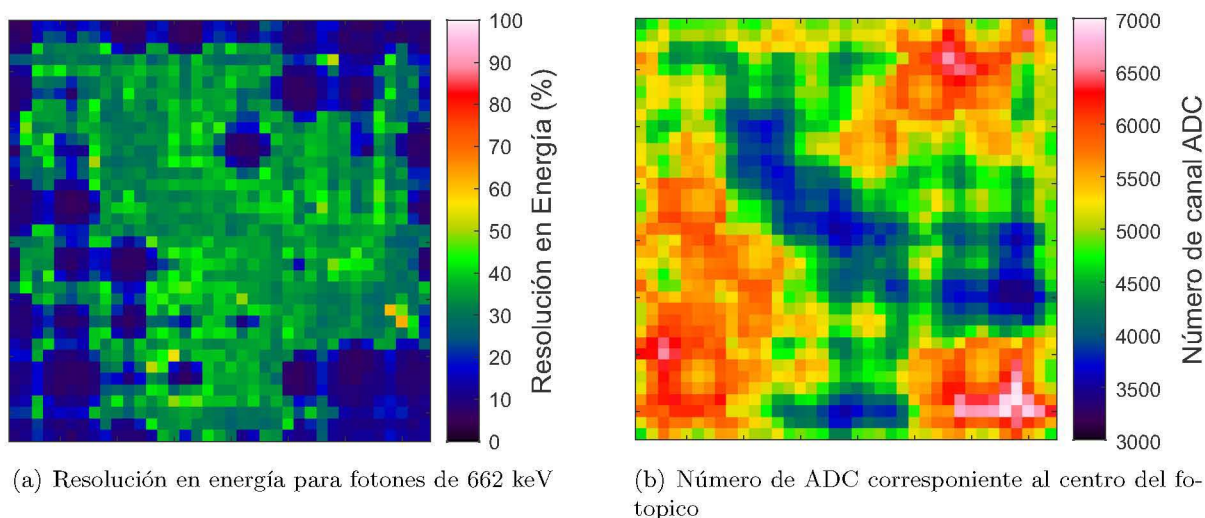


Figura 3.25: Resolución en energía para el detector 2 usando la tarjeta renglón-columna marca AiT, de lado derecho la matriz del canal ADC correspondiente al centro del fotopico en cada región de Voronoi.

En la tabla 3.3 se hace un resumen de la resolución en energía considerando el promedio de todos los elementos al igual que el número de elementos donde fue imposible detectar la posición del fotopico de 662 keV del ^{137}Cs .

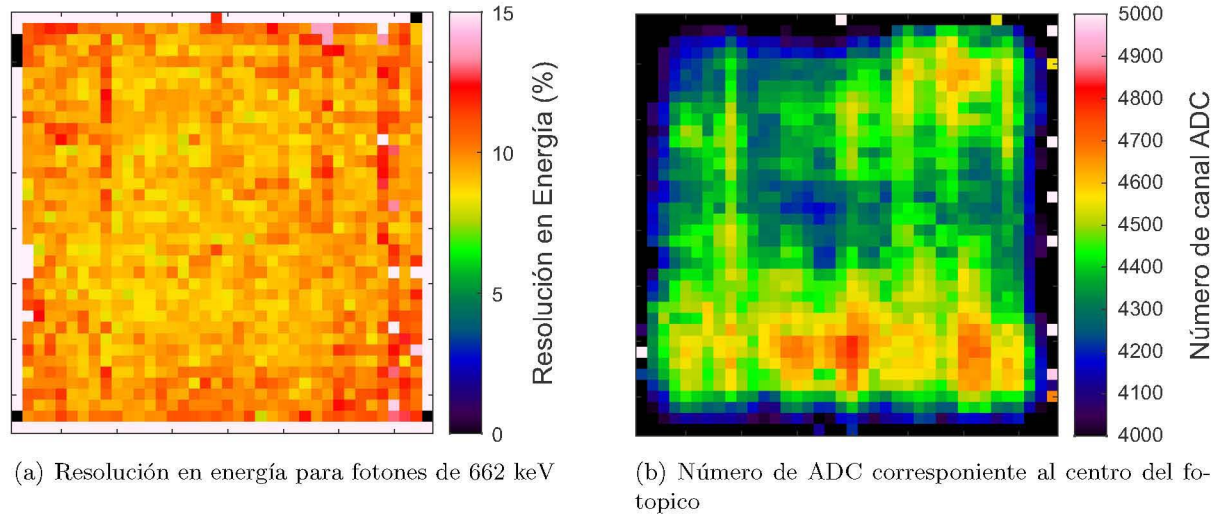


Figura 3.26: Resolución en energía para el detector 2 usando la tarjeta renglón-columna IFUNAM a base de cadenas resistivas.

De la tabla y de las imágenes anteriores se puede concluir que la mejor resolución en energía se logra con el uso de la tarjeta renglón-columna del IFUNAM que es menor al 10 % contra 20 a 30 % para AiT.

El número de elementos en los que no se pudo identificar un fotopico es menor para la tarjeta AiT de renglón-columna que para las demás. Sin embargo, la respuesta con la tarjeta IFUNAM es más uniforme a lo largo de toda el área del detector. Además, el canal ADC del centro del fotopico es muy similar en toda el área.

Detector	Resolución en Energía (%)	Elementos sin fotopico	<ADC> centro del fotopico
Det 1, AiT 4 canales	32.49	127	6829
Det 2, AiT 4 canales	20.19	380	8427
Det 1, AiT renglón-columna	34.08	53	4303
Det 2, AiT renglón-columna	26.12	20	5005
Det 2, IFUNAM renglón-columna	9.78	136	4368

Tabla 3.3: Comparación del promedio de la resolución en energía elemento por elemento para las tres diferentes tarjetas electrónicas usadas.

3. RESULTADOS: MÓDULOS DE DETECCIÓN

Para comparar la resolución en energía se hicieron los histogramas de barras en la figura 3.27, la escala de resolución en energía está entre 0 y 100% a intervalos de uno en uno. Los histogramas e) y f) son los resultados de usar la tarjeta renglón-columna del IFUNAM, la primera tiene la misma escala de colores que el resto de las figuras y la segunda es una ampliación de e), esto para ser consistente con la escala de la figura 3.26 a).

Las barras con rayas rojas en los histogramas de la figura 3.27 son los elementos en los que no se pudo identificar claramente un fotopico correspondiente a ^{137}Cs . El número de datos en cada figura es igual al total de elementos identificados, excepto en f) que es una ampliación de e); en las figuras a) y b) el número de elementos sin identificar es mayor al resto de los casos, además la distribución de resolución en energía para las tarjetas AiT es mucho más amplia que para la tarjeta IFUNAM es por eso que el detector con la tarjeta IFUNAM es mejor al resto de detectores.

Una vez caracterizados los módulos de detección, se puede restar la señal debida al fondo LYSO a cualquier imagen que se desee y no introducir información falsa por distorsión geométrica o no uniformidad de detección.

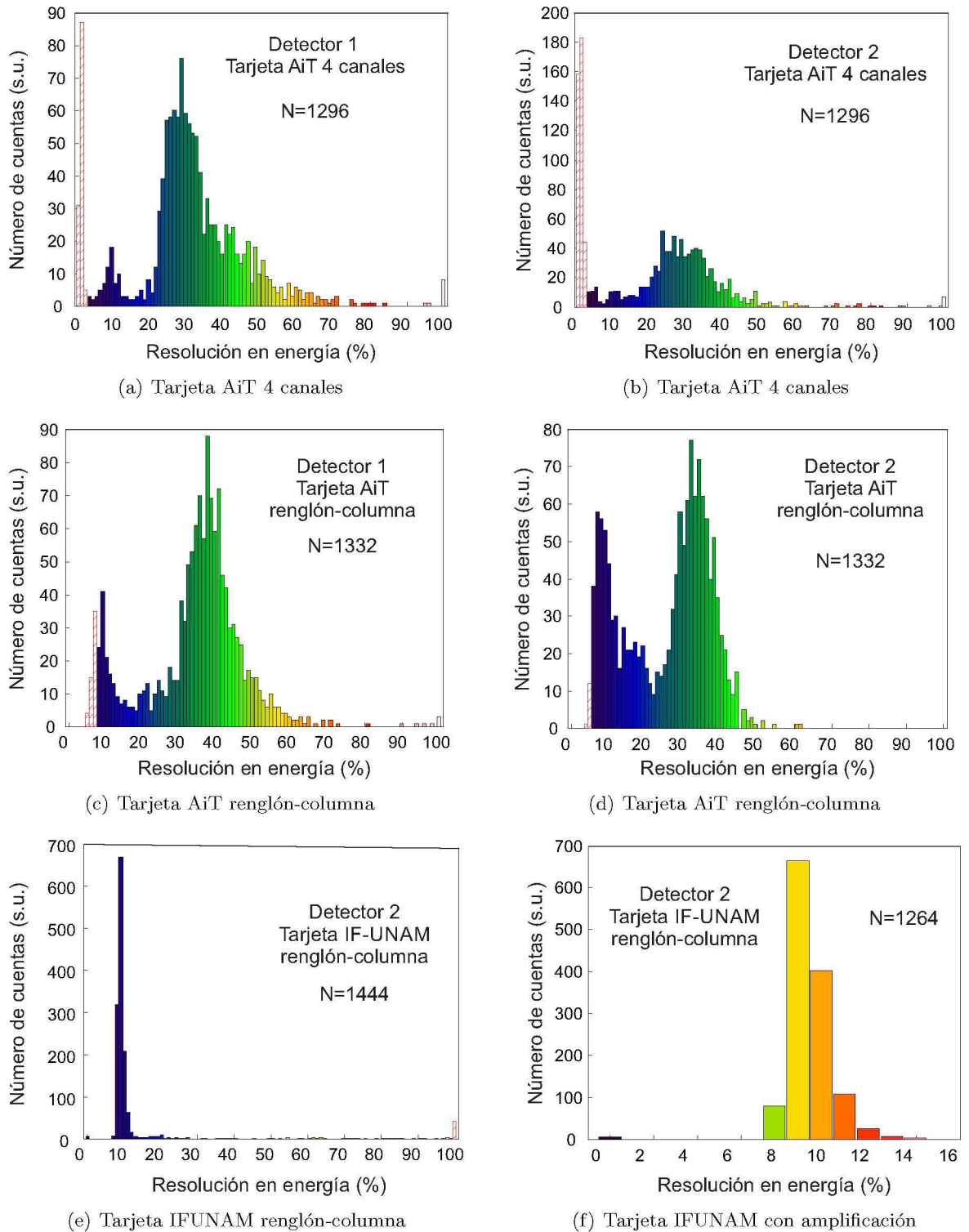


Figura 3.27: Histogramas de la resolución en energía para todas las tarjetas electrónicas usadas, en e último renglón se repite el caso de la tarjeta renglón-columna del IFUNAM a diferente escala. Las barras con rayas rojas representan elementos donde no se observa claramente la presencia de un fotopico correspondiente a fotones de 662 keV.

Algoritmos de Reconstrucción

En este capítulo se mostrarán los algoritmos de reconstrucción utilizados para la formación de imágenes con los arreglos de detectores caracterizados en el capítulo anterior.

4.1. Geometría de Haz Paralelo

Para implementar este algoritmo fue necesario separar los datos dependiendo del detector que provienen. A estos datos separados se les aplicó una ventana en energía para disminuir el número de señales debida a fotones dispersados, además se corrigieron las coordenadas del evento por distorsión geométrica con ayuda de los diagramas de Voronoi, como se mencionó en la sección 3.1.

Tanto los datos sin corrección y con corrección por distorsión geométrica se analizaron con la condición propia del algoritmo de geometría de haz paralelo (PBG, *parallel beam geometry*) donde se aceptan las LOR perpendiculares a ambos detectores. Para ello se filtran todas las señales y se aceptan aquellas posiciones que difieran a lo más de 5.74 mm en la dirección x y 5.74 mm en la dirección y , que corresponde a 4 de los 40 elementos físicos en el cristal LYSO.

El montaje experimental constó en colocar dos detectores paralelos separados una distancia de 7 cm, por otro lado se llenaron con ^{18}F 1 y 3 capilares (todos con 1 mm de diámetro interno) con una actividad, al momento de hacer el experimento, de 67 μCi para el caso de 1 capilar y de 35 μCi en cada uno de los tres capilares; estos se usaron para implementar el algoritmo PBG. Las fuentes lineales sirvieron para evaluar la resolución espacial del detector.

En el primer experimento se colocó una fuente lineal a la mitad de los dos detectores, como se puede ver en la figura 4.1, en a) se tiene una vista superior y en b) una vista lateral del experimento. En el segundo experimento se repitió el montaje experimental

4. ALGORITMOS DE RECONSTRUCCIÓN

anterior pero ahora se colocaron tres fuentes lineales separadas 8 mm entre si como se observa en la figura 4.4.

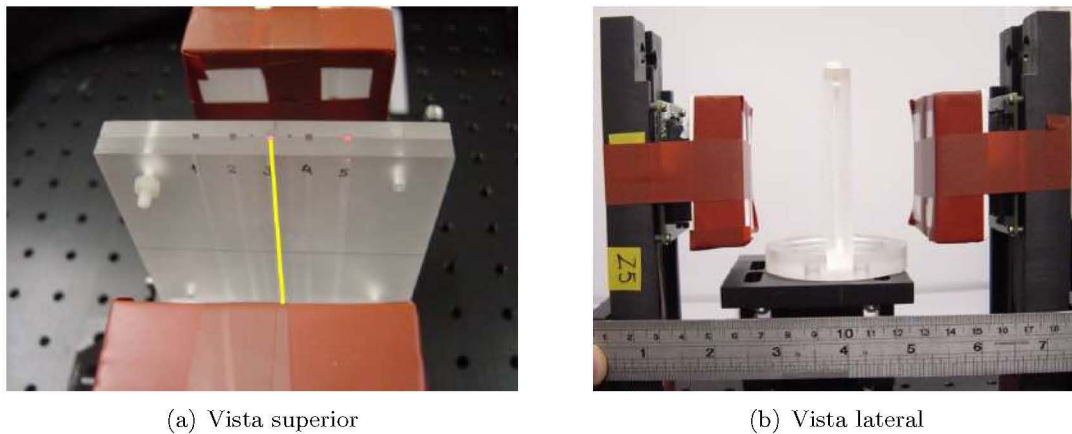


Figura 4.1: Fotografía del montaje experimental de una fuente lineal entre dos detectores colocados a una distancia de 7 cm de separación.

Para las figuras 4.2 y 4.5, en a) se muestran las imágenes obtenidas con el algoritmo de PBG sin corrección por distorsión geométrica, en b) se muestra el perfil calculado con la suma de todos los perfiles horizontales entre las líneas amarillas de a). Las líneas amarillas ocupan el tercio central de la figura y corresponden a 170 perfiles horizontales.

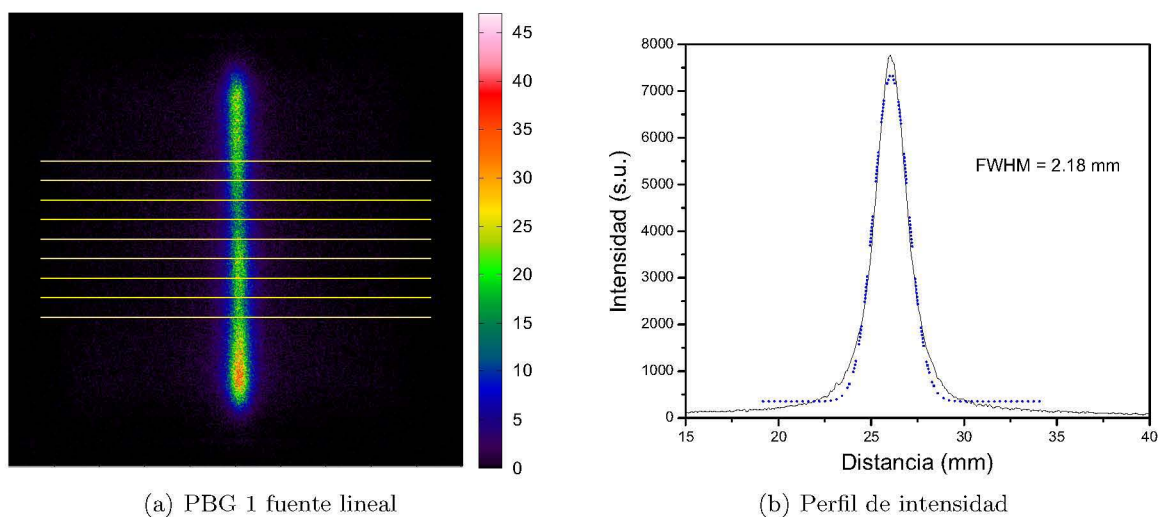


Figura 4.2: a) Imagen de una fuente lineal hecha con PBG sin corrección por distorsión geométrica, b) Suma de perfiles horizontales en las líneas amarillas de la figura a).

Después de aplicar la corrección por distorsión geométrica se obtuvieron las figuras

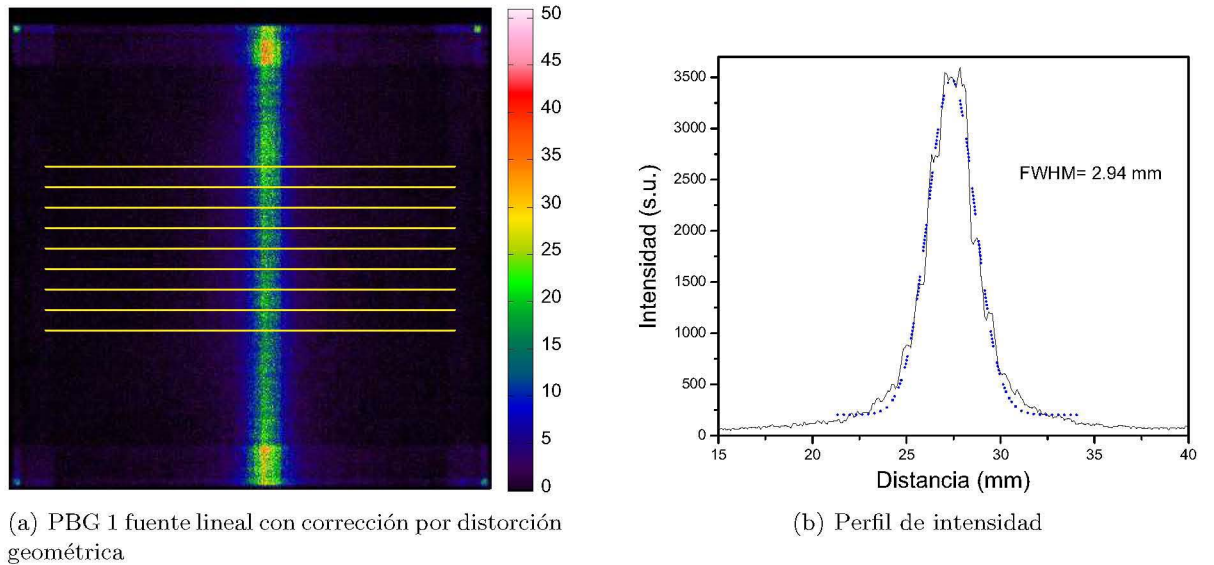


Figura 4.3: a) Imagen de 1 fuente lineal por PBG con corrección por distorsión geométrica usando las regiones de Voronoi, b) Suma de perfiles horizontales en las líneas amarillas de la figura a).

4.3 y 4.6 para 1 y 3 fuentes, respectivamente, también se sumaron los perfiles horizontales del tercio central, mostrados en b) a lo que se ajustó una gaussiana y se midió su FWHM.

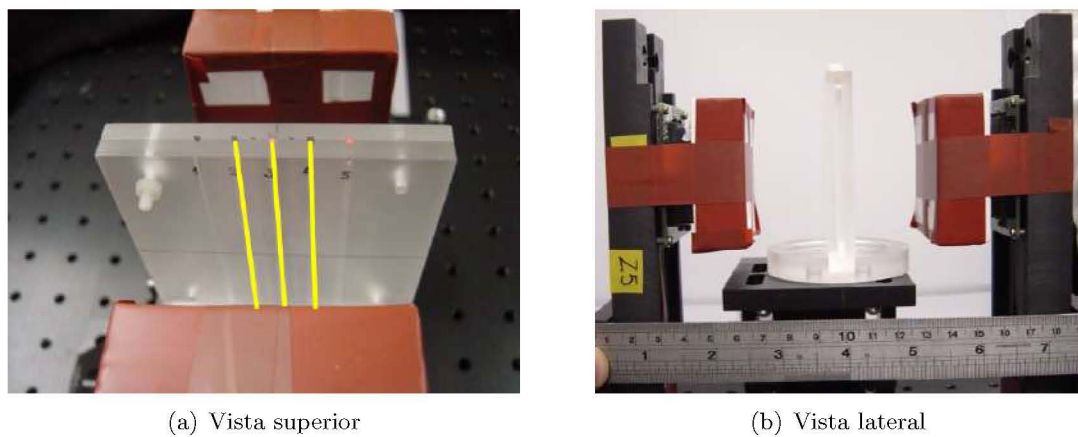


Figura 4.4: Fotografía del montaje experimental de tres fuentes lineales al centro de dos detectores separados 7 cm entre sí.

En la tabla 4.1, en el caso de 1 fuente lineal se observa una disminución del 35% en el número de datos antes y después de la corrección por distorsión geométrica, esto debido a que algunas posiciones de detección estaban agrupadas por la distorsión

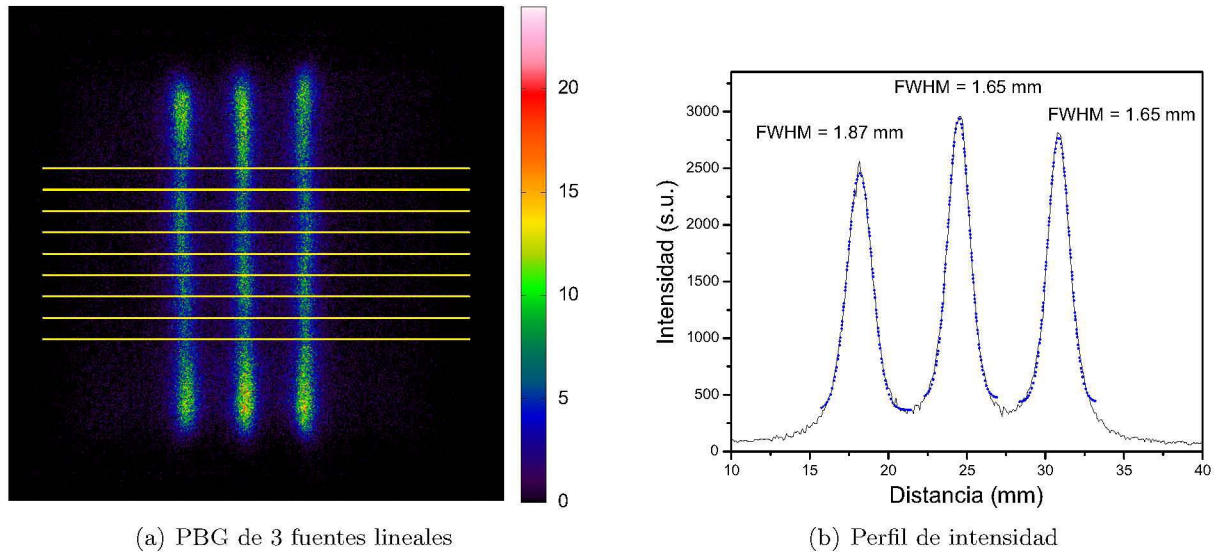


Figura 4.5: a) Imagen de 3 fuentes lineales por PBG sin corrección por distorsión geométrica, b) Suma de perfiles horizontales en las líneas amarillas de la figura a), las líneas amarillas ocupan el tercio central del total de la imagen.

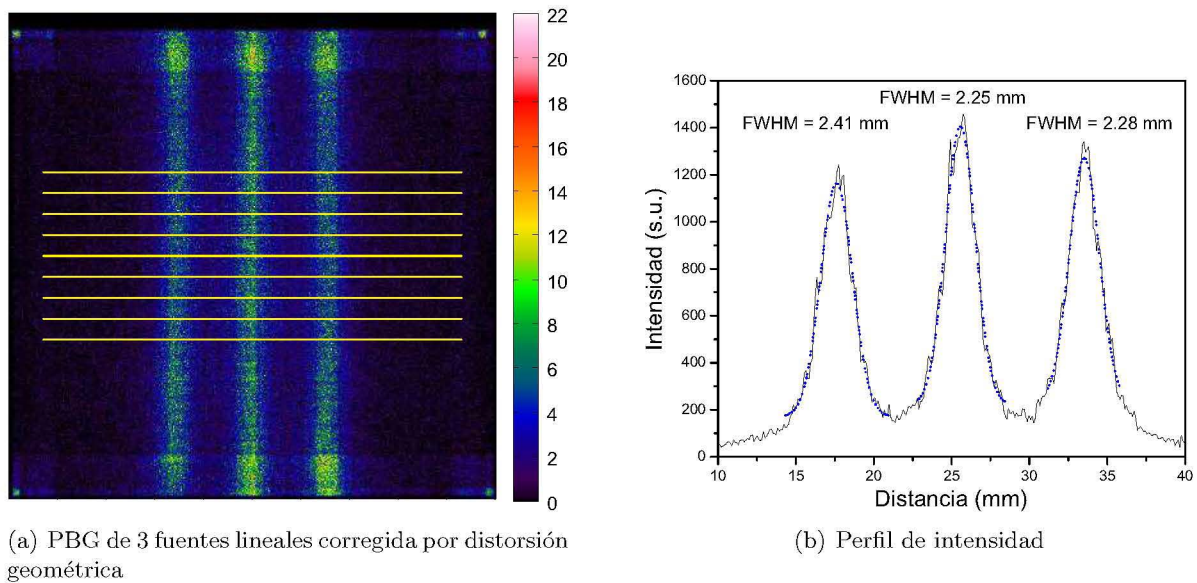


Figura 4.6: Montaje experimental de tres fuentes lineales entre dos detectores con correcciones por distorsión geométrica.

geométrica en el detector y al aplicar la corrección por Voronoi se separaron, por lo que ya no cumplieron con las condiciones que exige PBG. Por esta misma razón es que hay un aumento en la semianchura igual del 35 %.

	Sin corrección por distorsión geométrica	Con corrección por distorsión geométrica
Número de datos 1 fuente lineal	237582	153759
FWHM (mm) 1 fuente lineal	2.18	2.94
Número de datos 3 fuentes lineales	218536	137740
FWHM (mm) 3 fuentes lineales	1.72	2.31

Tabla 4.1: Comparación del efecto de corregir por distorsión geométrica con PBG para 1 y 3 fuentes lineales en el número de datos y FWHM de las imágenes 4.3 y 4.6.

En el caso de 3 fuentes lineales, el número de datos disminuye 37% después de aplicar la corrección por distorsión geométrica, la FWHM aumenta 34%, por la misma razón que en el caso de 1 fuente lineal. Sin embargo, analizando la figura 4.6 b) se calculó el promedio de la distancia entre los puntos máximos de cada gaussiana, siendo de 7.95 mm lo cual es muy cercano a 8 mm que es la separación real entre las fuentes lineales.

Aplicar las correcciones por distorsión geométrica antes de la condición de PBG permitió expandir las figuras de las fuentes lineales hacia los bordes superior e inferior, dando como resultado una resolución espacial de 2.94 mm para una fuente de 1 mm de diámetro.

4.2. Tomografía de Plano Focal

Para poder utilizar el algoritmo de tomografía de plano focal (FPT, *focal plane tomography*) es necesario construir la matriz de probabilidad, para ello se hizo un código en el cual se generaron 100 mil puntos al azar en toda el área de cada uno de los dos detectores y se trazaron todas las LOR posibles formadas con estos puntos. La matriz refleja la probabilidad en cada pixel de que ocurra un evento de aniquilación en esa posición y es igual a la suma del LOR generadas artificialmente que pasan por él.

Es necesario crear una matriz de corrección por eficiencia geométrica en el mismo lugar donde se quiere reconstruir un plano y debe ser del mismo número de pixeles que la imagen. Las imágenes obtenidas por el algoritmo de tomografía de plano focal deben ser multiplicadas por la matriz de corrección por eficiencia geométrica. La imagen 4.7 muestra un conjunto de matrices de probabilidad a diferente distancias, todas ellas tienen el mismo número de puntos pero a medida que se acercan al centro geométrico del

4. ALGORITMOS DE RECONSTRUCCIÓN

arreglo de detectores, la probabilidad de detección de una fuente en el centro es mucho mayor.

La matriz de corrección por eficiencia geométrica le da más peso a los fotones de las orillas y menor peso a los fotones emitidos en el centro de la geometría. Al calcular el inverso de los elementos de la matriz de probabilidad hay un problema con los números muy cercanos a cero pues en la matriz inversa tienden a infinito. Para tomarlos en cuenta se hizo una normalización a la matriz de probabilidad usando la siguiente expresión.

$$M = (M + 1) * \frac{\langle M \rangle}{\max(M)} \quad (4.1)$$

donde M representa la matriz de normalización para cada plano de la figura 4.7.

En cada caso se hicieron 20 imágenes con los datos para 1 y 3 fuentes lineales de 512 x 512 pixeles equidistantes con una separación de 3.18 mm, los datos se corrigieron previamente por distorsión geométrica.

La figura 4.8 muestra las imágenes reconstruidas por tomografía de plano focal para 1 fuente lineal, en ella se observa una línea nítida a 35.0 mm que corresponde al lugar donde se colocó la fuente en el arreglo experimental. Con el software ImageJ y las matrices de la figura 4.8 se hizo una reconstrucción en los planos xz y yz con un tamaño de pixel de 0.1 mm x 0.1 mm x 3.18 mm en los planos x,y,z respectivamente, el resultado de esta reconstrucción se aprecia en la figura 4.9. Con esta última figura es más fácil visualizar la posición de la fuente lineal reconstruida por FPT y compararla con el arreglo experimental de la foto 4.2, demostrando la eficiencia del algoritmo de reconstrucción al ser muy parecidas. La distorsión en el plano yz es propia del algoritmo FPT.

Para tres fuentes lineales, la figura 4.10 muestra las diferentes imágenes reconstruidas por FPT, al igual que en el caso anterior se hizo una reconstrucción en los diferentes planos dando como resultado la figura 4.11, en ellas se aprecian las tres fuentes de manera nítida a 35.0 mm y 38.2 mm. Si se recuerda el montaje experimental las fuentes estaban a 35.0 mm, esto muestra las limitantes del algoritmo al no ser una reconstrucción tomográfica, además de que el tamaño de pixel en la dirección z es de 3.18 mm, eso quiere decir que las dos imágenes están separadas únicamente por un pixel.

Se calcularon los perfiles de intensidad de las imágenes generadas por FPT a 35.0 mm (distancia donde las fuentes lineales son más nítidas), para ello se sumaron los perfiles horizontales de intensidad del tercio central de la imagen (170 perfiles). En el caso de una fuente lineal se obtuvo el perfil de la figura 4.9 b), donde se ajustó una

gaussiana y se calculó su FWHM dando un valor de 3.44 mm, así la resolución espacial para una fuente lineal de 1 mm es de 3.44 mm. En el caso de tres fuentes lineales se obtuvo la figura 4.11 b) con un promedio de FWHM de 2.94 mm y una separación entre máximos de 8 mm en promedio, siendo igual al valor real de separación de las fuentes.

4. ALGORITMOS DE RECONSTRUCCIÓN

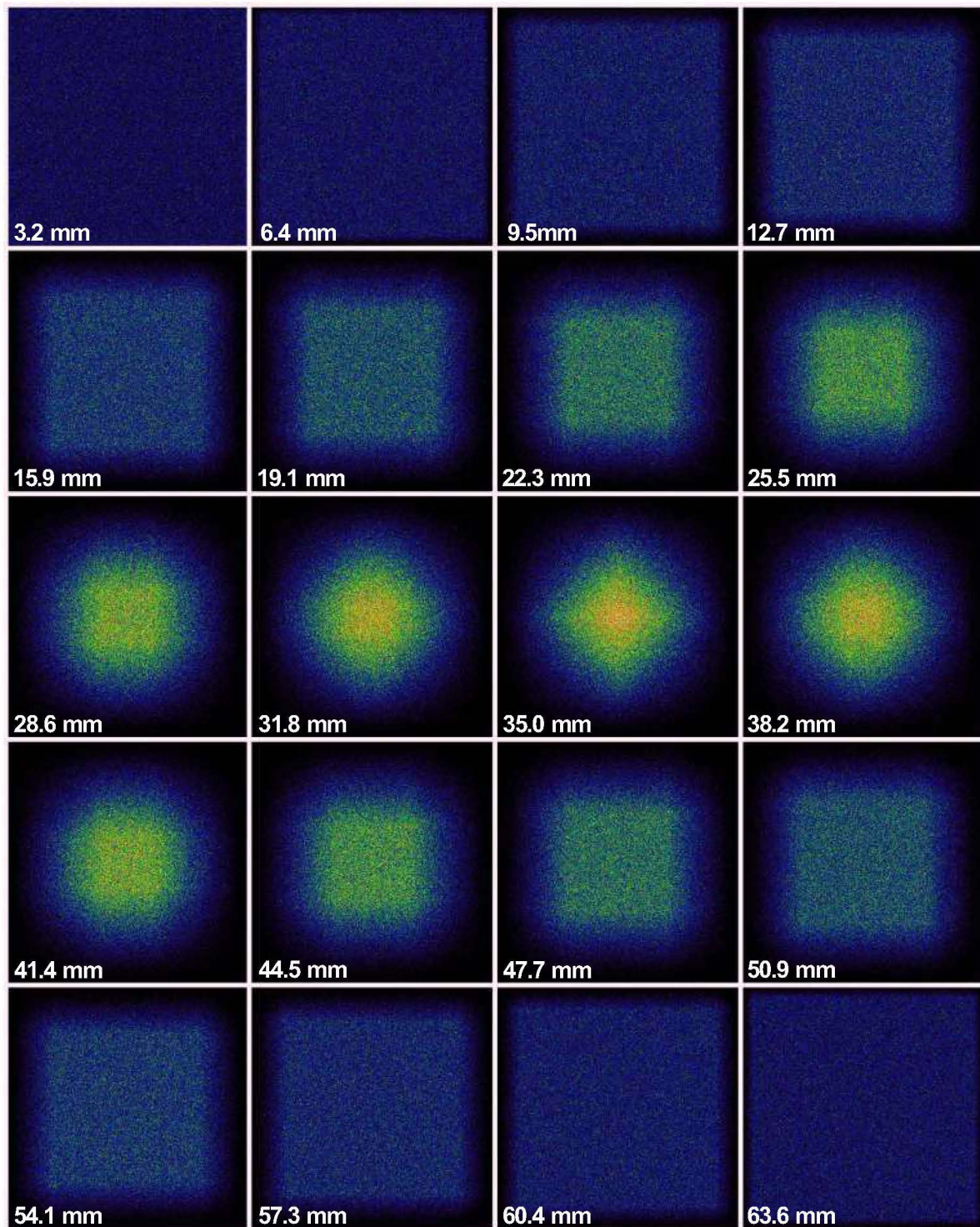


Figura 4.7: Matrices de probabilidad de emisión para dos detectores separados una distancia de 70.0 mm.

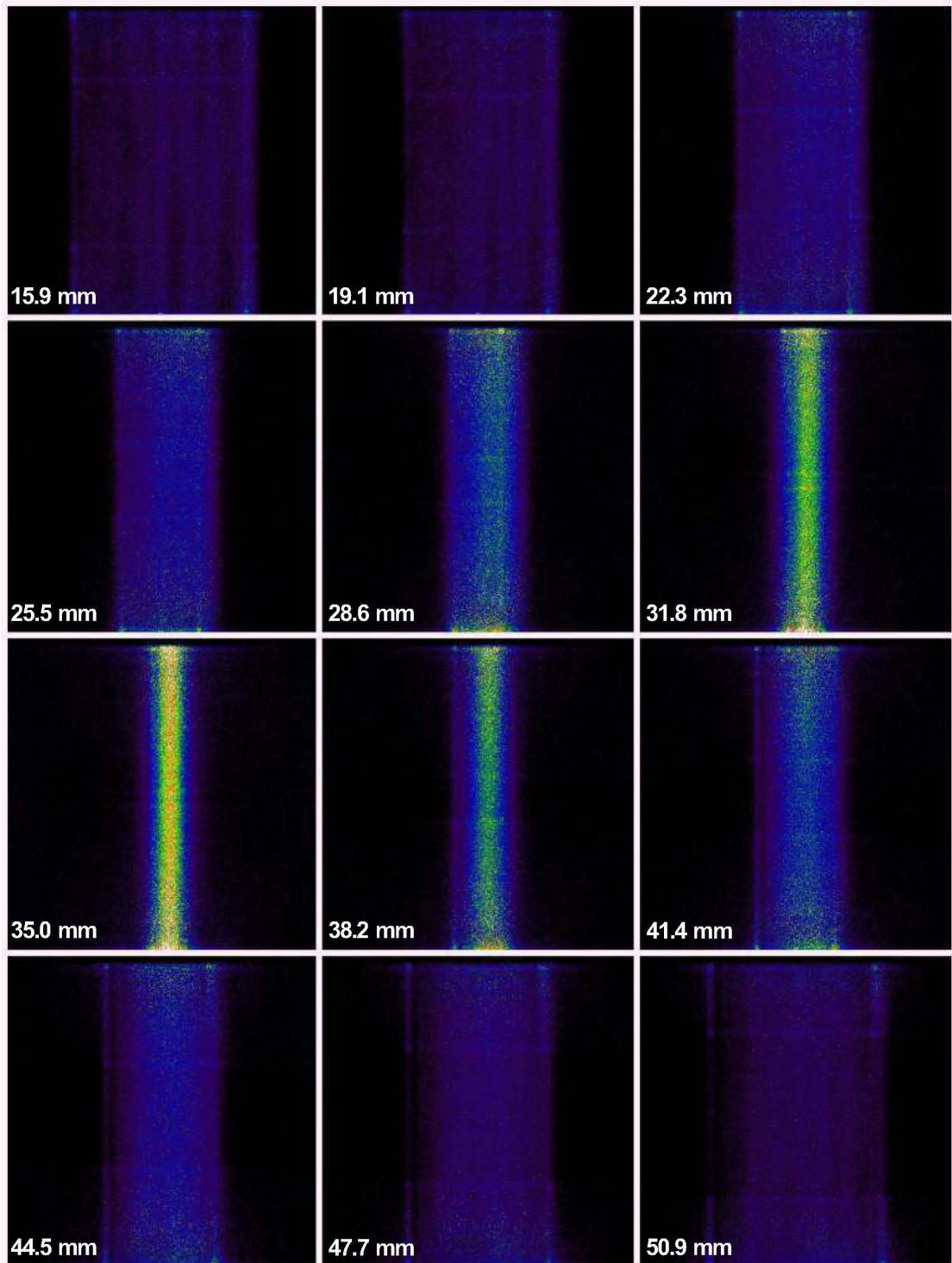
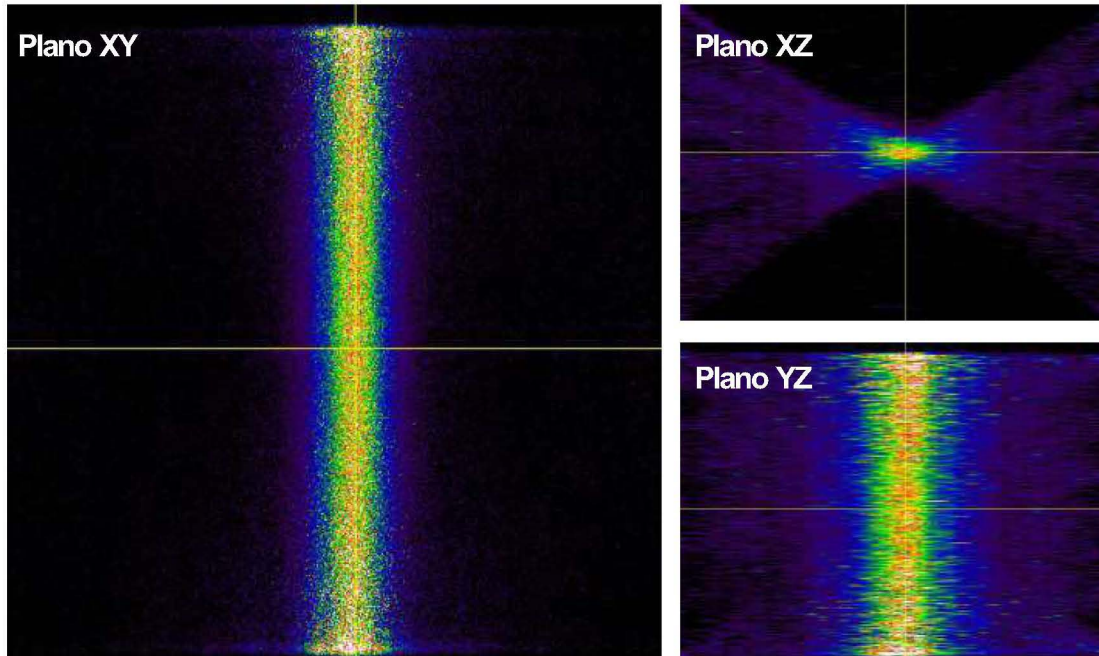
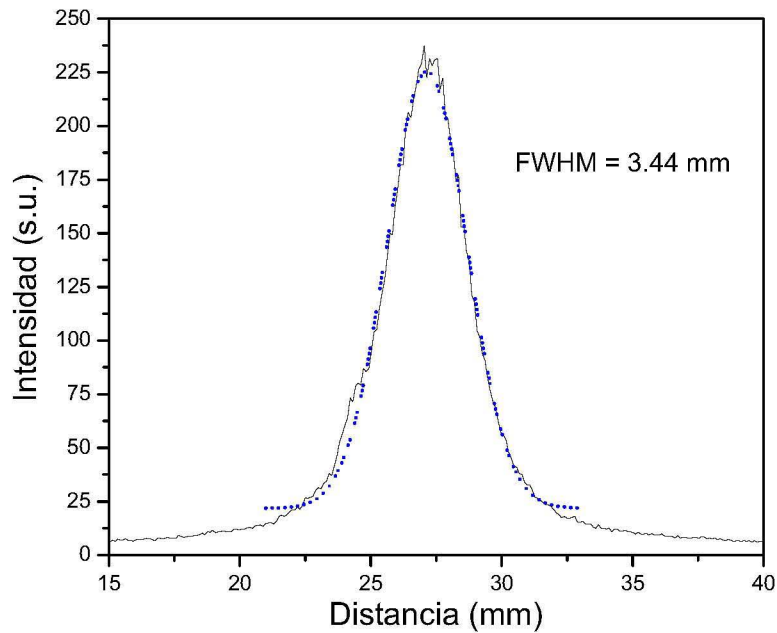


Figura 4.8: Tomografía de plano focal de 1 fuente lineal a diferentes cortes, la posición de la fuente corresponde a 35 mm, cada corte es de 3.2 mm de ancho.



(a) Proyecciones de una fuente lineal hecha por tomografía de plano focal



(b) Perfil de intensidad en el plano xy

Figura 4.9: a) Proyecciones en los planos xy , xz y yz de 1 fuente lineal hechas con tomografía de plano focal, b) Suma de todos los perfiles de intensidad horizontales del tercio central en el plano xy .

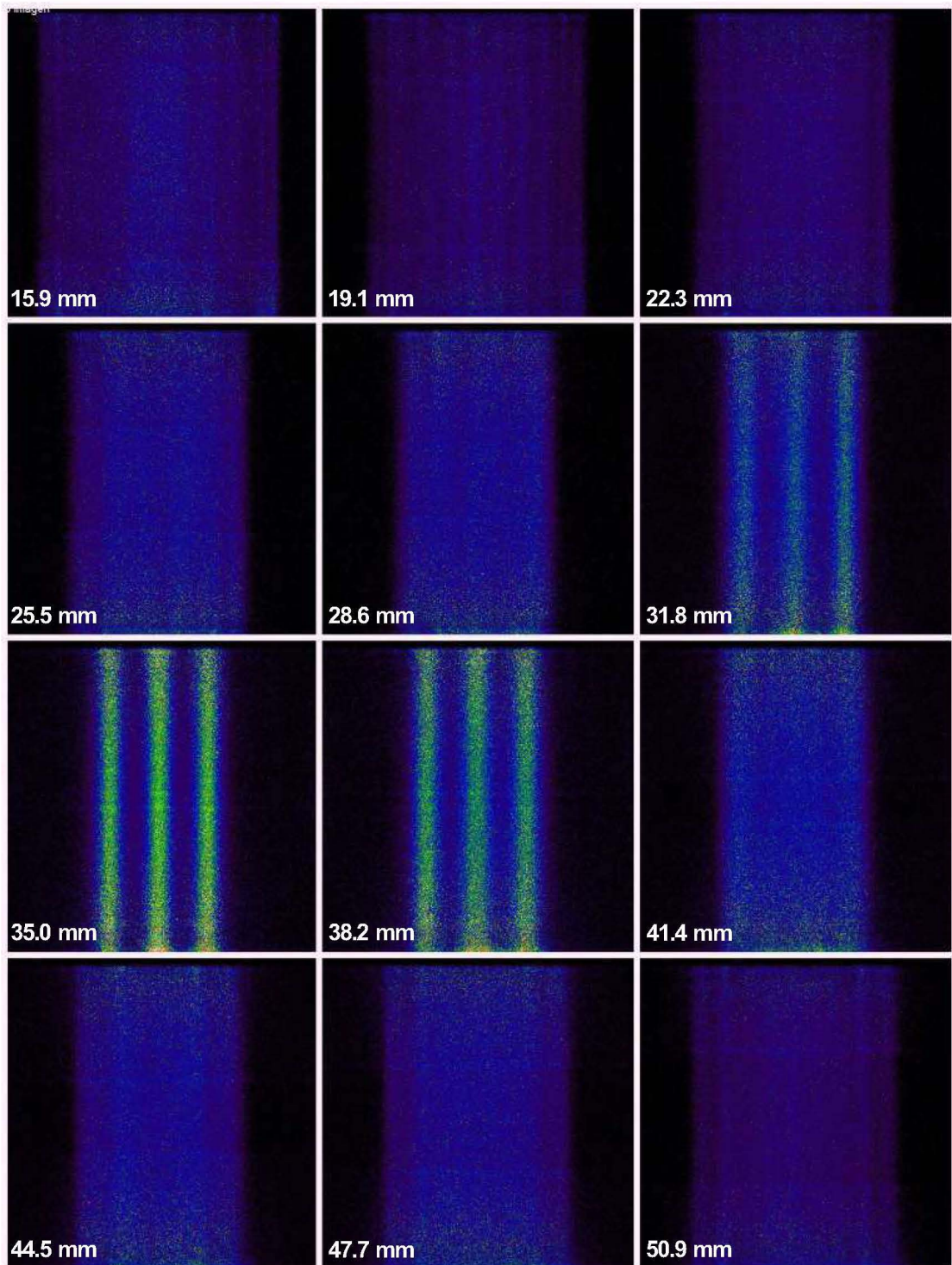
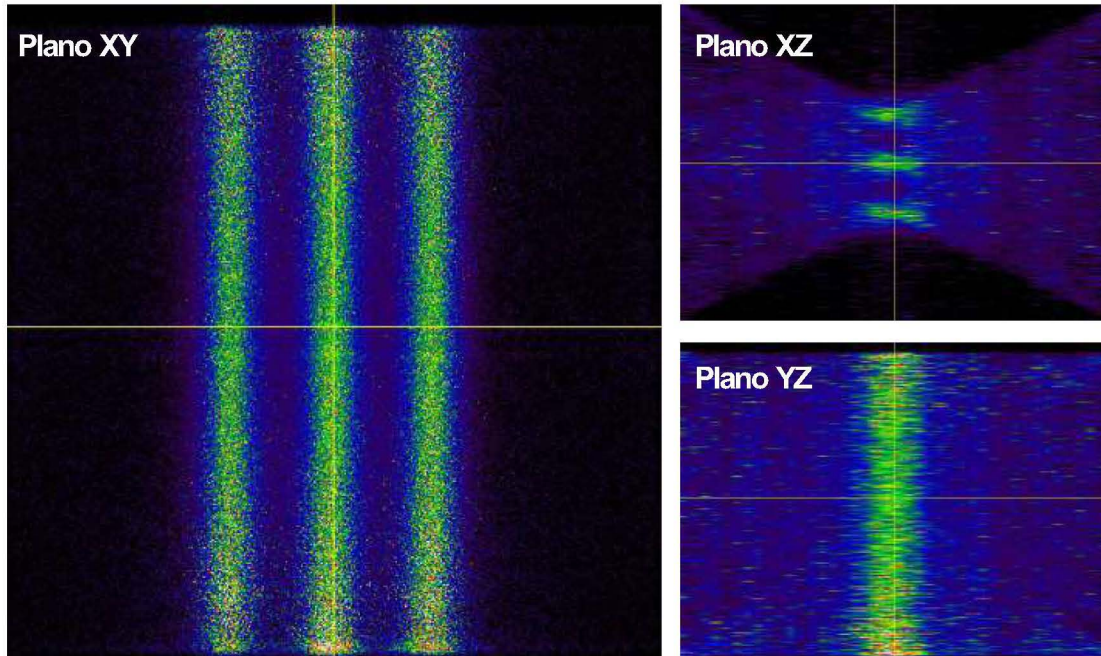
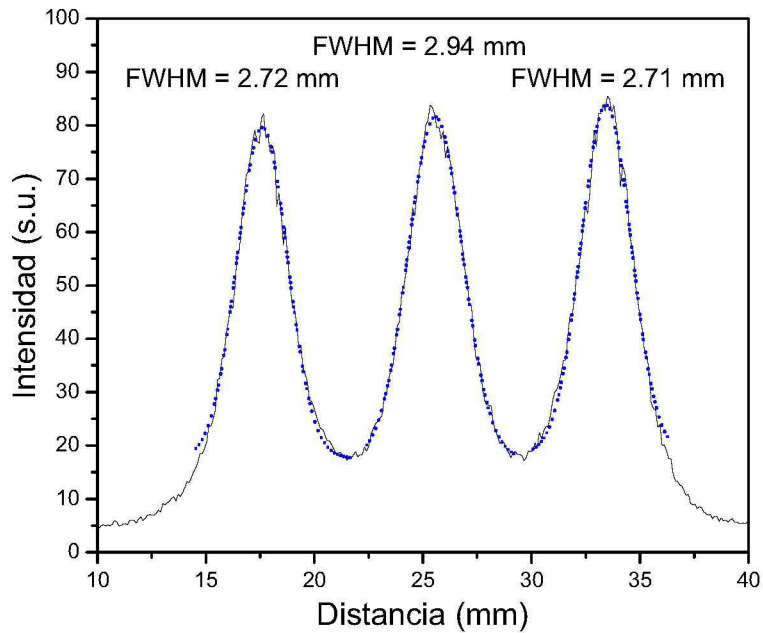


Figura 4.10: Conjunto de matrices hechas con tomografía de plano focal de 3 fuentes lineales, las fuentes estaban colocadas a la mitad de dos detectores separados por 70.0 mm.



(a) Proyecciones de tres fuentes lineales hechas por tomografía de plano focal



(b) Perfil de intensidad en el plano xy para 3 fuentes lineales

Figura 4.11: a) Proyecciones en los planos xy , xz y yz de 3 fuentes lineales hechas con tomografía de plano focal, b) Suma de perfiles horizontales de intensidad del tercio central en el plano xy .

Sistema de detección propuesto para el prototipo de PEM

Después de realizar las pruebas de optimización y caracterización de los módulos de detección usando diferentes tarjetas electrónicas, se concluyó que la tarjeta con la mejor resolución en energía, menor distorsión geométrica, respuesta uniforme en la mayor área del detector y con el mayor número de elementos visibles es la tarjeta renglón-columna del IFUNAM. En este capítulo se muestran los resultados de pruebas adicionales que se hicieron al arreglo de detección con esta tarjeta.

Primero se analizó con más detalle el mapa de cristales que ya se tenía de 38×38 elementos (figura 5.1 a)) visto en la sección 3.0.6. En la figura 5.1 b) se muestran seis perfiles en energía en diferentes zonas del mapa de cristales, el tamaño de las zonas se determinó de acuerdo al número de datos para tener una buena estadística. Se puede notar una resolución en energía muy similar en toda el área del detector con valores entre 8.6 % y 9.6 %, sin importar los bordes donde generalmente la calidad de la imagen empeora.

En la figura 5.1 c) se muestra un perfil típico de intensidad tomado en la línea blanca de la figura a), en él se aprecian 38 picos casi de la misma altura, lo que indica una sensibilidad de detección similar de lado a lado; de hecho, en algunas filas y renglones se aprecian hasta 39 elementos. Sin embargo, no se tomaron en cuenta para calcular la matriz de uniformidad pues esta debe ser una matriz rectangular. Analizando este perfil se calculó el cociente pico/valle dando como resultado 3.10.

Después se evaluó la respuesta del arreglo de detección con cristales LYSO de diferentes tamaños de pitch cuyas características se enlistan en la tabla 5.1. Esto con el fin de observar el comportamiento del detector a elementos más pequeños y ver si sería posible mejorar la resolución espacial.

5. SISTEMA DE DETECCIÓN PROPUESTO PARA EL PROTOTIPO DE PEM

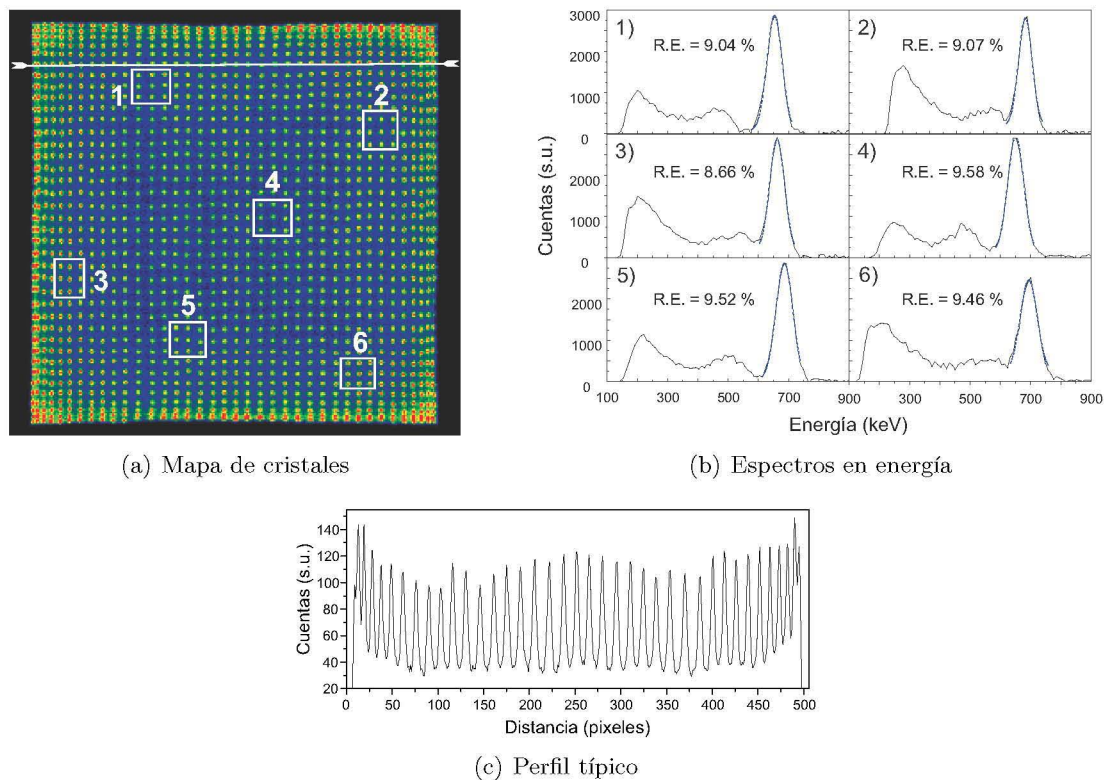


Figura 5.1: a) Mapa de cristales obtenido con la tarjeta IFUNAM, b) perfiles en energía de seis regiones individuales con su resolución en energía para ^{137}Cs , c) perfil típico de intensidad calculado en la línea blanca de a), donde se aprecian 38 de los 40 elementos.

La figura 5.2 consta de dos fotos del arreglo experimental que se utilizó. De lado izquierdo se muestra la posición de los cristales LYSO de diferentes tamaños de pitch, la numeración de los cristales es igual al orden de la tabla 5.1. Para poder conocer la resolución en energía se colocó una fuente de ^{137}Cs con una actividad de $9 \mu\text{Ci}$ a una distancia de 10 cm como se puede apreciar en la fotografía de lado derecho.

En la figura 5.3 a) se muestran los mapas de cristales del arreglo experimental con cristales LYSO de diferente tamaño de pitch. Con líneas amarillas verticales se muestran los lugares donde se tomaron los perfiles típicos de intensidad, en cada uno de ellos se pueden identificar la totalidad de elementos. Del mapa de cristales 1) y de su perfil se observa que el sistema es capaz de detectar elementos con tamaño de pitch cercano a 1 mm, con intensidad uniforme en todos sus elementos y una muy baja distorsión geométrica.

Como el cristal LYSO es más pequeño que el área del detector se cuidó que el borde del cristal coincidiera con el borde de un elemento de área sensible del detector, para

Número de elementos	Espesor del cristal (mm)	Tamaño de pitch (mm)	Terminado del cristal
20 x 20	10	1.075	Difusa
11 x 11	10	1.683	Especular
4 x 4	15	2.080	Especular
8 x 4	30	2.280	Especular

Tabla 5.1: Características de los cristales LYSO utilizados en la evaluación de la tarjeta renglón-columna IFUNAM.

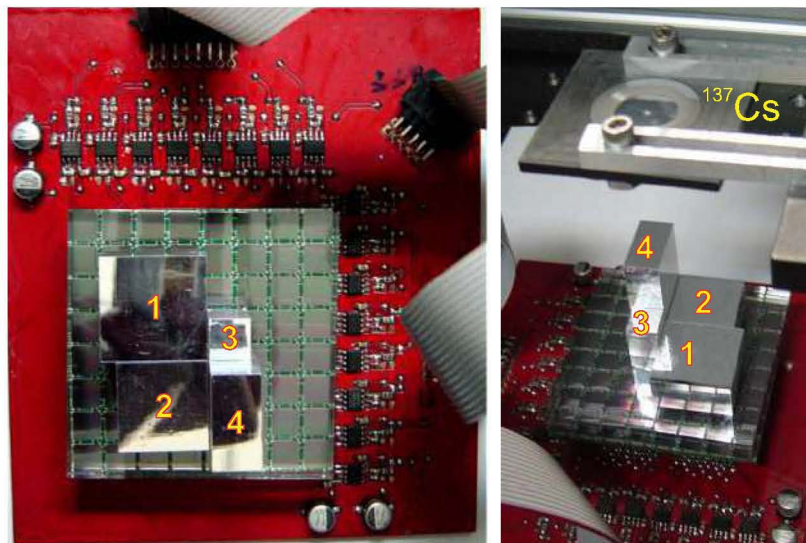


Figura 5.2: Fotografía del arreglo experimental de la tarjeta IFUNAM con cristales LYSO de diferente tamaño.

minimizar la pérdida de luz en las zonas no sensibles.

Se midieron los cocientes pico/valle en cada uno de los perfiles indicados en la figura 5.3 b). Los resultados se resumen en la tabla 5.2. Es importante notar que los cocientes son mayores a 3.10, que es el valor pico/valle obtenido del promedio de la imagen del cristal LYSO de 40×40 elementos. Esta diferencia se debe a que el arreglo de los cristales LYSO no se colocó en las orillas del detector, donde la calidad de la imagen empeora debido a la pérdida de luz en los bordes del acoplador óptico.

Al comparar los cocientes pico/valle del arreglo de cristales con diferente tamaño de pitch, la diferencia entre ellos se debe al espesor del cristal LYSO que a su vez está relacionado con la eficiencia cuántica y con la cantidad de luz producida por centelleo; sin embargo, en todos ellos el valor es bueno, lo que ayuda a definir si el detector es capaz de ver elementos más pequeños. Concluyendo que el sistema es altamente sensible

5. SISTEMA DE DETECCIÓN PROPUESTO PARA EL PROTOTIPO DE PEM

Tamaño de pitch (mm)	Cociente pico/valle
1.075	4.55
1.683	4.82
2.080	5.36
2.280	3.50

Tabla 5.2: Cocientes pico/valle para cristales LYSO de diferente tamaño de pitch.

ya que es capaz de discriminar elementos más pequeños con una producción de luz por centelleo menor.

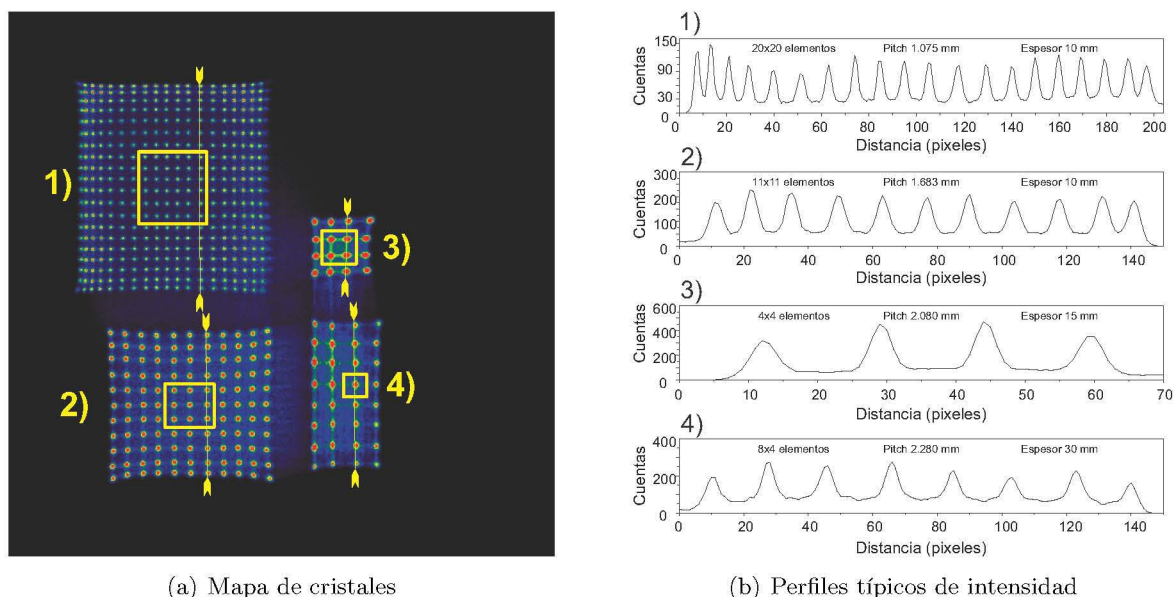


Figura 5.3: Mapa de cristales y perfiles típicos de diferentes cristales LYSO usando la tarjeta IFUNAM.

Se obtuvieron los espectros en energía de las regiones indicadas en cuadros amarillos de la figura 5.3 a), con el fin de conocer la resolución en energía para cristales de diferente tamaño de pitch. El tamaño de las regiones amarillas se seleccionó a modo de tener aproximadamente el mismo número de datos en cada una.

A los espectros en energía de las regiones amarillas se les ajustó una función gaussiana al fotopico que se ilustra con la curva azul en la figura 5.4. La resolución en energía obtenida con una fuente de ^{137}Cs está en el intervalo de 9.5% a 11.5%. El canal ADC del centro del fotopico no aparece en el mismo lugar, debido a las diferentes eficiencias cuánticas por los distintos espesores de cada cristal. Se aprecia un pequeño pico cercano al canal 4000 en el espectro 1, tal vez se deba a la interacción entre el acoplador óptico

y el terminado del cristal.

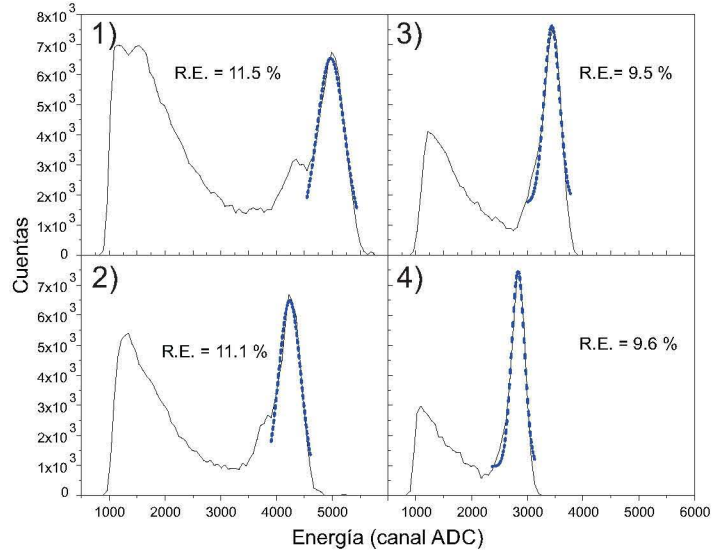


Figura 5.4: Espectros en energía de las regiones en amarillo del mapa de cristales 5.3.

Se analizó el mapa de cristales de la figura 5.1 usando el coeficiente de restitución (RI), definido por la ecuación 5.1.

$$RI = \frac{FWHM}{d} \quad (5.1)$$

donde $FWHM$ es la semianchura de un ajuste gaussiano a un pico de intensidad en un perfil típico de un mapa de cristales y d es la distancia que separa los centroides del cristal.

Dos elementos individuales vecinos se distinguen como cristales separados cuando el $FWHM$ es menor que la separación entre ellos, así RI no puede tomar valores mayores a 1. Un valor de RI más pequeño implica una mejor capacidad del sistema de identificar elementos con tamaños de pitch pequeños.

Los mapas de cristal normalmente presentan distorsiones diferentes a lo largo de los ejes x y y , siendo necesario calcular el RI en ambas direcciones. Considerando esto, se ajustaron gaussianas asimétricas en 2 dimensiones de la forma:

$$A_0 + A_1 \exp\left(-\left(\frac{(x - x_o)^2}{2\sigma_x^2} + \frac{(y - y_o)^2}{2\sigma_y^2}\right)\right) \quad (5.2)$$

5. SISTEMA DE DETECCIÓN PROPUESTO PARA EL PROTOTIPO DE PEM

donde A_0 representan la contribución de fondo de LYSO, A_1 la intensidad máxima del elementos, x_0 y y_0 la posición del cristal individual y σ_x y σ_y la desviación estándar en las direcciones x y y .

Para este análisis se excluyeron 2 filas y 2 columnas de elementos en los bordes del mapa de cristales de 38×38 elementos. Se calcularon los RI en las direcciones x y y en las regiones central y lateral. En a) de la figura 5.5 se muestran en rojo los elementos utilizados para calcular el RI de la zona central, en b) están dos esquemas de niveles de las funciones gaussianas ajustadas y en c) una vista tridimensional de las mismas, los datos experimentales se representan con puntos azules. Se puede notar que los valores experimentales son muy parecidos a la función gaussiana ajustada, además de tener una baja asimetría en las direcciones x y y .

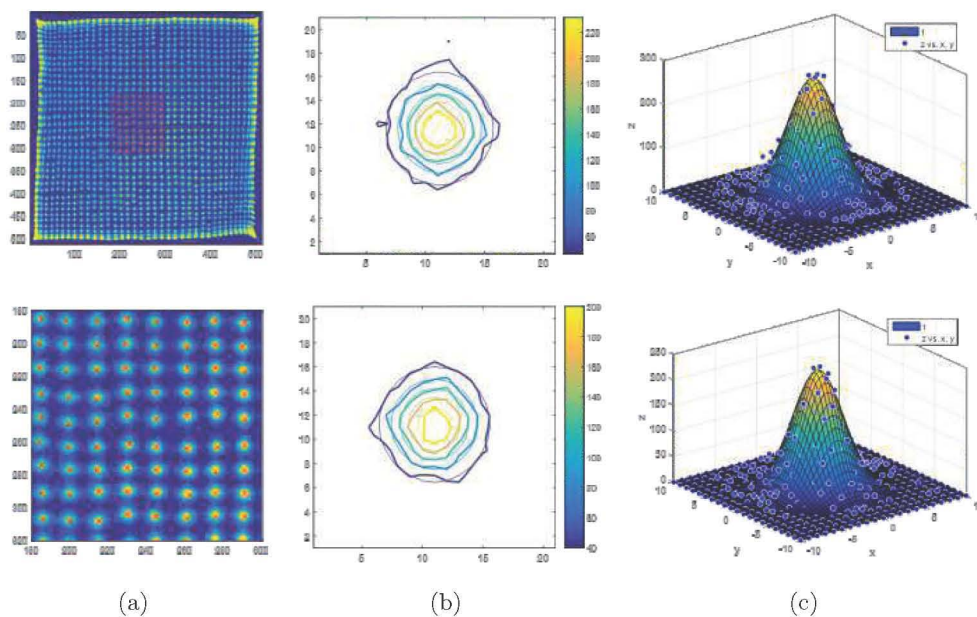


Figura 5.5: Ajuste gaussiano para calcular el coeficiente de restitución para el mapa de cristales de 38×38 elementos, a) se resaltan en rojo la zona central que se analizó, b) mapa de niveles de dos ajustes gaussianos bidimensionales, c) representación tridimensional del ajuste y los valores experimentales.

Los valores de RI obtenidos en las dos zonas se muestran en la tabla 5.3.

Los RI son menores a 0.42 con lo que se demuestra de manera cuantitativa que el mapa de cristales es de alta calidad, con muy poca distorsión geométrica y una respuesta uniforme. Es por ello que se propone como sistema de detección para la construcción del prototipo de PEM.

Región	Coefficiente de restitución en la dirección x	Coefficiente de restitución en la dirección y
Central	0.38 ± 0.03	0.41 ± 0.03
Lateral	0.42 ± 0.04	0.36 ± 0.02

Tabla 5.3: Coeficientes de restitución para el mapa de cristales de 38×38 elementos en las regiones central y lateral a lo largo de las direcciones x y y .

Conclusiones

En este trabajo se desarrollaron, optimizaron y caracterizaron dos módulos de detección para su posible aplicación en un prototipo de PEM. Los detectores se basan en cristales LYSO pixelados de 40×40 elementos y un tamaño de pitch de 1.43 mm acoplados a detectores de estado sólido de área grande modelo SensL ArrayC-60035-64P con 64 zonas sensibles de $6 \text{ mm} \times 6 \text{ mm}$. La lectura de señales se hizo con tres tarjetas electrónicas diferentes basadas en circuitos de división simétrica de la carga. Además, se diseñó y programó una interfaz gráfica en Java para el almacenaje de información proveniente del sistema de digitalización.

Se optimizó la guía de luz acopladora entre el detector de estado sólido y el cristal pixelizado LYSO, obteniendo mejores resultados con la guía de luz formada por 6 mm de PMMA y 1 mm de placa óptica en gel. Con esta guía se pudieron identificar el 90 % de los cristales individuales del centellador LYSO de área grande con un cociente pico a valle de 3.10.

Dos de las tarjetas utilizadas son de la marca AiT basadas en arreglos de diodos con 4 y 16 señales de salida, y una más construida en el IFUNAM a base de resistencias con 16 señales de salida bajo la lógica de renglón-columna. Utilizando los módulos de detección se obtuvieron los mapas de cristales y sus espectros en energía con cada una de las tarjetas. La tarjeta que mostró mejores resultados fue la desarrollada en el IFUNAM con la cual se obtuvieron excelentes mapas de cristales (eficiencia mayor al 90 %), distorsión geométrica mínima, resolución en energía sobresaliente (9.5 % para fotones de 662 keV) y una eficiencia de detección uniforme en el 80 % del área total del detector.

Con este trabajo se demuestra que con un arreglo de SiPM de área grande ($6 \text{ mm} \times 6 \text{ mm}$) es posible visualizar elementos de cristales LYSO con tamaños de pitch de 1.075 a 2.280 mm. En todos los casos los cocientes pico a valle son mayores a 3.0, la resolución en energía para fotones primarios de 662 keV es menor al 10 % y es posible identificar más del 81 % de los elementos del cristal pixelizado.

6. CONCLUSIONES

Para determinar cuantitativamente la calidad del mapa de cristales del arreglo LY-SO de 40×40 elementos se calculó el coeficiente de restitución con valores por debajo de 0.42 en las direcciones x y y . Esto demuestra que con este arreglo y tarjeta decodificadora se obtienen mapas de cristales con distorsión geométrica mínima y fácil identificación de los elementos individuales.

Esta tesis se determinó que con un único espesor de guía de luz (en este caso de 7 mm) se pueden identificar los elementos de cristales centelladores con diferentes tamaños de pitch.

Se hicieron pruebas de funcionamiento del detector a 23°C y 15°C , sin observar cambios significativos; por lo que el sistema de detección puede operar eficientemente a temperatura ambiente. Sin embargo, hay artículos de investigación que reportan que enfriar el sistema a valores cercanos a 5°C podría mejorar el desempeño del módulo de detección, lo que se propone como trabajo a futuro.

El uso de las tarjetas renglón-columna con 16 señales de salida frente a las tarjetas de 4 canales podría tener como desventaja un mayor número de señales a digitalizar. Sin embargo, las tarjetas renglón-columna brindan una mejor calidad y uniformidad en los mapas de cristales. Además, cada día se vuelven más económicos los sistemas de conversión analógico a digital. Para el prototipo de PEM, con el panel de 3×3 detectores se recomienda el uso de una tarjeta renglón-columna que integre todas las señales de los 9 módulos de detección, teniendo así 24 señales para renglones y 24 señales para columnas.

Se implementaron dos algoritmos de reconstrucción de imagen usados en PEM: tomografía de plano focal y geometría de haz paralelo. Para evaluar la resolución espacial del sistema, se reconstruyeron las imágenes de 1 y 3 fuentes lineales de ^{18}F de 1 mm de espesor, con la que se obtuvo una semianchura menor a 3.44 mm para una fuente.

La limitación principal que impone el empalme de información en los bordes del fotodetector se puede superar mediante el diseño de nuevas guías de luz en forma piramidal para condensar la luz en un área más pequeña que el área activa total del detector.

La configuración de detector de área grande propuesta en esta tesis basado en un SiPM SensL ArrayC-60035-64P acoplado con una guía de luz de 7 mm a un cristal LYSO de área grande (pitch de 1.43 mm) y un circuito de lectura SCD multiplexado de 16 canales es una propuesta muy buena para el desarrollo de un PEM de alta resolución.

A.1. Código del Software para captura de Datos provenientes del equipo PEM

El equipo PEM cuenta con un convertidor analógico-digital de 14 bits, es decir, cuenta con 16384 posibles valores para digitalizar una señal analógica. Como ya se mencionó en los capítulos anteriores se hizo un programa para capturar y almacenar las señales.

Existe un *software* comercial de uso libre llamado “Wireshark”, sin embargo, este programa guarda la información en la memoria RAM para después descargarla a un archivo de extensión .raw, como las capturas de datos para este proyecto son muy grandes (del orden de varios Gigabyte de información) la memoria RAM se satura y se perdía información, por ello surgió la necesidad de crear este programa.

El programa cuenta con varios cientos de líneas de código hechas en el software *NetBeans* basado en lenguaje “Java”, sin embargo, la parte medular del programa junto con una breve explicación se dan en las siguientes líneas de código.

Declaración de las librerías a usar.

```
import java.io.*;
import java.net.*;
import java.util.*;
import java.text.*;
```

Definir la Clase Server, dentro de ella se debe colocar todo el código.

```
class Server{
```

A. CÓDIGO

<code>static byte[] receiveData = new byte[8192];</code>	Definir la variable <code>receiveData</code> con el tamaño de bytes por paquete recibido.
<code>static byte[] sendData = new byte[8192];</code>	Definir la variable <code>sendData</code> con el tamaño igual al número de bytes enviados.
<code>static int serverPort = 1285;</code>	Define el número de puerto del que recibirá la información*.

Definición de la función `main()`

```
public static void main( String args[ ] ) throws Exception{
```

Apertura del puerto.

```
DatagramSocket serverSocket = new DatagramSocket(serverPort);
```

Llamar a la función `fecha()` y guardar su resultado en la variable `f`.

```
String f = fecha();
```

Crea el archivo con nombre igual a la fecha y terminación `.raw` en el mismo directorio donde está este programa.

```
FileOutputStream file = new FileOutputStream("./"+f+".raw");
```

Comienza la condición `while` para capturar datos, estará activa en todo momento.

```
while(true){
```

Crea una instancia de paquete de datos con una longitud establecida (8192 bytes).

```
DatagramPacket receivePacket = new DatagramPacket(receiveData, receiveData.length);
```

Recibe la información proveniente de la variable `serverSocket` que a su vez tiene la información del puerto al que se debe comunicar y la almacena en la variable `receivePacket`.

```
serverSocket.receive(receivePacket);
```

Guarda en la variable `sendData` únicamente la información capturada en la variable `receivePacket` (le quita el resto de las propiedades)

```
sendData = receivePacket.getData();
```

Adquiere la dirección IP de donde proviene la información.

```
InetAddress IPAddress = receivePacket.getAddress();
```

Adquiere el número de puerto de donde proviene la información (método de seguridad de saber que la información que se colectó viene de la ruta correcta).

```
int port = receivePacket.getPort();
```

Muestra un mensaje en pantalla con la posición del último valor capturado (saber que se guardarón paquetes de información completos) junto a la dirección IP y puerto del que provienen.

```
System.out.println("Recibidos:" +sendData[8191]+"Desde"+IPAddress+": "+port);
```

Guarda la información en el archivo.

```
file.write(sendData);
```

Muestra un mensaje que los datos se guardaron correctamente.

```
System.out.println("Paquete guardado");
```

Crea la variable sendPacket

```
DatagramPacket sendPacket = new DatagramPacket(sendData, sendData.length, IPAd-  
dress, port);
```

Envía la variable sendPacket al sistema digitalizador por el mismo puerto cuyas propiedades están definidas en la variable serverSocket.

```
serverSocket.send(sendPacket);
```

```
}      Finaliza la condición while
```

```
      }      Finaliza la función main
```

```
      Define la función fecha, puede regresar un valor de tipo String.
```

```
static String fecha(){
```

Crea la variable date con la fecha actual de la computadora, con todos los datos como año, mes, hora, día, minuto, segundo, uso horario, etc.

```
Date date = new Date();
```

Define el formato de la fecha (yy:año, MM:mes, dd:día, HH:hora, mm:minuto, ss:segundo) este formato puede ser modificado, el sistema es capaz de identificar las letras con el valor requerido.

```
DateFormat hourdateFormat = new SimpleDateFormat("yyMMddHHmmss");
```

Muestra en pantalla la hora y la fecha (como medio de asegurar el correcto funcionamiento del programa).

```
System.out.println("Hora y fecha: " + hourdateFormat.format(date));
```

Regresa la fecha en el formato establecido

```
return(hourdateFormat.format(date));
```

```
      }      Finaliza la función fecha
```

```
      }      Finaliza la Clase Server y con ella el código.
```

El puerto 1285 está reservado para la transferencia de datos UDP y TCP (neoface) por lo que debería funcionar en cualquier equipo con sistema operativo linux

Los datos son enviados mediante el protocolo UDP (*User Datagram Protocol*) donde se requiere que entre cada paquete de información la computadora receptora envíe su identificación al equipo digitalizador para continuar con la apertura del canal de comunicación diferente al protocolo TCP (*Transmission Control Protocol*) en el que se identifica una sola vez el receptor y se permite una comunicación bilateral en todo momento).

Para conocer las tarjetas de red instaladas en la computadora se puede utilizar el comando `arp` en la línea de comandos de la Consola. Para verificar que el puerto se abre mientras se utiliza el código anterior se puede utilizar el comando `netstat -au` en la línea de comandos de la Consola (al utilizar este comando se despliegan únicamente los protocolos UDP) así es fácil identificar el proceso pues este dirá “java”.

Para habilitar el entorno gráfico del programa este se hizo en el software libre “NetBeans IDE 8.1” que a su vez instala en forma automática alguna de las versiones *JDK* de “Java”.

Al hacer pruebas se observó que cuando se usa el sistema operativo Windows con el programa anterior en código Java hay una pérdida de datos de aproximadamente el 80% del total de la información, se cree que se debe a una configuración de Java; mientras que al usar el sistema operativo Linux y el código anterior no hay ninguna pérdida de información.

A.2. Configuración de la Tarjeta de Red

El sistema de digitalización utilizado para la construcción del equipo PEM transfiere información a través de una tarjeta de red. Debido a su diseño de fabricación, el sistema ADC está configurado para transmitir información únicamente con una tarjeta de red enlazada mediante la dirección MAC, esto provoca que la comunicación solo se pueda dar con una única tarjeta de red.

El sistema funciona únicamente en Windows XP de 32 bits donde se debe configurar la tarjeta de red mediante los siguientes pasos: Abrir el Centro de Redes y Recursos Compartidos, después seleccionar el nombre de la red instalada, elegir propiedades, luego, en la parte superior derecha elegir Configurar y por último en la pestaña Avanzadas seleccionar la opción de Paquetes para colocar Jumbo Frame 8K.

Para configurarla se debe ingresar la siguiente información:

Dirección IP	192.168.0.10
Máscara de subred	255.255.255.0
Puerta de enlace predeterminada	. . .
Servidor DNS preferido	. . .
Servidor DNS alternativo	. . .

Al final se deberá deshabilitar Windows Firewall.

En el caso del sistema operativo linux como Ubuntu no es necesario aplicar una configuración adicional a la declaración de los valores anteriores en el Protocolo de Internet versión 4 (TCP/IPv4).

Bibliografía

- [AiT, 2017] AiT (2017). Silicon photomultiplier instrumentation. <http://www.ait-instruments.com/default.asp>. 5
- [Alva-Sánchez et al., 2008] Alva-Sánchez, H., Martínez-Dávalos, A., Moreno-Barbosa, E., Hernández-Reyes, B., Murrieta, T., Ruiz-Trejo, C., Brandan, M., and Rodríguez-Villafuerte, M. (2008). Energy calibration of individual crystals in a lyso pixelated array for micropet detection modules using voronoi diagrams. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 596(3):384–389. 21
- [Alva-Sánchez et al., 2016] Alva-Sánchez, H., Quintana-Bautista, C., Martínez-Dávalos, A., Ávila-Rodríguez, M., and Rodríguez-Villafuerte, M. (2016). Positron range in tissue-equivalent materials: experimental micropet studies. *Physics in medicine and biology*, 61(17):6307. 11
- [Anger, 1958] Anger, H. O. (1958). Scintillation camera. *Review of scientific instruments*, 29(1):27–33. 3
- [Attix, 2008] Attix, F. H. (2008). *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. John Wiley & Sons. 10, 11
- [Aurenhammer et al., 2013] Aurenhammer, F., Klein, R., and Lee, D. (2013). *Voronoi Diagrams and Delaunay Triangulations*. World Scientific Publishing Company. 21
- [Cárdenas et al., 2013] Cárdenas, J., Bargalló, E., Erazo, A., Maafs, E., and Poitevin, A. (2013). Consenso mexicano sobre diagnóstico y tratamiento del cáncer mamario: quinta revisión. 1
- [Cherry et al., 2016] Cherry, S., Badawi, R., and Qi, J. (2016). *Essentials of In Vivo Biomedical Imaging*. CRC Press. 9, 14, 22, 25
- [Du et al., 2016] Du, J., Yang, Y., Bai, X., Judenhofer, M. S., Berg, E., Di, K., Buckley, S., Jackson, C., and Cherry, S. R. (2016). Characterization of large-area sipm array for pet applications. *IEEE transactions on nuclear science*, 63(1):8–16. 3

- [Farncombe and Iniewski, 2013] Farncombe, T. and Iniewski, K. (2013). *Medical Imaging: Technology and Applications*. Devices, Circuits, and Systems. CRC Press. 20
- [Giussani and Hoeschen, 2013] Giussani, A. and Hoeschen, C. (2013). *Imaging in Nuclear Medicine*. Springer Berlin Heidelberg. 4, 24
- [GLOBOCAN, 2012] GLOBOCAN (2012). Breast cancer. estimated incidence, mortality and prevalence worldwide in 2012. <http://globocan.iarc.fr/old/FactSheets/cancers/breast-new.asp>. 1
- [Hamamatsu, 2009] Hamamatsu (2009). Si photodiodes, chapter 2. http://www.hamamatsu.com/sp/ssd/doc_en.html. 16
- [Hamamatsu, 2011] Hamamatsu, P. a. (2011). H6524, photomultiplier tube assembly. <http://www.hamamatsu.com/us/en/product/alpha/P/3002/H6524/index.html>. 12
- [Hendee, 2003] Hendee, W.R. Ritenour, E. (2003). *Medical Imaging Physics*. Wiley. 9
- [Instruments, 2016] Instruments, T. (2016). Lm35 precision centigrade temperature sensors. <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm35.pdf>. 34
- [Matlab, 2015] Matlab (2015). Mathworks. <https://www.mathworks.com/products/matlab.html>. 20
- [Olcott et al., 2005a] Olcott, P. D., Talcott, J. A., Levin, C. S., Habte, F., and Foudray, A. M. (2005a). Compact readout electronics for position sensitive photomultiplier tubes. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 52(1):21–27. 17
- [Olcott et al., 2005b] Olcott, P. D., Talcott, J. A., Levin, C. S., Habte, F., and Foudray, A. M. K. (2005b). Compact readout electronics for position sensitive photomultiplier tubes. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 52(1):21–27. 18
- [Osorio Duran, 2016] Osorio Duran, R. (2016). Caracterización de detectores de estado sólido para aplicaciones de medicina nuclear. 4
- [Pepin et al., 2004] Pepin, C. M., Berard, P., Perrot, A. L., Pepin, C., Houde, D., Lecomte, R., Melcher, C. L., and Dautet, H. (2004). Properties of lyso and recent lso scintillators for phoswich pet detectors. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 51(3):789–795. 12
- [Podgoršak, 2006] Podgoršak, E. B. (2006). *Radiation physics for medical physicists*. Springer. 11
- [Popov et al., 2003a] Popov, V., Majewski, S., and Weisenberger, A. (2003a). Readout electronics for multianode photomultiplier tubes with pad matrix anode layout. In *Nuclear Science Symposium Conference Record, 2003 IEEE*, volume 3, pages 2156–2159. IEEE. 16

-
- [Popov et al., 2003b] Popov, V., Majewski, S., and Weisenberger, A. G. (2003b). Readout electronics for multianode photomultiplier tubes with pad matrix anode layout. In *2003 IEEE Nuclear Science Symposium. Conference Record (IEEE Cat. No.03CH37515)*, volume 3, pages 2156–2159 Vol.3. 19
- [Proteus, 2016] Proteus (2016). Proteus focuses scintillation material expertise, engineering capability, and application know-how to provide practical, innovative, and cost-effective solutions for detector demands. <http://proteus-pp.com/>. 15
- [Raylman et al., 2014] Raylman, R., Stolin, A., Majewski, S., and Proffitt, J. (2014). A large area, silicon photomultiplier-based pet detector module. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 735:602–609. 34
- [Rodríguez, 2015] Rodríguez, R. (06-10-2015). Mueren 15 mexicanas por cáncer de mama cada día: Incan, el universal. 1
- [SensL, 2011] SensL (2011). Introduction to sipm, technical note. <http://www.sensl.com/>. 15
- [Spanoudaki et al., 2007] Spanoudaki, V., Mann, A., Otte, A., Konorov, I., Torres-Espallardo, I., Paul, S., and Ziegler, S. (2007). Use of single photon counting detector arrays in combined pet/mr: Characterization of lyso-sipm detector modules and comparison with a lso-apd detector. *Journal of Instrumentation*, 2(12):P12002. 3
- [Stolin et al., 2014] Stolin, A. V., Majewski, S., Jaliparthi, G., Raylman, R. R., and Proffitt, J. (2014). Evaluation of imaging modules based on sensl array sb-8 for nuclear medicine applications. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 61(5):2433–2438. 3, 34
- [Tavernier et al., 2006] Tavernier, S., Gektin, A., Grinyov, B., and Moses, W. (2006). *Radiation Detectors for Medical Applications*. Nato Security through Science Series B.: Springer Netherlands. 14
- [Wernick and Aarsvold, 2004] Wernick, M. and Aarsvold, J. (2004). *Emission Tomography: The Fundamentals of PET and SPECT*. Elsevier Science. 25
- [Yamamoto et al., 2011] Yamamoto, S., Watabe, H., and Hatazawa, J. (2011). Performance comparison of si-pm-based block detectors with different pixel sizes for an ultrahigh-resolution small-animal pet system. *Physics in medicine and biology*, 56(20):N227. 3
- [Yoon et al., 2012] Yoon, H. S., Ko, G. B., Kwon, S. I., Lee, C. M., Ito, M., Song, I. C., Lee, D. S., Hong, S. J., and Lee, J. S. (2012). Initial results of simultaneous pet/mri experiments with an mri-compatible silicon photomultiplier pet scanner. *Journal of Nuclear Medicine*, 53(4):608–614. 3
-