



BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE
PUEBLA

FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICO MATEMÁTICAS

**CARACTERIZACIÓN DE UN DETECTOR
GAMMA BASADO EN ORTOSILICATO
DE LUTECIO CON ITRIO DOPADO CON
CERIO (LYSO:Ce)**

TESIS

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

LICENCIADO EN FÍSICA

PRESENTA

ABRAHAM CARRILLO RIOS

Director:

Eduardo Moreno Barbosa

PUEBLA, PUE.

OCTUBRE 2019

Presidente:
Dr. Benito de Celis Alonso

Secretario:
Dr. Jorge Cotzomí Paleta

Vocal:
M.C. Margarita Amaro
Aranda

Suplente:
Dr. Mario Iván Martínez
Hernández

Director:
Dr. Eduardo Moreno Barbosa

*A mis padres
que sin su paciencia y apoyo
yo no seria nadie*

Agradecimientos

Agradezco a mis padres, porque a pesar de ser como soy nunca me han dejado de brindar su apoyo y confianza. Este logro no es solo mio, es de ellos también.

A mi asesor, que a pesar de yo ser un irresponsable nunca me abandono a mi suerte y siempre que lo busque estuvo para darme su guía.

A Brenda Citlali, que para mi es una personita muy especial y agradezco que aun siga en mi vida a pesar de todos los momentos amargos y difíciles, que nunca me ha dejado de apoyar y darme ánimos para seguir adelante.

Un especial agradecimiento a Alejandro 'Mafias' que es y sera mi gurú en el mundo de la programación, sin él mucho de esto habría tardado mas años.

Finalmente un agradecimiento a todos los PROTOFISICOS, que sin ellos este camino, este viaje, habría termina años antes pero no habría sido de la misma manera, sin tan gratos momentos y buenas experiencias, no me arrepiento de nada y no lo haré jamas.

Resumen

El objetivo del presente trabajo es realizar la instrumentación y caracterización de la respuesta de un detector gamma, basado en la aplicación de una electrónica de bajo costo, utilizando un dispositivo sensible a la luz denominado foto multiplicador (PM - por sus siglas en ingles) y un cristal ortosilicato de lutecio con itrio, dopado con Cerio (LYSO:Ce), el cual pudiera ser una alternativa para cámaras gamma, SPECT o detectores PET, ya sea en investigación o con propósitos educativos.

En el capitulo uno se dará una breve introducción histórica acerca del descubrimiento y avance en la aplicación de la radiación. En el capitulo dos se habla más a detalle sobre la radiación, su interacción con la materia, formas de generarse y detección de la misma. En el capitulo tres se habla sobre el diseño e instrumentación del detector, al igual que se introducen las fuentes radiactivas que se usaran en las mediciones. En el mismo capitulo se describe las consideraciones para el uso e implementación del detector y la captura de datos. En el capitulo cuatro se presentan los resultados de la captura de datos, se presenta el desempeño del sistema respecto al voltaje de operación y el desempeño del sistema respecto al voltaje de umbral; todos estos datos se muestran en gráficas. En el capitulo cinco se hará una pequeña discusión del porque se escogieron ciertos parámetros de funcionamiento para finalmente presentarse las conclusiones de esta tesis.

Índice general

1. Introducción	1
2. Marco Teórico	5
2.1. Radiación	5
2.1.1. Rayos Gamma	5
2.2. Interacción de Fotones con la Materia	6
2.2.1. Efecto Fotoeléctrico	7
2.2.2. Dispersión de Compton	7
2.2.3. Producción de pares	9
2.3. Centelladores	9
2.3.1. Detectores de Centelleo	10
2.3.2. Centelladores Orgánicos	12
2.3.3. Centelladores Inorgánicos	13
3. Diseño del Detector	17
3.1. Materiales	17
3.1.1. Detector	17
3.1.2. Electrónica	19
3.1.3. Fuentes Radioactivas	19
3.2. Instrumentación	20
3.2.1. Consideraciones	22
3.2.2. Procedimiento	24
4. Resultados	27
4.1. Desempeño del sistema respecto al voltaje de operación	27
4.2. Desempeño del sistema respecto al voltaje de umbral	32
4.3. Mediciones con fuentes radiactivas	36
5. Conclusiones	39
5.1. Discusión	39
5.2. Conclusiones	40

VIII

ÍNDICE GENERAL

Bibliografía

40

Índice de figuras

1.1.	Primera radiografía médica de Wilhelm Röntgen de la mano de su esposa Anna Bertha Ludwig	2
2.1.	Arthur H. Compton midió la intensidad de los fotones dispersos en función de su longitud de onda λ' en varios ángulos de dispersión θ . La radiación incidente fue de rayos X de molibdeno K_{α} , teniendo una longitud de onda $\lambda = 0,1714\text{\AA}$	8
2.2.	Importancia de las tres principales interacciones gamma	10
2.3.	Esquema de operación de un centellador	11
2.4.	Diagrama (simple) de energía de una molécula	13
2.5.	Niveles de energía para la activación de un cristal centellador	14
2.6.	Bandas de energía permitidas y prohibidas de un cristal	15
3.1.	Centellador LYSO:Ce utilizado acoplado al fotomultiplicador H8500	18
3.2.	Tarjeta electrónica que se utilizo para la instrumentación del detector gamma	19
3.3.	Kit con fuentes radiactivas gamma	20
3.4.	Esquema del detector gama	21
3.5.	Señal naranja: Es la señal producida por el detector. Señal azul: es la señal amplificada y retardada.	21
3.6.	Arreglo experimental	24
4.1.	Distribución de amplitudes sin fuentes radiactivas, variando el voltaje y manteniendo fijo el umbral a 150 mV	28
4.2.	Numero de conteos sin fuentes radiactivas, variando el voltaje y manteniendo fijo el umbral a 150 mV	28
4.3.	Distribución de amplitudes sin fuentes radiactivas, variando el voltaje y manteniendo fijo el umbral a 180 mV	29
4.4.	Numero de conteos sin fuentes radiactivas, variando el voltaje y manteniendo fijo el umbral a 180 mV	29

4.5. Distribución de amplitudes sin fuentes radiactivas, variando el voltaje y manteniendo fijo el umbral a 190 mV	30
4.6. Numero de conteos sin fuentes radiactivas, variando el voltaje y manteniendo fijo el umbral a 190 mV	30
4.7. Distribución de amplitudes sin fuentes radiactivas, variando el voltaje y manteniendo fijo el umbral a 220 mV	31
4.8. Numero de conteos sin fuentes radiactivas, variando el voltaje y manteniendo fijo el umbral a 220 mV	31
4.9. Distribución de amplitudes sin fuentes radiactivas variando el umbral y manteniendo fijo el voltaje a 550 volts	32
4.10. Numero de conteos sin fuentes radiactivas variando el umbral y manteniendo fijo el voltaje a 550 volts	33
4.11. Distribución de amplitudes sin fuentes radiactivas variando el umbral y manteniendo fijo el voltaje a 650 volts	33
4.12. Numero de conteos sin fuentes radiactivas variando el umbral y manteniendo fijo el voltaje a 650 volts	34
4.13. Distribución de amplitudes sin fuentes radiactivas variando el umbral y manteniendo fijo el voltaje a 750 volts	34
4.14. Numero de conteos sin fuentes radiactivas variando el umbral y manteniendo fijo el voltaje a 750 voltsl	35
4.15. Distribución de amplitudes sin fuentes radiactivas variando el umbral y manteniendo fijo el voltaje a 850 volts	35
4.16. Numero de conteos sin fuentes radiactivas variando el umbral y manteniendo fijo el voltaje a 850 voltsl	36
4.17. Distribución de las amplitudes involucrando fuentes radiactivas, con un voltaje de alimentación de 650 volts y umbral de 180 mv	37
4.18. Numero de conteos involucrando fuentes radiactivas, con 650 volts de alimentación y umbral de 180 mV	37
4.19. Distribución de las amplitudes involucrando fuentes radiactivas, con un voltaje de alimentación de 650 volts y umbral de 180 mv	38
4.20. Numero de conteos involucrando fuentes radiactivas, con 650 volts de alimentación y umbral de 180 mV	38

Índice de tablas

3.1. Características técnicas del cristal LYSO:Ce [15]	18
3.2. Características técnicas del fotomultiplicador Hamamatsu H8500.	18
3.3. Modo de decaimiento de las fuentes radiactivas utilizadas [15] .	20

Capítulo 1

Introducción

La radiación es ampliamente utilizada en el mundo por sus grandes ventajas, en particular los rayos gamma constituyen un tipo de radiación ionizante capaz de penetrar la materia más profundamente que la radiación alfa y radiación beta. Desafortunadamente la radiación tiene la característica de no ser inofensiva para los organismos vivos. Esta condición provoca tener medidas estrictas de seguridad, especialmente en la física médica.

Resulta difícil ubicar el origen de la disciplina que hoy se conoce con el nombre de física médica, la cual centra sus esfuerzos en aplicar los conocimientos de la física a la medicina. La radiación ionizante juega un papel importante en dicha disciplina, tanto en el diagnóstico como en terapia. Los fundamentos para el uso de la radiación, se encuentran en la serie de descubrimientos que, en un periodo relativamente corto de tiempo, señalaron un camino de interacción entre la física y la medicina [1].

El descubrimiento más importante y que se puede considerar un parteaguas en esta disciplina, fue el descubrimiento de los rayos X (Rx) por Wilhelm Conrad Roentgen en 1895, por el cual recibió el primer premio Nobel de física en 1901.

El primer acontecimiento relacionado con la física médica moderna, fue el descubrimiento de la aplicación de los rayos X para obtener imágenes internas del cuerpo humano figura 1.1.

Debido a la fácil aplicabilidad de los rayos X se impulsó el desarrollo de técnicas médicas estáticas y dinámicas. Las técnicas estáticas se refieren a imágenes tomadas en un punto temporal y espacial determinado, las técni-



Figura 1.1: Primera radiografía médica de Wilhelm Röntgen de la mano de su esposa Anna Bertha Ludwig

cas dinámicas (fluoroscópicas) son series de imágenes tomadas a lo largo del tiempo [2].

Poco más tarde en 1896 Henri Becquerel descubriría la radiactividad. Sin embargo, en 1898 sería el trabajo de Pierre y Marie Curie, con el descubrimiento de un nuevo elemento químico mucho más radiactivo que el uranio, el Radio, quien despertó un nuevo interés en la radiactividad. En 1903 el matrimonio Curie recibiría el Premio Nobel de Física junto a Henri Becquerel.

Fue en 1933 cuando la hija del matrimonio Curie, Irene, y su marido Frederic Joliot darían comienzo a la medicina nuclear con el descubrimiento de la radiactividad artificial[3].

Los laboratorios de Radio representan una primera alianza entre médicos y físicos en la investigación. Los físicos eran los responsables de las fuentes de radio y el cálculo de las distribuciones de la dosis, por otro lado los médicos realizaban el diagnóstico y la radiación necesaria con la cual en principio podrían erradicar la enfermedad. La presencia de los físicos en los gabinetes de radioterapia comenzó en 1910, aunque solo en las grandes instituciones.

La instrumentación, especialmente en el diagnóstico dado que una acertada determinación de alguna enfermedad conllevará a un adecuado tratamiento, experimenta grandes avances en la segunda mitad del siglo XX, como consecuencia del gran avance tecnológico y al uso de los ordenadores.

En 1949 Benedict Cassen revolucionó el concepto de imagen médica al desarrollar el primer sistema de imagen nuclear, el escáner rectilíneo. La imagen médica es el conjunto de técnicas de procesos usados para crear imágenes del cuerpo o partes del cuerpo de un ser vivo con propósitos clínicos o de investigación biomédica.

En 1957 Hal Anger desarrolló la cámara centelladora (llamada Cámara Anger en su honor) y su trabajo juega un papel importante en el posterior desarrollo de la tomografía por emisión de positrones (PET). La cámara Anger, consta de un equipo de detección de radiación gamma. Dicha radiación procede del propio paciente a quien se le inyecta, generalmente por vía intravenosa, un trazador radiactivo (radioisótopo), la distribución de la sustancia radiactiva se proyecta a través de un colimador de orificios paralelos sobre un fino cristal de centelleo [4].

La tomografía por emisión de positrones (PET) es una técnica de diagnóstico molecular que permite la visualización *IN VIVO* de diferentes procesos biológicos a través de la distribución espacial de un radio fármaco que ha sido suministrado previamente [5].

Para 1973 fue presentada la tomografía computarizada por Godfrey Newbold Hounsfield, premio nobel en 1979 y más adelante en los ochenta, fue introducida la resonancia nuclear magnética. Sin embargo, los primeros estudios en el campo de la resonancia magnética nuclear fueron llevados a cabo por Felix Bloch y Edward Purcell; en 1952 reciben el Premio Nobel en Física, por su descubrimiento de la resonancia magnética.

Por el gran éxito que ha tenido el uso de la radiación en la física médica más personas están expuestas a la radiación ionizante y, en muchos casos, las dosis individuales son elevadas. Como se sabe, las personas tanto pacientes como trabajadores, no pueden estar expuestos a más de una dosis determinada, esto resalta la necesidad del desarrollo de instrumentos de medición de radiación.

Actualmente la detección de radiación ha avanzado mucho gracias al desarrollo tecnológico y vemos su implementación, por ejemplo, en contadores proporcionales, Geiger-Müller, cámaras de ionización, centelleo con tubos fotomultiplicadores, centelleo líquido, detectores de germanio, detectores de semiconductor de estado sólido (con o sin centellador), etc.

Se está buscando nuevas maneras de realizar la detección de radiación, ya sea desarrollando tecnología nueva o simplemente con la tecnología actual e implementarla de una manera más eficiente, tal es el caso de detectores de imágenes de campos gamma [6]. También se está buscando la realización de detectores gamma portátiles, tanto para aplicaciones biológicas como aplicaciones ambientales [7], etc.

Capítulo 2

Marco Teórico

En este capítulo se habla de sobre la radiación gamma y los diferentes procesos que se generan, como resultado de la interacción de fotones con la materia. Se describen las principales interacciones físicas de dicha radiación al igual que la forma de detección. También se explica, una de las maneras de detección de radiación gamma existentes, sus características y los fenómenos que los acompañan.

2.1. Radiación

La radiactividad es el proceso asociado a la liberación de energía de un átomo cuando pasa de un estado de energía a uno fundamental (o de menor energía). Ocurre naturalmente en isótopos inestables de diferentes elementos, como podrían ser el uranio, cesio, sodio, etc.

La detección de radiación puede ser llevada a cabo de diferentes maneras, una vez elegida ésta, es necesario tener detectores con una buena eficiencia de detección, resolución espacial y, en su caso, que posean la capacidad de cuantificar la energía de la radiación incidente.

2.1.1. Rayos Gamma

Los rayos gama o radiación gamma, es un tipo de radiación electromagnética, y por ende constituida por fotones. Los rayos gamma (γ) se emiten en transiciones nucleares. En contraste con los electrones, los rayos γ son mejor detectados por los materiales con un número atómico alto (Z). Esto se

debe a la interacción de los fotones con la materia. Existen cuatro formas de interacción, pero solo se tomarán en cuenta las tres más importantes para el área de física médica, estas son: efecto fotoeléctrico, dispersión de Compton y producción de pares.

En los procesos de efecto fotoeléctrico y producción de pares, el rayo γ es absorbido completamente, transformándose en partículas cargadas. En el proceso de dispersión de Compton, el rayo γ conserva su identidad, transfiriendo solo una parte de su energía lo que se convierte en un electrón de retroceso.

2.2. Interacción de Fotones con la Materia

Para construir detectores e interpretar los resultados de la medición es necesario saber como interactúa la radiación con la materia, al mismo tiempo, estas interacciones también pueden interferir con las mediciones, al alterar el estado físico de la radiación, por lo tanto es necesario saber cuales son las consecuencias de las diversas interacciones.

La relación entre la energía de un fotón (E), su longitud de onda (λ) y la frecuencia (ν), esta dada por

$$E = h\nu = h\frac{c}{\lambda} \quad (2.1)$$

donde c es la velocidad de la luz y h es la constante de Plank.

En particular el comportamiento de los fotones es diferente al de las partículas cargadas debido a la falta de carga eléctrica del fotón. Sin embargo las principales interacciones de los rayos γ en la materia son:

1. Efecto fotoeléctrico
2. Dispersión de Compton
3. Producción de pares

Cabe mencionar que existe otra interacción la cual es conocida como **Dispersión de Rayleigh**, en la cual el fotón incidente cambia su dirección pero conserva su energía. Dicho efecto tiene lugar en bajas energías, de 15 a 30 KeV y la probabilidad de que este efecto ocurra es mayor al disminuir la energía y en materiales con alto número atómico (Z).

Este efecto normalmente no se considera al referirse a las distintas interacciones de la radiación con la materia ya que no se produce un intercambio de energía ni ionización. Sin embargo es importante recalcar que este efecto no debe despreciarse en aquellos casos en que la posición de la energía depositada en el medio pueda afectar significativamente a la medición de la interacción.

2.2.1. Efecto Fotoeléctrico

El efecto fotoeléctrico es la interacción entre un fotón y un electrón atómico. Como resultado de la interacción, la energía del fotón ($h\nu$) es transmitida a un electrón, si la energía del fotón incidente es mayor a la energía de enlace del electrón, la energía del fotón expulsa a dicho electrón (llamado foto electrón) y la energía sobrante se convierte en la energía cinética del electrón expulsado. Esto es

$$E = h\nu - B_e \quad (2.2)$$

donde B_e es la energía de enlace del electrón.

La probabilidad de que se produzca esta interacción se denomina sección transversal fotoeléctrica o coeficiente fotoeléctrico. Esta probabilidad depende en gran medida del número atómico (Z) y de la energía $h\nu$ del fotón. Esta interacción es mas probable para materiales con un alto valor Z y fotones de baja energía.

2.2.2. Dispersión de Compton

La dispersión de Compton o efecto Compton es un proceso físico en el que interactúa un fotón con un electrón libre. Se entiende por electrón libre a un electrón cuya energía de ligadura es muy baja comparada con la energía del rayo gamma (E_γ). Dicha interacción esta dada por una colisión inelástica, como resultado de esta colisión el fotón pierde parte de su energía, quedando con una energía $E_{\gamma'}$, y cambia su dirección formando un ángulo θ , figura 2.1 [8]. La energía $E_{\gamma'}$ es menor que la energía E_γ , de esta forma el electrón escapa con una energía cinética T .

$$T = E_\gamma - E_{\gamma'} \quad (2.3)$$

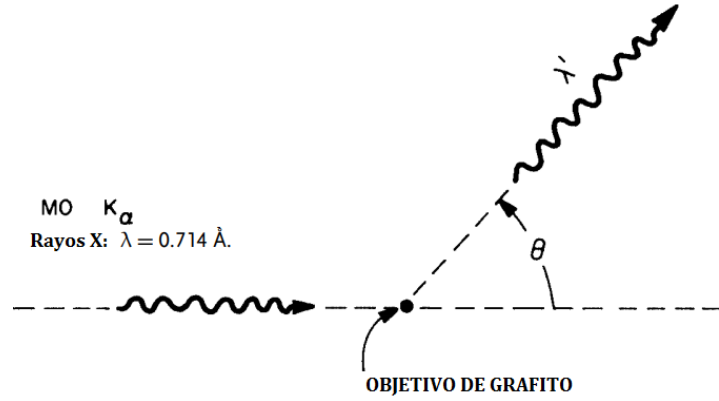


Figura 2.1: Arthur H. Compton midió la intensidad de los fotones dispersos en función de su longitud de onda λ' en varios ángulos de dispersión θ . La radiación incidente fue de rayos X de molibdeno K_α , teniendo una longitud de onda $\lambda = 0,1714\text{\AA}$.

tomando en cuenta 2.1 podemos reescribir 2.3 de la siguiente manera

$$T = h\nu - h\nu' \quad (2.4)$$

como la energía de ligadura es baja se puede hacer una aproximación, de esta manera la energía final del fotón dispersado viene dada por

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \gamma(1 - \cos\theta)} \quad (2.5)$$

donde $\gamma = h\nu/m_e c^2$ y $m_e c^2$ es la energía en reposo del electrón.

Para el caso de radiación de aniquilación con $\gamma = 1$, es decir $E_\gamma = h\nu = m_e c^2$, la ecuación 2.5 toma la forma

$$E_{\gamma'} = \frac{m_e c^2}{2 - \cos(\theta)} \quad (2.6)$$

Esto quiere decir que para la retro dispersión ($\theta = 180^\circ$) la energía máxima de transferencia al electrón es $m_e c^2/3$. Además, si el fotón es dispersado hacia adelante, esto es $\theta = 0^\circ$, obtenemos $E_{\gamma'} = m_e c^2$, por lo tanto el fotón no pierde energía, por lo cual la energía transferida al electrón es cero (ver ecuación 2.3).

2.2.3. Producción de pares

La producción de pares es una interacción entre un fotón y un núcleo, esta interacción implica la transformación de un fotón en un par electrón-positrón. Aunque el núcleo no experimenta ningún cambio como resultado de esta interacción, su presencia es necesaria para que se produzca la producción de pares.

La conservación de la energía nos da la siguiente ecuación para la energía cinética del electrón y el positrón

$$K_{e^+} + K_{e^-} = h\nu - 2mc^2 = E_\gamma - 1,022\text{Mev} \quad (2.7)$$

La producción de pares elimina al fotón original, pero se crean dos fotones cuando el positrón se aniquila.

A la probabilidad de que se de el efecto de producción de pares es llamada coeficiente de producción de pares. Es una función de E_γ y Z . La cual puede ser escrita de la siguiente manera [9]

$$k(m^{-1}) = NZ^2 f(E_\gamma, Z) \quad (2.8)$$

donde k es la probabilidad para la producción de pares por unidad de distancia recorrida y $f(E_\gamma, Z)$ es una función que cambia ligeramente con Z y aumenta con E_γ .

La producción de pares se vuelve mas probable al aumentar la energía de los fotones y con un numero atómico de manera cuadrática, aproximadamente como Z^2 , esto quiere decir que para energías mayores a 2-3 Mev el efecto se vuelve mas dominante

En la figura 2.2 muestra la importancia de las tres interacciones cuando E_γ y Z cambian.

2.3. Centelladores

Los centelladores son materiales que al ser expuestos a una radiación, emiten un pequeño destello de luz, es decir, un centello. En 1903, William Cookes fue la primera persona en observar centelleos producidos al golpear una pantalla de sulfuro de zinc con partículas alfa.

La mayoría de los materiales transparentes producen una pequeña cantidad de luz de centelleo cuando se hace incidir sobre ellos radiación; sin embargo, solo en pocos de estos materiales, la conversión de energía de excitación a

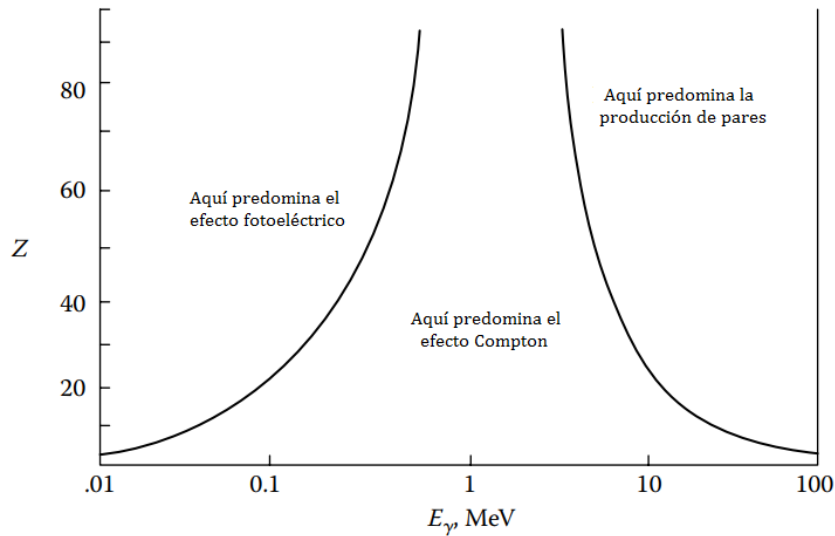


Figura 2.2: Importancia de las tres principales interacciones gamma

luz es eficiente, a estos materiales se les conoce como centelladores. En ellos, se pueden distinguir dos procesos de emisión de luz: fluorescencia y fosforescencia. En este trabajo se usaran materiales fluorescentes.

Este fenómeno tuvo su importancia al ser aplicado para la detección de partículas. Inicialmente fue abandonado por su ineficiencia, inexactitud y la una gran inversión de tiempo para el conteo de los eventos; sin embargo, este método fue retomado décadas después al tener una mayor amplificación de la luz producida en el centellado y el avance tecnológico que este tiempo implica.

Los detectores de centello son, sin duda, una de las maneras de detección de partículas más utilizados en la actualidad. En este capítulo se explicaran algunos de los detectores de centello más usuales, así como sus características y los fenómenos físicos que los acompañan.

2.3.1. Detectores de Centelleo

Un detector de centelleo cuenta con un material centellador, el cual transforma la radiación en fotones visibles. Particularmente, cuando un material centellador es acoplado a un foto-detector, se puede obtener información, ya que éste convierte la luz de los centelleos en pulsos eléctricos que posteriormente son analizados para obtener información sobre la radiación incidente.

El funcionamiento básico de un detector de centelleo, en general, consiste de dos procesos, el primero es cuando la radiación incidente es absorbida por un material centelleante, el segundo paso consiste en el acoplamiento del material centellador con un elemento fotosensible, generalmente es un tubo fotomultiplicador (PMT). La partícula que se desea detectar interactúa con el material centellador y deja parte de su energía (o toda) en éste, esta energía se transforma en fotones visibles. El esquema de este proceso se muestra en la figura 2.3.

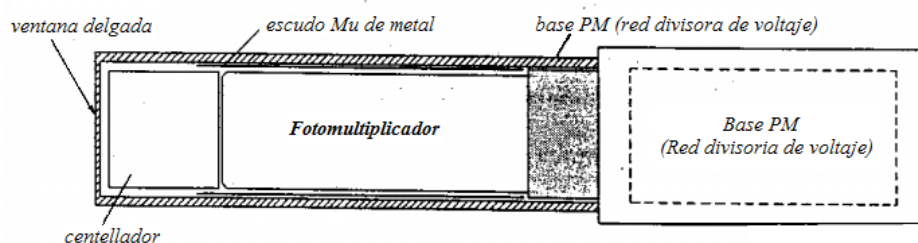


Figura 2.3: Esquema de operación de un centellador

Debido a que los materiales centelladores emiten y absorben fotones en la misma longitud de onda que la radiación incidente, se suele agregar impurezas a los centelladores para que la luz emitida por el centellador no se encuentre en la región de auto absorción. Además, los compuestos orgánicos emiten radiación fluorescente en la región del ultravioleta, por lo que las impurezas se agregan como cambios a la longitud de onda. Esto conduce a la emisión de fotones en el rango diferente al incidente, regularmente en el visible.

Existe distintos tipos de detectores de centello, los cuales pueden ser de material centellador sólido, líquido o gaseoso. Existe una diversidad de materiales centellantes pero no todos son adecuados para usarse como detectores, ya que algunos de estos materiales no cumplen con los requisitos necesarios para obtener un detector de calidad [10].

Las principales cualidades de los materiales centelladores usados para los detectores son:

1. Alta eficiencia para la conversión de radiación excitante en radiación visible.

2. El material debe tener un valor de transmitancia alto en la longitud de onda de la luz que emite.
3. La longitud de onda de la luz emitida debe estar en el rango de respuesta del fotomultiplicador.

Los materiales centelladores se pueden dividir en dos categorías:

- Centelladores Orgánicos
- Centelladores Inorgánicos

Más adelante se hablara sobre la física del mecanismo de centelleo y la respuesta a la radiación.

2.3.2. Centelladores Orgánicos

Los centelladores orgánicos se conforman de un material centellador llamado de forma coloquial flúor. Los centelladores más frecuentes se encuentran en soluciones líquidas o matrices poliméricas.

Los compuestos centelladores son hidrocarburos aromáticos, es decir, compuestos que contienen átomos de carbono ligados entre sí en forma de anillos, lo que significa que son materiales ricos en carbono e hidrógeno.

Mecanismo de Centelleo

La producción de luz en los centelladores orgánicos es el resultado de transiciones moleculares, por lo que al descomponerse lo hacen por emisión de fotones. En la figura 2.4 muestra la variación de la energía potencial de una molécula con respecto a la distancia interatómica. El estado fundamental se encuentra en el punto A_0 que coincide con el mínimo de la energía potencial.

La radiación ionizante que pasa a través del centellador excita a la molécula, dándole energía que resulta en una transición al estado A_1 . Como la posición de A_1 no es el punto de mínima energía, la molécula libera energía por medio de vibraciones, las cuales se disipan en calor, y se moverá al punto de mínima energía el cual se representa en el estado B_1 . El estado B_1 sigue siendo un estado excitado, el cual al sufrirá una transición al estado B_0 , acompañada de la emisión de un fotón.

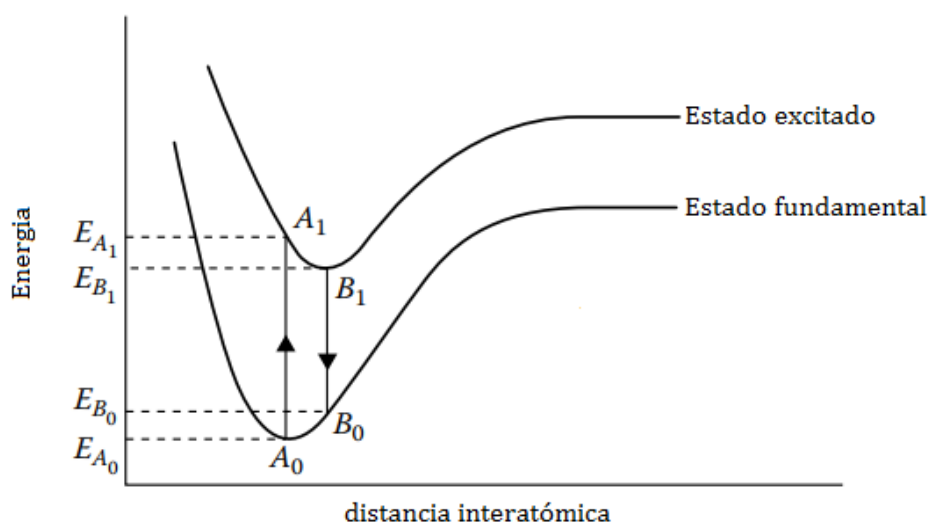


Figura 2.4: Diagrama (simple) de energía de una molécula

2.3.3. Centelladores Inorgánicos

Los centelladores inorgánicos son principalmente cristales de haluros alcalino, los cuales contienen una pequeña concentración de impureza activadora. Esta impureza lo que ocasiona es el aumento en la eficiencia de la fluorescencia y la producción de fotones en el rango visible.

En general los centelladores inorgánicos son de 2 a 3 ordenes de magnitud (500 ns) mas lentos en respuesta que los centelladores orgánicos (5 ns)[10].

La ventaja de los cristales inorgánicos consiste en su mayor poder de detección debido a su mayor densidad y mayor numero atómico, también tienen una de las mas altas salida de luz. Esto los hace extremadamente adecuados para la detección de rayos gamma.

Mecanismo de Centelleo

Mientras que el proceso de centello de los materiales orgánicos es de carácter molecular, el de los centelladores inorgánicos es característico de la estructura de la banda electrónica. Los estados de energía electrónicos de un átomo son niveles discretos de energía, que en un diagrama de niveles se presentan como líneas discretas.

El cristal se caracteriza por bandas de valencia y de conducción como se muestra en la figura 2.5, el activador (impureza) proporciona niveles de

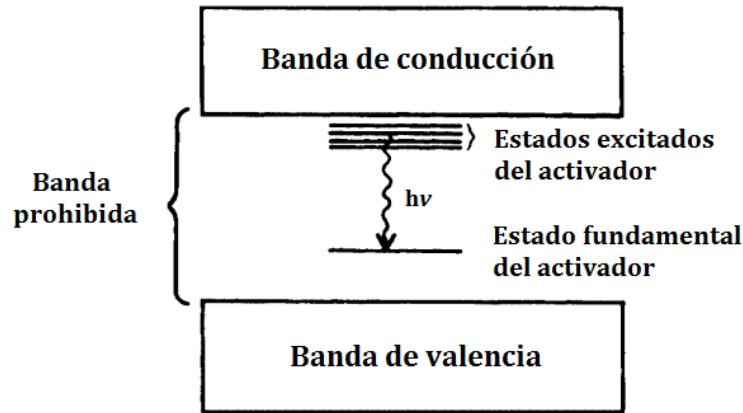


Figura 2.5: Niveles de energía para la activación de un cristal centellador

energía electrónica en la brecha prohibida del cristal puro. En el estado fundamental del cristal, la banda mas alta permitida contiene electrones y está completamente llena, se le conoce como banda de valencia. La siguiente banda permitida esta vacía en el estado fundamental del cristal, a esta banda se le llama banda de conducción.

Un electrón puede absorber suficiente energía de la radiación incidente para moverse desde la banda de valencia a la banda de conducción, una vez allí, el electrón puede moverse libremente por el cristal. El electrón removido deja un hueco en la banda de valencia. Si el electrón removido logra desexcitarse y se recombina con el hueco y recupera su posición en la banda de valencia. Algunas veces la energía proporcionada al electrón no es suficiente para elevarla a la banda de conducción, en cambio, el electrón permanece unido electrostáticamente al hueco de la banda de valencia. El par electrón-hueco se le llama excitón. En términos de estados de energía, el excitón corresponde a la elevación de electrón a un estado mas alto que la banda de valencia, pero mas bajo que la banda de conducción. Por lo tanto los excitones forman una banda delgada. La elevación de un estado excitado puede ser el resultado de una absorción de fotones, de la captura de un excitón o de la captura sucesiva de un electrón y un hueco (Figura 2.6)[11].

La luz emitida por el centellador, es principalmente el resultado de las transiciones de los átomos activadores (impurezas) y su estructura dentro del cristal determina el espectro de emisión del centellador. Eligiendo adecuadamente la impureza o activador, las transiciones de electrones entre los estados excitados y su estado fundamental conllevan a la emisión de fotones visibles.

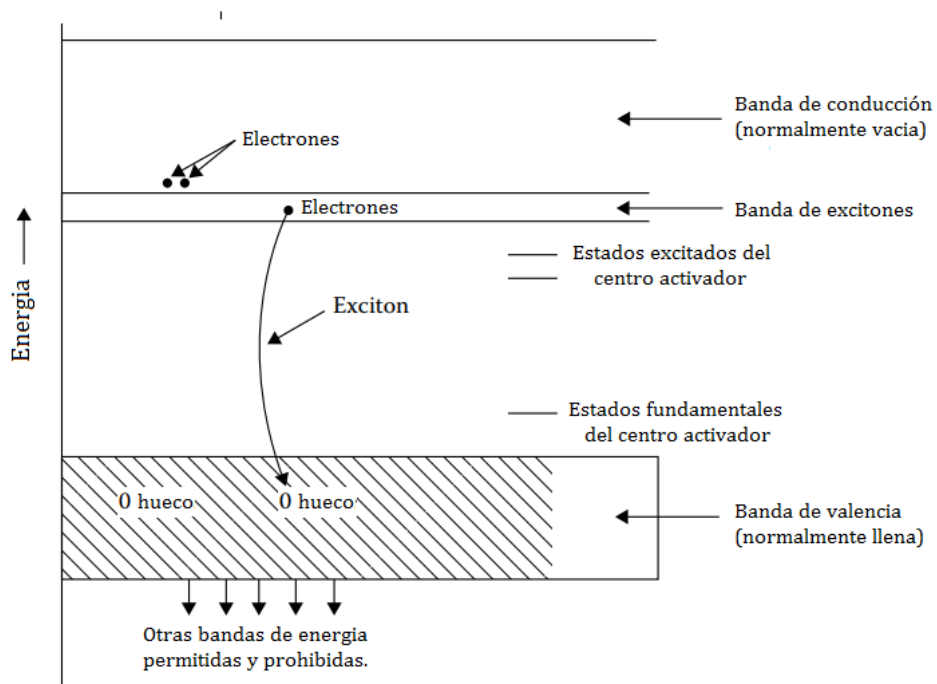


Figura 2.6: Bandas de energía permitidas y prohibidas de un cristal

Capítulo 3

Diseño del Detector

En esta sección hablaremos sobre lo realizado en la instrumentación. Como primera parte, se describirán los materiales usados, los cuales son comunes en experimentos de física nuclear y partículas. Seguido de esto se hablara sobre el desarrollo del circuito experimental realizado.

3.1. Materiales

Los materiales utilizados en la instrumentación del detector son los siguientes:

3.1.1. Detector

El material centellador utilizado en el detector es ortosilicato de lutecio con itrio dopado con cerio (LYSO:Ce), el cual es un cristal centellador inorgánico (figura 3.1), las características del cristal se describen en la tabla 3.1. La energía de los fotones γ incidentes se invierte en la conversión de fotones visibles. Puesto que las fuentes de emisión de rayos gamma con energías de entre 100 y 14000 Kev la interacción con el cristal sera por medio de efecto fotoeléctrico y dispersión de Compton.

Este cristal esta acoplado a un fotomultiplicador, el cual nos da como señal de salida un pulso eléctrico proporcional a la energía del fotón capturado por el centellador [12].

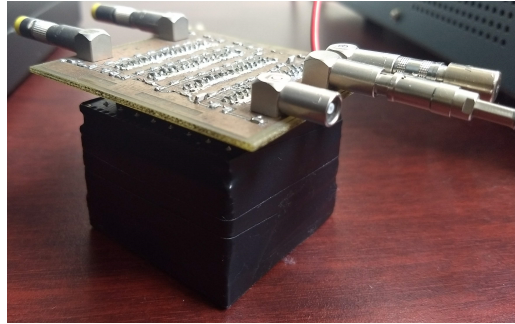


Figura 3.1: Centellador LYSO:Ce utilizado acoplado al fotomultiplicador H8500

Cristal LYSO:Ce	
Densidad (g/cm^3)	7.20
Numero atómico efectivo	65
Tiempo de decaimiento (ns)	40
Indice de refracción	1.82
Higroscópico	No
longitud de onda emitida Max(nm)	420

Tabla 3.1: Características técnicas del cristal LYSO:Ce [15]

El fotomultiplicador utilizado es un Hamamatsu serie H8500 [13] Las características técnicas del SiPM se muestran en la Tabla 3.2. Es importante resaltar que se espera un buen acoplamiento óptico entre la luz emitida por el cristal centellador y la respuesta del SiPM. El fotomultiplicador (SiPM) H8500, fue alimentado con una fuente de alto voltaje Tektronix PS280 DC Power Supply [14]

Fotomultiplicador Hamamatsu H8500	
Respuesta espectral (nm)	300 a 650 maxima en 400
Tiempode tránsito (ns)	19
Área efectiva (mm)	49×49
Fotocátodo	Bialcalino
Voltaje máximo de operación	1200 volts

Tabla 3.2: Características técnicas del fotomultiplicador Hamamatsu H8500.

3.1.2. Electrónica

Las señales de salida del SiPM fueron conectadas a un placa electrónica que tiene la función de amplificar, retardar y procesar la señal (pulso) del SiPM (Figura 3.2).

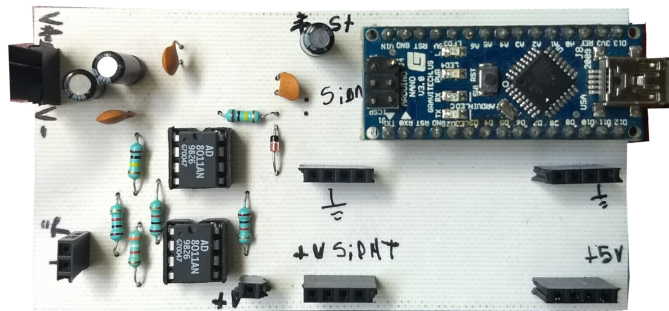


Figura 3.2: Tarjeta electrónica que se utilizo para la instrumentación del detector gamma

La amplificación y retardo del pulso se hace de manera analógica, sin embargo el procesamiento de la señal se hace de manera digital, en la electrónica se incorpora un Arduino Nano el cual hace la función de procesar la la señal por medio de software, el arduino esta alimentado por medio de un cable USB a la pc.

Finalmente después de que la señal ha sido procesada esta se envía a una computadora para recopilar los datos. La recopilación se realizo mediante un código en lenguaje python, resulta importante mencionar que no se requiere un equipo de ultima generación para la recopilación de datos, lo cual resulta muy provechoso para utilizar cualquier equipo con acceso a python.

3.1.3. Fuentes Radioactivas

Se utilizo un conjunto de fuentes de espectroscopia gamma Gamma: sources set of 8, SN-7949A Pasco (figura 3.3), con energías en el intervalo de 100 a 1400 KeV y actividades de $\sim 1\mu Ci$. Las propiedades de las fuentes utilizadas se muestran en la tabla 2.

Isotopos	Actividad	Vida media	Tipo de radiación
<i>Co</i> – 60	$1\mu Ci$	5.27 años	β y γ
<i>Na</i> – 22	$1\mu Ci$	2.60 años	β y γ
<i>Mn</i> – 54	$1\mu Ci$	313 días	γ
<i>Cs</i> – 137	$0,25\mu Ci$	30.2 años	β y γ
<i>Ba</i> – 133	$1\mu Ci$	10.5 años	γ
<i>Cd</i> – 109	$1\mu Ci$	464 días	γ
<i>Co</i> – 57	$1\mu Ci$	270 días	γ

Tabla 3.3: Modo de decaimiento de las fuentes radiactivas utilizadas [15]



Figura 3.3: Kit con fuentes radiactivas gamma

3.2. Instrumentación

Las componentes del sistema de detección gamma utilizado consta de un cristal centellador acoplado a un fotomultiplicador, el cual llamaremos detector, y la tarjeta electrónica de amplificación, procesamiento y lectura [16], esta tarjeta electrónica esta conectado a una computadora para la captura de datos.

Como se muestra en la figura 3.4, el arreglo consta de tres procesos importantes, los cuales se detallaran a continuación.

Etapa 1

En esta primera etapa están involucrados la fuente radiactiva y el detector, como se menciona antes, las fuentes radiactivas tienen energías de 100 y 1400 KeV, dichas fuentes se colocaron en la superficie del detector a lo largo de su eje central. El detector esta conectado a una fuente de alto voltaje, dicha fuente se vario el voltaje por motivos que se explicaran mas adelante. La señal de salida es un pulso eléctrico que se envía a la tarjeta electrónica.

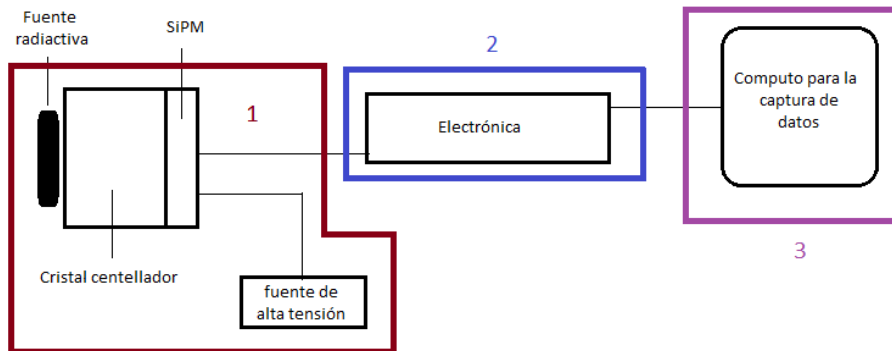


Figura 3.4: Esquema del detector gama

Etapa 2

La señal de entrada es la que viene del detector, esta señal se amplifica, después de amplificarla es procesada de manera que el decaimiento de la señal es exponencial. Todo este proceso lo realiza la parte analógica (3.5).

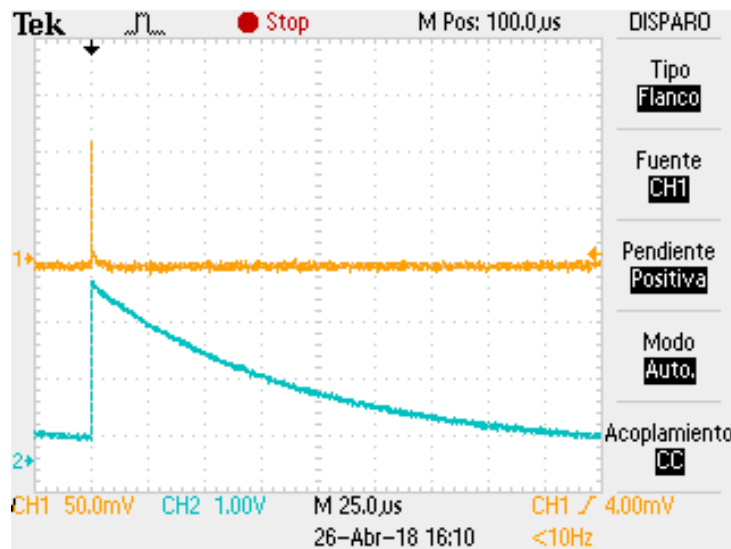


Figura 3.5: Señal naranja: Es la señal producida por el detector. Señal azul: es la señal amplificada y retardada.

La señal procesada entra a la parte digital del circuito, esta parte como ya se mencionó antes, consta de un arduino, cuyo trabajo es analizar y digitalizar la señal. La señal digitalizada se convierte en la señal de salida de la tarjeta electrónica, dicha señal se envía por medio de un cable microUSB-

USB.

Al analizar la señal, lo que el arduino hace es un ajuste por mínimos cuadrados para que la señal de entrada (Señal procesada) se ajuste a una recta. Dicho ajuste es importante ya que al digitalizar la señal, el arduino toma el punto máximo del ajuste y lo toma como el pico de la señal de entrada.

Otra tarea del arduino es ajustar un parámetro llamado **threshold** o voltaje de **umbral**. De él se hablara en la siguiente sección.

Etapa 3

La señal de salida del arduino se envía por medio de un cable USB-microUSB a una computadora, en la cual se creo un código en lenguaje PYTHON para la recopilación de las señales. El arduino entrega ciertos parámetros los cuales son: Tiempo del arduino [ms], Amplitud [mV], SiPM[mV] y Tiempo muerto [ms], estas señales se guardan en un documento de texto para su posterior análisis.

3.2.1. Consideraciones

Antes de comenzar con la caracterización es de suma importancia saber el uso del umbral, ya que este parámetro lo utilizaremos en gran medida, tanto en la caracterización como en la toma de datos de nuestro experimento.

El umbral funciona como **trigger** o disparador, en palabras simples funciona como una barrera, lo cual nos permite filtrar las señales del detector puesto que si la señal sobre pasa al umbral este dato pasara a la tarjeta electrónica, como se menciona en el subcapitulo anterior.

Al variar el umbral lo que en realidad hacemos es detectar mas o menos señales, dependiendo de la energía que se detecte. Dicho de otra manera: a menor umbral detectaremos más eventos con menor energía, por lo contrario, si aumentamos el umbral lo que sucederá es que detectaremos menos eventos pero con mayor energía.

Cabe señalar que las señales detectadas están en función de las características del detector que se este usando.

Para realizar las mediciones con fuentes radiactivas se tuvo la necesidad de caracterizar unos parámetros.

Los parámetros caracterizados fueron: ruido de la tarjeta, ruido de fondo del detector, umbral o threshold inicial.

Caracterización de los parámetros

El ruido de la tarjeta o también llamado outset no lo podemos controlar ya que es un parámetro intrínseco causado por los componentes de la tarjeta electrónica. Dicho esto, la forma como se realiza la caracterización consiste de observar, con la ayuda de un osciloscopio, que tan elevada es la señal que se recibe, para esto no se conecta el detector y se realiza la medición.

El caso ideal, este outset debería ser cero, es decir que no se debe percibir señal alguna, pero como cada componente tiene una resistencia, impedancia, etc., este outset esta por arriba del eje x, es decir: $y = k(t)$, donde k se podría considerar constante.

Hay que tener cuidado con este parámetro ya que puede causar un error en el disparador, sin embargo, para nuestro arreglo no representa un problema serio.

Ruido del detector y umbral

El ruido del detector y el umbral están ligados, por un lado, el ruido que se genera es debido a la sensibilidad del detector. Por otro lado los eventos que se registran en la tarjeta electrónica son por el nivel de umbral configurado, como ya se dijo anteriormente.

Para la caracterización del ruido se realizo lo siguiente:

Se realizan mediciones con el arreglo experimental, pero sin conectar el detector a la fuente de alto voltaje. Con la ayuda del osciloscopio, se observan mediciones por intervalos de 5 minutos, la detección de dichas mediciones son por el umbral bajo que tenia programado el arduino, comenzando con un umbral de 70 mv.

El propósito de realizar lo anterior es para encontrar un umbral en donde se dejaron de detectar eventos. Variando este parámetro se observo que se dejaron de detectar eventos en un intervalo de 115 y 125, por lo que se tomo la decisión de aumentar el tiempo de medición a 30 minutos, lo anterior para evitar ruido que no se pudiera detectar en un intervalo de tiempo pequeño.

Con el intervalo de medición de 30 minutos se continuo variando el umbral, hasta llegar al intervalo de 135 y 145 mV. en este intervalo se opto por aumentar el tiempo de medición a 1 hora. En esta hora ya no se detector ningún evento, por lo que se concluyo que el umbral inicial es de 145 mV y el ruido del detector sera el menor posible.

3.2.2. Procedimiento

Una vez tomando en cuenta lo mencionado anteriormente se encuentra listo el arreglo experimenta (Figura 3.2) para comenzar con las mediciones.



Figura 3.6: Arreglo experimental

Las mediciones se dividieron en dos partes: sin fuentes radiactivas y con fuentes radiactivas . En ambos caso se vario el voltaje de umbral y el voltaje del detector como se describe a continuación.

Se comenzó a realizar mediciones sin fuentes radiactivas en un intervalo de tiempo de 5 minutos, primero manteniendo el umbral fijo comenzando en 150 mV y variando el voltaje en intervalos de 50 volts,comenzando en 550 volts y terminando en 800 volts. Una vez concluida las primeras mediciones con umbral fijo en 150 mV, se vario el umbral en intervalos de 10 hasta llegar a 220 mv y se repitió el procedimiento descrito anteriormente para cada valor.

Lo anterior con la finalidad de poder encontrar un umbral adecuado, es decir

que los eventos detectados no se saturaran y que fueran representativos.

Una vez que se fijo el nivel de umbral se procedió a realizar las mediciones con fuente radiactivas.

Para la obtención de datos mediante las fuentes, se realizaron mediciones de todas, la Tabla 3.2, las cuales fueron en intervalos de 5 minutos y como ya se tiene un umbral fijo solo se vario el voltaje de la misma manera antes mencionada. Las fuentes fueron colocadas sobre el eje central del detector y en su superficie.

Recopilación de Datos

Como se menciona anteriormente, el sistema arduino envía una señal de salida que entrega los siguientes parámetros: tiempo del arduino [ms], amplitud del pulso [mV], SiPM[mV] y tiempo muerto[ms]. Para acceder a estos parámetros se creo un código en lenguaje `python` el cual también guarda los datos en un documento de texto (.txt) para analizarlos después.

Capítulo 4

Resultados

Los datos recopilados de las distintas mediciones, fueron procesados mediante un programa de análisis basado en el lenguaje python. Mediante este programa se obtiene dos parámetros característicos de la traza obtenido por la electrónica basada en un microcontrolador Arduino. Uno es la amplitud, relacionado con la energía del fotón incidente y la otra medida es la frecuencia de pulsos. El software fue desarrollado ex profeso para este tipo electrónica y detector.

A continuación se presentan los resultados obtenidos del análisis de las mediciones realizadas en la sección de materiales y métodos.

4.1. Desempeño del sistema respecto al voltaje de operación

Para esta prueba se varia el voltaje de operación del detector, dejando el voltaje de umbral constante en el valor mínimo del sistema, esto es 150 mV, hasta un valor máximo de 220 mV, con incrementos de 5 mV.

En las Figuras: 4.1, 4.3, 4.5, 4.7; muestra los histogramas de las amplitudes observadas en el rango de operación del fotosensor. Los valores cubiertos fueron desde 550 hasta 850 con incrementos de 100 Volts.

En las Figuras: 4.2, 4.4, 4.6, 4.8; se presentan los histogramas de pulsos en el rango de operación del fotosensor. Los valores cubiertos fueron de 550 a 850, con incrementos de 100 volts.

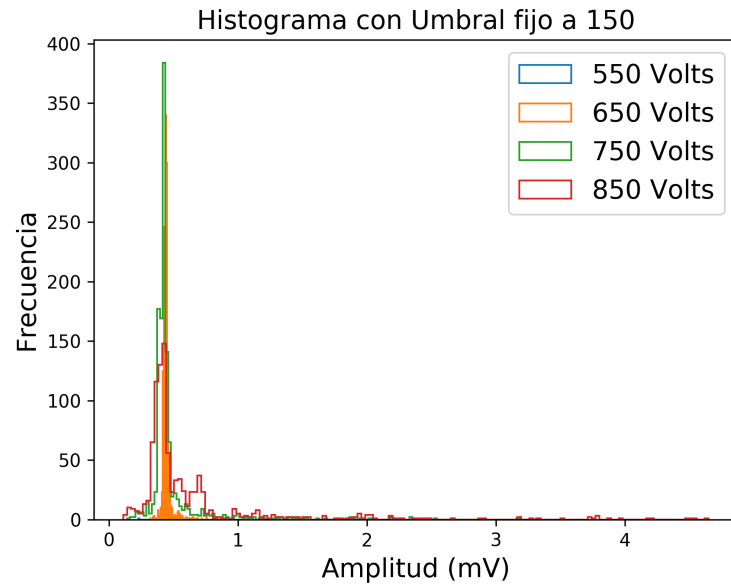


Figura 4.1: Distribución de amplitudes sin fuentes radiactivas, variando el voltaje y manteniendo fijo el umbral a 150 mV

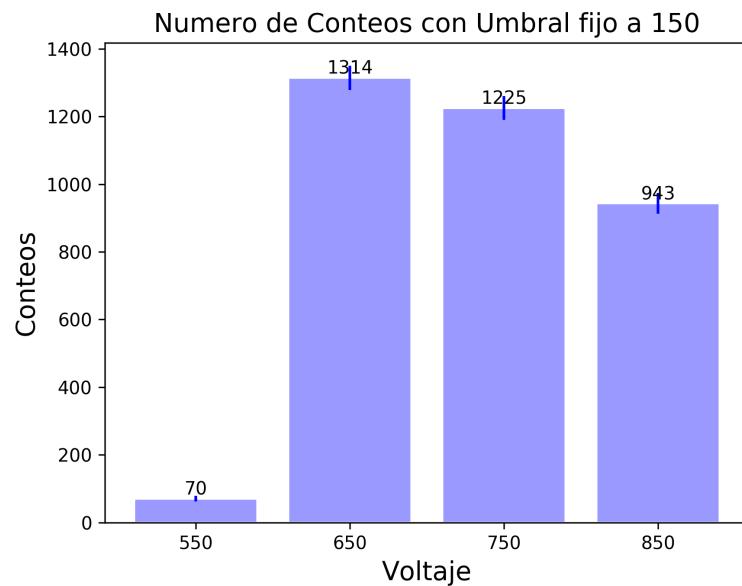


Figura 4.2: Numero de conteos sin fuentes radiactivas, variando el voltaje y manteniendo fijo el umbral a 150 mV

4.1. DESEMPEÑO DEL SISTEMA RESPECTO AL VOLTAJE DE OPERACIÓN 29

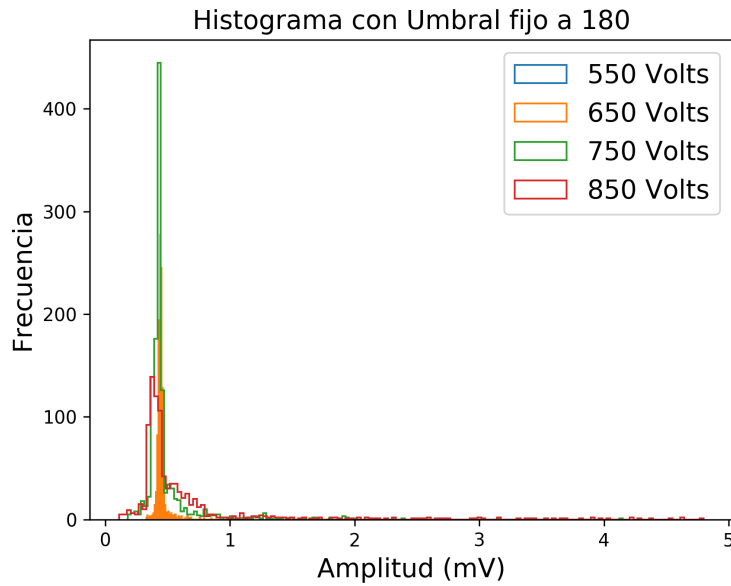


Figura 4.3: Distribución de amplitudes sin fuentes radiactivas, variando el voltaje y manteniendo fijo el umbral a 180 mV

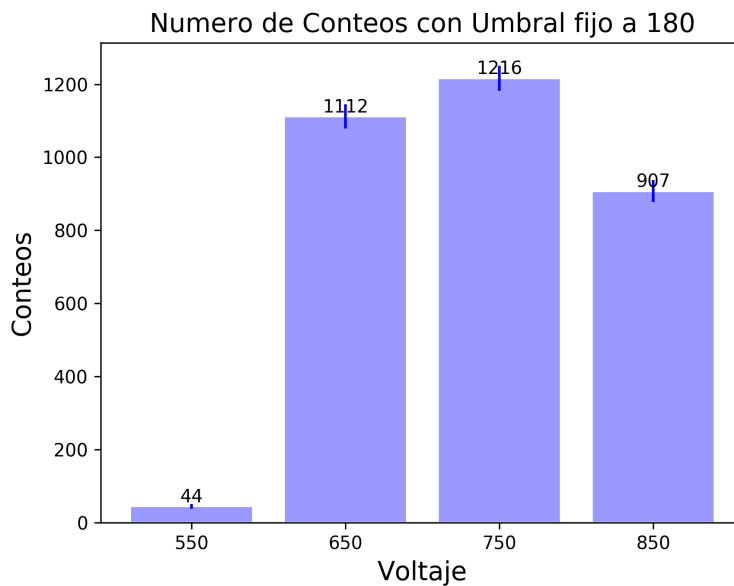


Figura 4.4: Numero de conteos sin fuentes radiactivas, variando el voltaje y manteniendo fijo el umbral a 180 mV

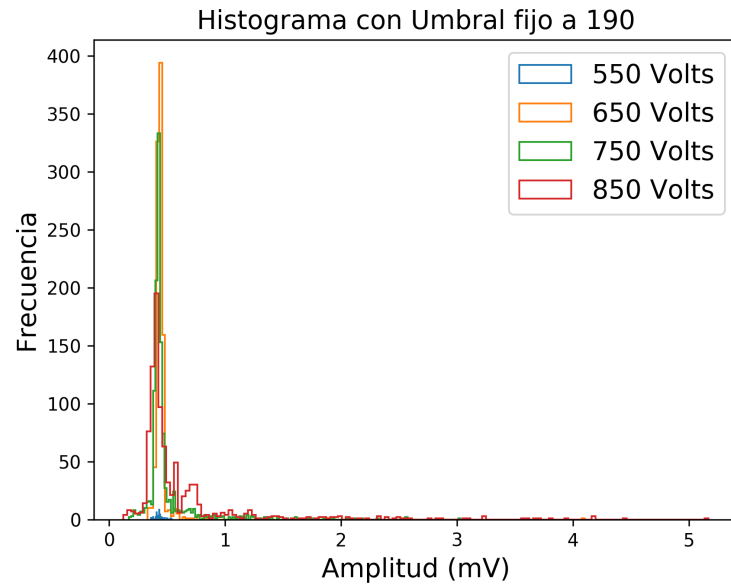


Figura 4.5: Distribución de amplitudes sin fuentes radiactivas, variando el voltaje y manteniendo fijo el umbral a 190 mV

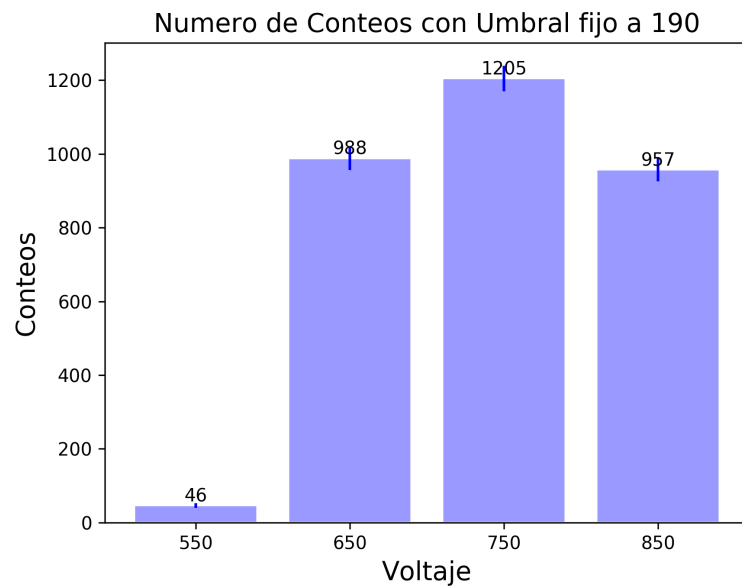


Figura 4.6: Numero de conteos sin fuentes radiactivas, variando el voltaje y manteniendo fijo el umbral a 190 mV

4.1. DESEMPEÑO DEL SISTEMA RESPECTO AL VOLTAJE DE OPERACIÓN 31

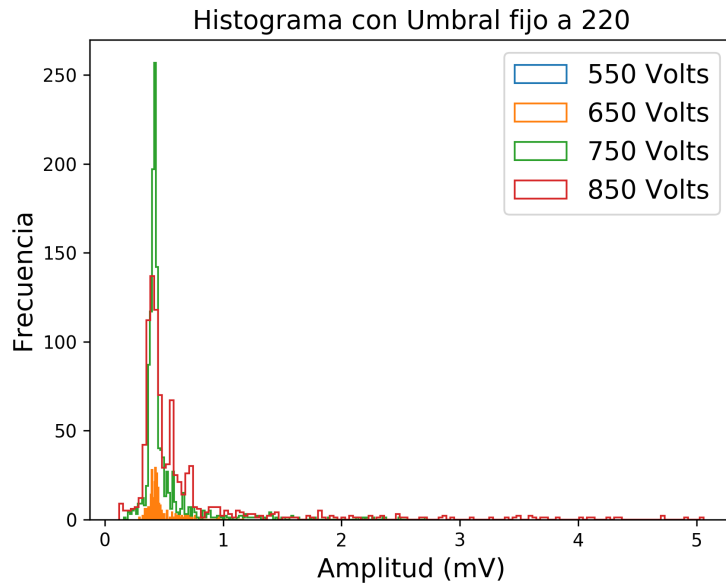


Figura 4.7: Distribución de amplitudes sin fuentes radiactivas, variando el voltaje y manteniendo fijo el umbral a 220 mV

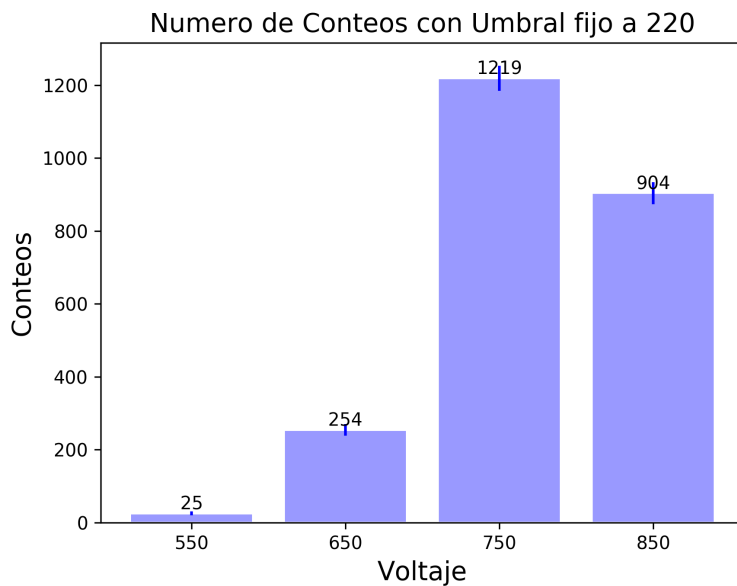


Figura 4.8: Numero de conteos sin fuentes radiactivas, variando el voltaje y manteniendo fijo el umbral a 220 mV

4.2. Desempeño del sistema respecto al voltaje de umbral

Para esta prueba se varia el voltaje de umbral del detector, dejando constante el voltaje de operación del detector, el cual se fija en 550 volts.

En las Figuras: 4.9, 4.11, 4.13, 4.15; se muestra los histogramas de las amplitudes observadas en el rango de operación del detector. Se cubrieron los valores comprendido desde 150 a 220, con incrementos de 10 volts.

Las Figuras: 4.2, 4.12, 4.14, 4.16; se presentan los histogramas de pulsos en el rango de operación del fotosensor. Los valores cubiertos fueron de 150 a 220, con incrementos de 10 volts.

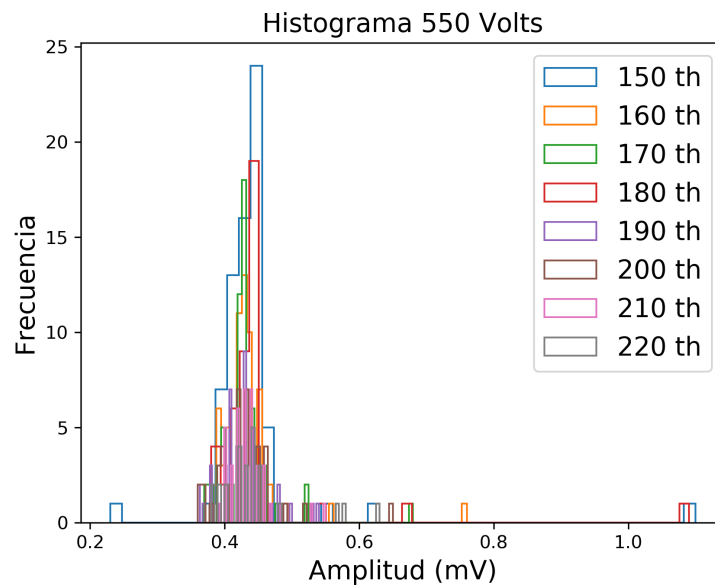


Figura 4.9: Distribución de amplitudes sin fuentes radiactivas variando el umbral y manteniendo fijo el voltaje a 550 volts

4.2. DESEMPEÑO DEL SISTEMA RESPECTO AL VOLTAJE DE UMBRAL33

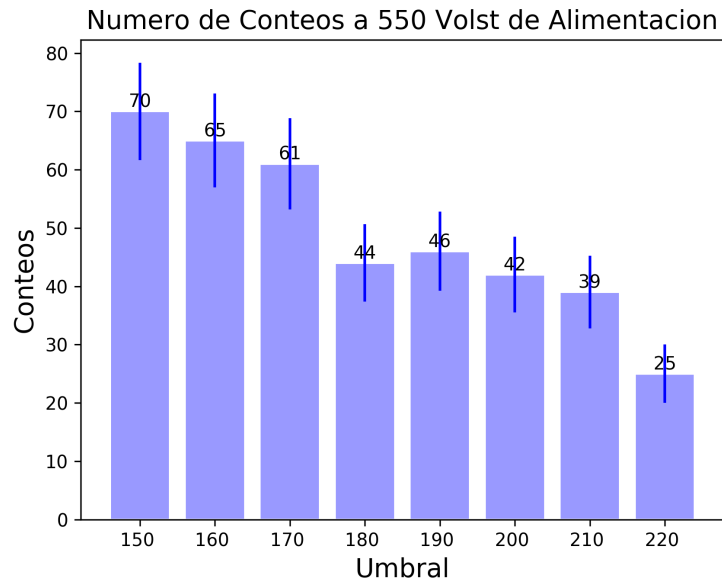


Figura 4.10: Numero de conteos sin fuentes radiactivas variando el umbral y manteniendo fijo el voltaje a 550 volts

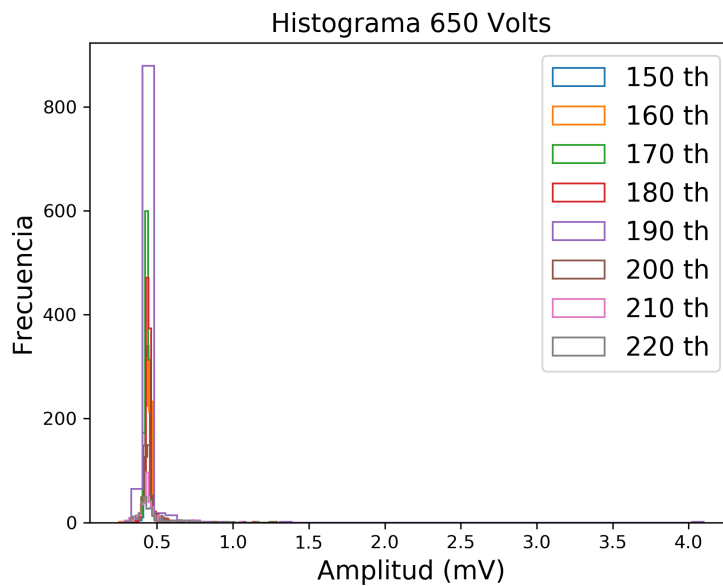


Figura 4.11: Distribución de amplitudes sin fuentes radiactivas variando el umbral y manteniendo fijo el voltaje a 650 volts

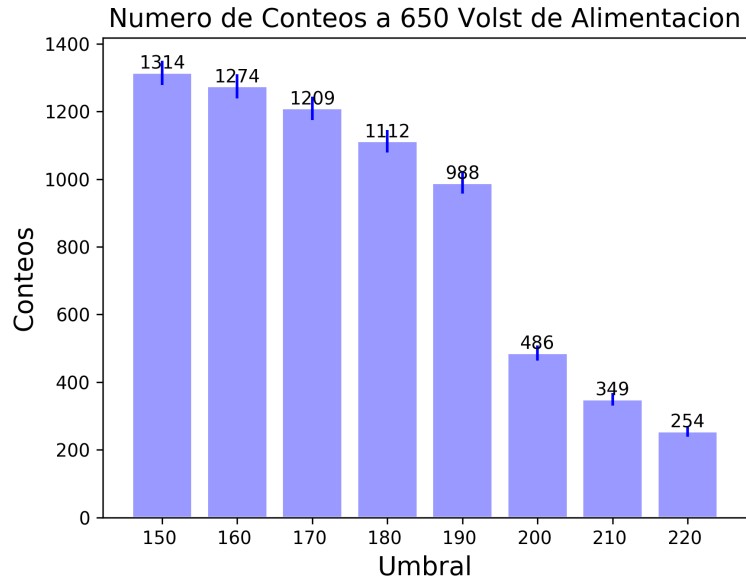


Figura 4.12: Numero de conteos sin fuentes radiactivas variando el umbral y manteniendo fijo el voltaje a 650 volts

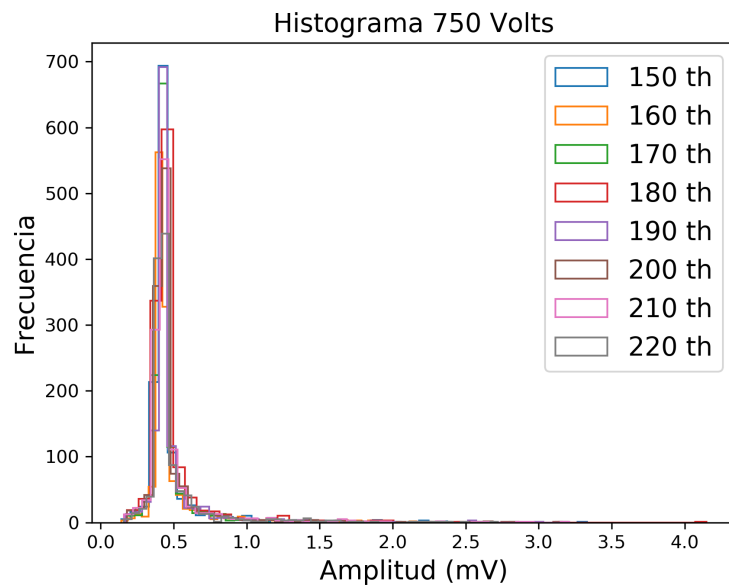


Figura 4.13: Distribución de amplitudes sin fuentes radiactivas variando el umbral y manteniendo fijo el voltaje a 750 volts

4.2. DESEMPEÑO DEL SISTEMA RESPECTO AL VOLTAJE DE UMBRAL35

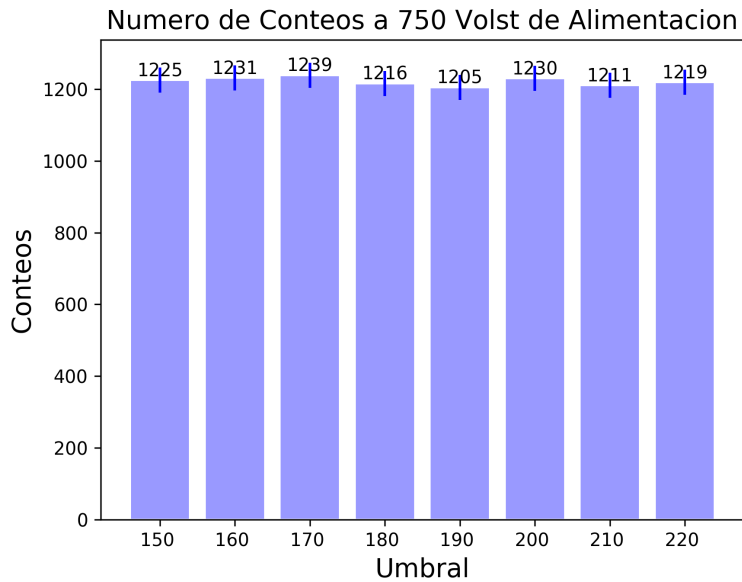


Figura 4.14: Numero de conteos sin fuentes radiactivas variando el umbral y manteniendo fijo el voltaje a 750 voltsl

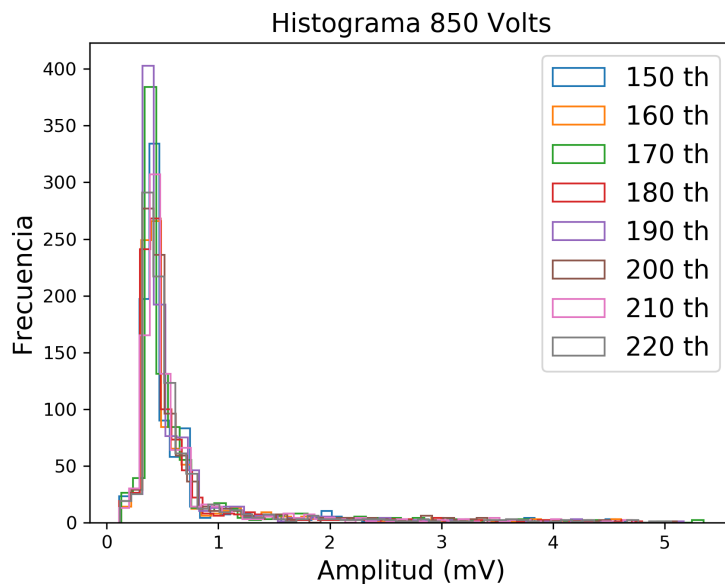


Figura 4.15: Distribución de amplitudes sin fuentes radiactivas variando el umbral y manteniendo fijo el voltaje a 850 volts

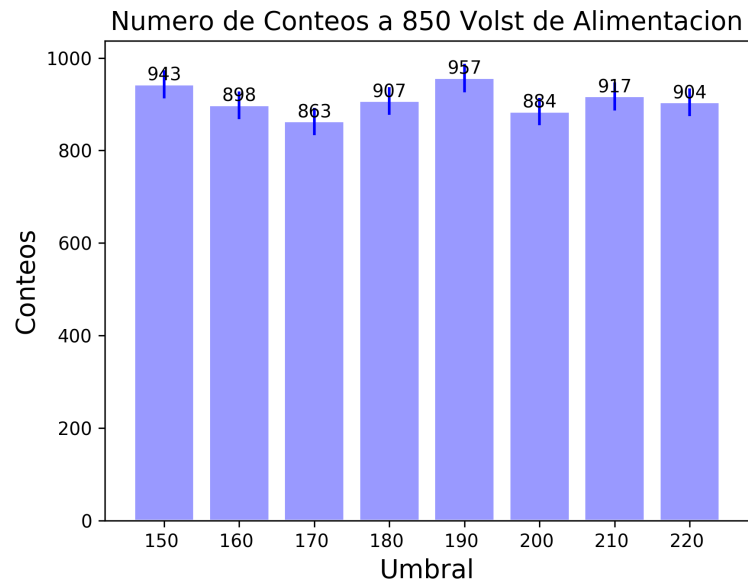


Figura 4.16: Numero de conteos sin fuentes radiactivas variando el umbral y manteniendo fijo el voltaje a 850 voltsl

4.3. Mediciones con fuentes radiactivas

En esta prueba se deja fijo el voltaje de umbral en 180 mV. y se usaron dos voltajes de operación, uno en 550 volts y el otro en 650 volts.

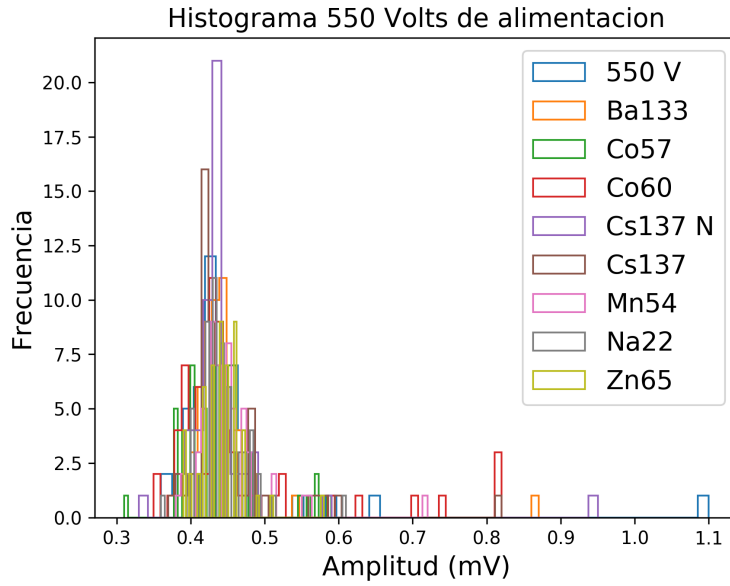


Figura 4.17: Distribución de las amplitudes involucrando fuentes radiactivas, con un voltaje de alimentación de 650 volts y umbral de 180 mv

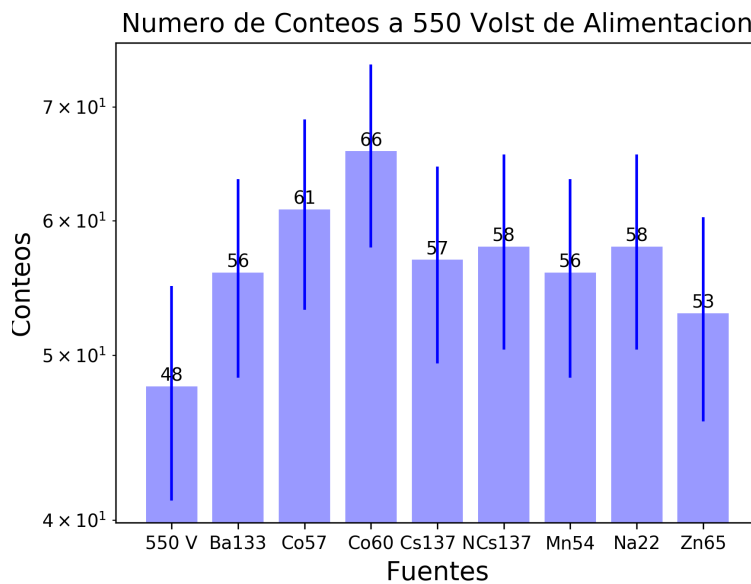


Figura 4.18: Numero de conteos involucrando fuentes radiactivas, con 650 volts de alimentación y umbral de 180 mV

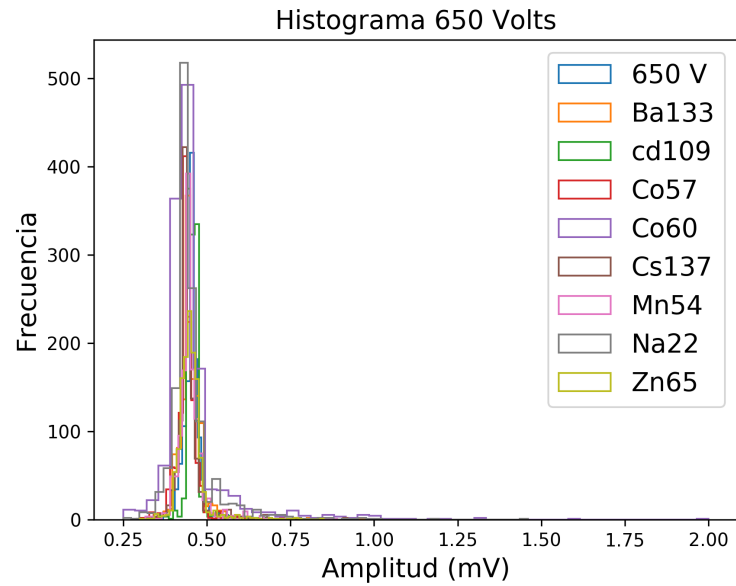


Figura 4.19: Distribución de las amplitudes involucrando fuentes radiactivas, con un voltaje de alimentación de 650 volts y umbral de 180 mv

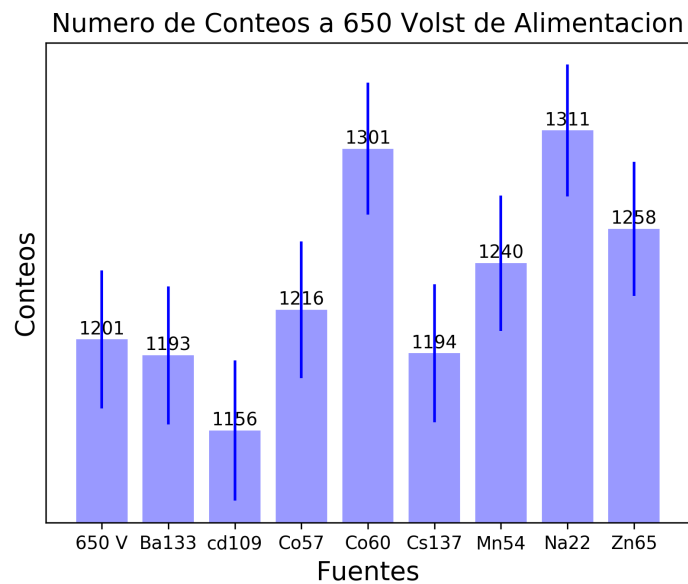


Figura 4.20: Numero de conteos involucrando fuentes radiactivas, con 650 volts de alimentación y umbral de 180 mV

Capítulo 5

Conclusiones

5.1. Discusión

Para seleccionar los parámetros adecuados en el experimento se considero el voltaje de alimentación y el voltaje de umbral.

Como se muestra en las figuras del apartado anterior, el umbral y voltaje de alimentación mostraban mediciones aleatorias, esto podría deberse a la variación de la sensibilidad del detector cuando este se polarizaba en un determinado rango de voltajes. Con respecto al voltaje de umbral, si este era bajo se obtenía un mayor numero de conteo de partículas y si el umbral era alto, los conteos observados disminuían. Este es un comportamiento esperado, debido a que un mayor voltaje de umbral, significa que se requiere de un partícula que deposite mayor energía (pulso con mayor altura o tiempo de evolución) para poder ser considerado como un pulso valido.

Acorde con lo mostrados en el capitulo de resultados, se seleccionaron los siguientes parámetros: voltaje de umbral igual a 180 mV y voltaje de alimentación de 650 volts; Con estos parámetros iniciales se observa un comportamiento adecuado del detector; valores por arriba o abajo presentan mediciones aleatorias, observándose que no existe un comportamiento adecuado del mismo. Posterior al análisis de condiciones de polarización, se procedió a realizar mediciones con fuentes radioactivas emisoras de rayos gamma de siete energías diferentes, como se muestran en las figuras 4.19 y 4.20 del capitulo de resultados.

5.2. Conclusiones

El rango de voltaje de operación del detector es por debajo de 750 volts.

El detector tiene un funcionamiento esperado en 550 y 650 volts de operación, siendo mejor en 650 volts.

La mayor sensibilidad del detector se encuentra a 650 volts de operación y un voltaje de umbral de 150.

Los resultados anteriores indican que el procedimiento realizado es una buena opción para implementarlo de manera educativa, esto debido a su bajo costo de elaboración, sin embargo para el uso en la investigación no es factible su implementación, debido a que no se obtiene la resolución de la energía incidente y esto es una limitante en la detección de partículas.

Bibliografía

- [1] CARLOS PARADINAS JIMÉNEZ, JUAN RIERA PALMERO. *El Nacimiento de la Física Médica: Orígenes y Desarrollo en el siglo XX* LLULL, vol. 31, 2008, 209-219.
- [2] ROS GARCÍA ANA. *Optimización de cristales centelleadores para la determinación de la DOI en tomografía de rayos gamma [Tesis]*. CSIC-UV - Instituto de Física Corpuscular (IFIC), Universidad de Valencia; 2012.
- [3] ETXEBESTE BARRENA ANE. *Caracterización y modelización de detectores basado en la tecnología Cristal Continuo /SiPM para escáneres de tomografía por emisión de positrones [Tesis]*. CSIC-UV - Instituto de Física Corpuscular (IFIC), Universidad de Valencia; 2012.
- [4] GERARD VAN HERK. *Técnicas nucleares para la obtención de imágenes: adelantos y tendencias*. OIEA boletín, verano de 1986: 20-25.
- [5] SARASOLA MARTÍN ICÍAR. *Detectores de monolíticos y sensores compatibles con altos campos magnéticos para tomografía por emisión de positrones [Tesis]*. Departamento de Ingeniería Electrónica, Universidad Politécnica de Madrid; 2015.
- [6] FLORIDO, PABLO AND NASSIF, EDUARDO AND G., GUIDO AND M., ARGUELLES AND BALDIS, FEDERICO. *NUEVO DETECTOR DE IMÁGENES DE CAMPOS GAMMA (english version) New Gamma Field Image detector*. Argentine Association of Nuclear Technology, 2015 .
- [7] ALARCÓN, J AND MAURIN, GABRIEL AND COMITO, OSCAR AND VERRASTRO, CLAUDIO. *Radiómetro gamma portátil*. AATN 2016 – XLIII Reunión Anual de la Asociación Argentina de Tecnología Nuclear .
- [8] WILLIAM R., LEO. *Techniques for Nuclear and Particle Physics Experiments*. Berlin:Springer-Verlag; 1987.

- [9] NICHOLAS TSOULFANIDIS, SHELDON LANDSBERGER. *Measurement and Detection of Radiation*. Cap. 4, pag. 125. New York: CRC Press; 2011.
- [10] WILLIAM R., LEO. *Techniques for Nuclear and Particle Physics Experiments*. Cap 7, pag 157 Berlin:Springer-Verlag; 1987.
- [11] NICHOLAS TSOULFANIDIS, SHELDON LANDSBERGER. *Measurement and Detection of Radiation*. Cap. 6. New York: CRC Press; 2011.
- [12] GONZALO URINARRI, FEDERICO BARONE. *Espectroscopía de rayos gamma: Caracterización del Centellador NaI(Tl) de Harshaw*. Facultad de Ciencias Exactas y Naturales, Universidad de Bs As; 2011.
- [13] USER MANUAL HAMAMATSU. *H8500 SERIES / H10966 SERIES*
- [14] USER MANUAL TEKTRONIX. *PS280 and PS283 DC Power Supplies*.
- [15] GAMMA SOURCES SET OF 8, SN-7949A PASCO En Línea:
https://www.pasco.com/prodCatalog/SN/SN-7949_gamma-sources-set-of-8/index.cfm
- [16] S.N. AXANI, J.M. CONRAD, C. KIRBY. *American Journal of Physics* **85**, 948, 2017.