



**BENEMÉRITA UNIVERSIDAD  
AUTÓNOMA DE PUEBLA**

**FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICO MATEMÁTICAS  
SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y ESTUDIOS DE  
POSGRADO**

**MAESTRÍA EN FÍSICA APLICADA**

**“TÍTULO DE LA TESIS”**

**Simulación y Caracterización de un Detector de Radiación Ionizante  
para Aplicaciones de Radioterapia.**

**ASESORES:**

**DR. EDUARDO MORENO BARBOSA**

**DR. GUILLERMO TEJEDA MUÑOZ**

**TESIS**

**Para Obtener el Grado de  
Maestro en Ciencias (Física Aplicada).**

**PRESENTA:**

**Estefania Quecholac Guerrero**

***Junio de 2019***

# **Simulación y Caracterización de un Detector de Radiación Ionizante para Aplicaciones de Radioterapia.**

Tesis

---

Lic. Estefanía Quecholac Guerrero  
TESISTA

---

Dr. Eduardo Moreno Barbosa  
ASESOR

---

Dr. Guillermo Tejeda Muñoz  
ASESOR

**Título:** Simulación y Caracterización de un Detector de Radiación Ionizante para Aplicaciones de Radioterapia.

**Estudiante:** Lic. Estefania Quecholac Guerrero

COMITÉ

---

Dr. Mario Iván Martínez Hernández  
PRESIDENTE

---

Dr. Benito de Celis Alonso  
SECRETARIO

---

Dr. José A. Ramos Méndez  
VOCAL

---

M Sc. Margarita Amaro Aranda  
SUPLENTE

---

Dr. Eduardo Moreno Barbosa  
ASESOR

---

Dr. Guillermo Tejeda Muñoz  
ASESOR

# Gracias

*Son tantas las personas a las que quisiera agradecer su apoyo durante todo este proceso, gracias a ellas me ha sido posible concluir este trabajo de tesis.*

*En primera estancia le agradezco y dedico esta tesis a mi madre, ya que ella es mi principal inspiración y motivación. Porque ella ha dado tanto por mí como por mis hermanos, porque es una mujer tan admirable y dedicada que entrega todo a quien ella más ama.*

*De la misma forma estoy agradecida con mi padre por sus valiosos consejos y por su continua constancia para salir adelante a pesar de todo. Así como agradecerle por preocuparse tanto por nuestro bienestar tanto físico como emocional.*

*Le agradezco a ambos, tanto a mi padre como a mi madre, todos los esfuerzos y sacrificios que han tenido que hacer para darnos (a mí y a mis hermanos) lo mejor y volvernos personas de bien.*

*En cuanto a la mujer a la que le debo las mejores enseñanzas de vida, la que siempre me pone los pies en la tierra, la que en un tiempo considere mi enemiga y conforme han pasado los años me he dado cuenta que es la mejor amiga que jamás podre tener. A ti, que a pesar de todos los malos ratos y discusiones por las que te hice pasar, jamás te has rendido ni dejado de confiar en mí. A ti, mi querida hermana Jessy gracias por ser nuestra guía y un gran ejemplo a seguir.*

*A mis dos “pequeños hermanos” Cris y July decirles que a su lado he vivido las experiencias más hermosas de mi vida y que el compartirlas con ustedes las ha hecho aún más especiales. Gracias a los dos por ser gran parte de mi felicidad en la vida y por ser tan buenos hermanos, hijos, alumnos y amigos. Nunca pierdan esa hermosa luz que tienen y sigan compartiendo esa alegría en cada persona que se encuentre a su alrededor.*

*A Miriam la hermana más divertida, te agradezco por los ratos agradables que nos haces pasar y por como día a día nosotros aprendemos de ti como tú de nosotros.*

*Como la tercera de 5 hijos quiero decir que la vida nos bendijo con tantos momentos llenos de risas, ilusión y alegrías. Por supuesto que también vivimos algunos momentos difíciles, pero a pesar de ello si me dieran la oportunidad de elegir volvería a compartir mi vida con cada uno de ustedes.*

*Y que sería de mí si no tuviera el cariño y el apoyo de mi gran amor Gerardo. Gracias amor por hacerme ser una mejor persona, tienes una personalidad tan cálida en la cual me gusta refugiarme cada vez que siento que nada puede salir bien. Gracias por siempre escucharme y ser ese motor que a veces requiero.*

*A mis asesores de tesis el Doctor Eduardo y el Doctor Guillermo excelentes personas y excelentes investigadores. Les agradezco tanto su paciencia durante estos dos años y medio; y gracias por tomarse el tiempo para transmitirme sus enseñanzas y por permitirme conocer un poco del área de investigación en la que se ven involucrados.*

*También agradezco a todos mis compañeros y amigos de Maestría por compartir esta aventura y esperando que nuestros caminos sigan coincidiendo. Gracias Daniel, Daniela, Jorge, Yaneli, Edmundo y un agradecimiento especial a Naoki porque aunque no era parte de su trabajo me apoyo en diversas ocasiones a solucionar algunos detalles computacionales.*

*Finalmente y no menos importante le doy un agradecimiento al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología CONACYT por la beca que se me otorgó durante mi Maestría.*

INTERACCIONES DE RAYOS X Y RAYOS $\gamma$ CON LA MATERIA .....	8
Dispersión Rayleigh .....	8
Efecto Fotoeléctrico .....	9
Dispersión Compton .....	10
Producción Por Pares .....	12
DETECTORES DE RADIACIÓN DE TIPO CENTELLEO .....	14
Introducción.....	14
Detectores de Centelleo .....	15
Centelladores Orgánicos .....	16
Fotodetectores .....	17
Fotodetectores De Silicio.....	17
Detector De Centelleo Montaje y Operación .....	20
Aplicaciones En El Área De Radioterapia .....	25
Topas .....	33
METODOLOGÍA .....	34
Materiales Para Obtener Datos Experimentales.....	35
Prueba 1: Cálculo Del Rango de Trabajo Del Detector.....	37
Prueba 2: Obteniendo La Carga En PSD1.....	39
Prueba 3: Calibración de energía y resolución temporal en PSD2.....	42
RESULTADOS.....	43
Resultados Prueba 1 .....	43
Resultados Prueba 2 .....	43
Resultados Prueba 3 .....	44
SIMULACION EN TOPAS .....	50
DISCUSION Y CONCLUSIONES .....	57
Materiales Para Crear El Sistema De Detección De Radiación .....	59
Construcción Del Detector.....	62

Figura 1.- Esquema de la Dispersión Coherente o de Rayleigh. ....	9
Figura 2.- Esquema del efecto fotoeléctrico.. ....	10
Figura 3.- Ilustración de la dispersión Compton y definición del ángulo dispersado. ....	11
Figura 4.- Diagrama polar de sección transversal para dispersión Compton. ....	12
Figura 5.- La importancia relativa de los tres tipos principales de interacción de rayos gamma. 13	
Figura 6.- (a) Estructura de un fotodiodo de silicio PIN. (b) + (c) Fotodiodo de avalancha de alcance. (d) + (e) Fotodiodo de avalancha de tipo inverso. ....	18
Figura 7.- Principio de funcionamiento de un PMT de silicio.....	19
Figura 8.- (a) Espectro de altura de pulso registrado con un cristal LSO que mide $3 \times 3 \times 10$ mm <sup>3</sup> y una fuente de <sup>137</sup> Cs. ....	22
Figura 9.- Pico de fuga: un rayo gamma interactúa en el centellador y expulsa un electrón K-shell de uno de los átomos.....	23
Figura 10.- a) Espectros de altura de pulsos calculados para yoduro de sodio y plástico centellador.....	24
Figura 11.- Calculo de la eficiencia de detección de un detector .....	24
Figura 12.- Coeficientes de absorción de energía de masa para fotones y potencia de frenado de electrones en función de la energía.....	28
Figura 13.- Gráfico de la respuesta de un detector de centelleo, con un plástico BC-408, en función de la temperatura.....	29
Figura 14.- Perfiles axiales de un haz de fotones de 1 cm de diámetro 6MV .....	31
Figura 15.- Detector de centelleo miniatura en un cuarto de tratamiento para dosimetría de campos pequeños.. ....	32
Figura 16.- Diferentes dosímetros utilizados en dosimetría .....	33
Figura 17.- Materiales utilizados en la elaboración de la placa con circuito integrado.....	60
Figura 18.- Pasos a seguir para la construcción de tarjeta con circuito integrado. ....	61
Figura 19.- Materiales que se usaron para la construcción de la configuración de detección.....	63
Figura 20.- Pasos a seguir en la construcción de nuestro detector de plástico centellador .....	64
Figura 21.- Resultado final de la construcción de los dos PSD's.. ....	34
Figura 22.- Materiales utilizados para la adquisición de datos. ....	36
Figura 23.- Arreglo experimental, para obtener la eficiencia y la curva de plateau del detector. 38	
Figura 24.- Imagen obtenida de TesisLuciaPedrazacap1-v2.pdf pag.42 .....	40
Figura 25.- Configuración utilizada para obtener la señal eléctrica y carga en el detector .....	41
Figura 26.- Osciloscopio TELEDYNE Lecroy utilizado para la 3er prueba experimental. ....	42
Figura 27.- Gráfico de número de cuentas obtenidas en función del voltaje aplicado .....	45
Figura 28.- Espectros de carga obtenidos para las fuentes radiactivas .....	46
Figura 29.- Gráfico de Canales ADC en función de la energía .....	47
Figura 30.- La resolución se encuentra en función de la energía.....	47
Figura 31.- Gráficos del número de cuentas en función del voltaje aplicado.....	48
Figura 32.- Distribución temporal obtenida con rayos cósmicos y con fuente radiactiva .....	49
Figura 33.- Simulación del plástico centellador generico y las gráficas obtenidas.....	53
Figura 34.- Simulación del plástico centellador BC-404 (el PSD2) y las gráficas obtenidas.....	54
Figura 35.- Simulación de dos plásticos centelladores BC-404 y las gráficas obtenidas .....	56

Tabla 1.- Parámetros comparativos entre un centellador, poliestireno y agua. ....	27
Tabla 2.- Ventajas y desventajas en distintos tipos de detectores de radiación ionizante. ....	30
Tabla 3.- Datos obtenidos a partir de los espectros de carga de cada fuente radiactiva ....	47
Tabla 4.- Información obtenida de la simulaciones realizadas en TOPAS.....	51

## RESUMEN

La radioterapia es un entorno en el que el personal trabaja con: radiación ionizante, adquisición de imágenes médicas y planificación del tratamiento del paciente. Debido a esto, el equipo que se utiliza involucra, entre otras cosas, varios detectores que permiten la detección y medición de la radiación emitida. En líneas generales, hay tres tipos de detectores de radiación: gaseosos, centelladores y sólidos. Los detectores de estado sólido y los gaseosos utilizan la ionización para detectar rayos gamma. Una vez que los rayos gamma interactúan con los detectores, estos emiten electrones que generan una corriente eléctrica proporcional a la energía del rayo incidente. Los centelladores son materiales que convierten la radiación incidente en fotones y, cuando se combinan con un tubo fotomultiplicador (PMT, por sus siglas en inglés), generan una corriente eléctrica proporcional a la energía de la radiación incidente.

En aplicaciones donde el espacio es limitado y se requiere mayor sensibilidad a la radiación y/o donde no es posible usar altos voltajes, los PMT son sustituidos por diodos PIN. Los diodos PIN representan un semiconductor y cuando la luz incide en él, se generan pares electrón-hueco por la radiación ionizante incidente. Funcionan al hacer la conversión de luz visible a corrientes eléctricas, su conversión no está limitada por que los portadores de carga escapen de una superficie como en un fotocátodo convencional, por lo que la eficacia cuántica máxima del proceso puede ser tan alta como 60-80% varias veces más grande que en un PMT. Esta alta eficiencia cuántica también abarca un rango de longitud de onda mucho más amplio que el típico de los fotocátodos en PMT, por lo que la luz del centelleo genera una carga primaria mucho más alta <sup>[2]</sup>. Sin embargo, como los diodos PIN tienen una falta de ganancia interna, hay otra tecnología llamada fotodiodo de avalancha (APD, por sus siglas en inglés). Incluso si la ganancia de APD es menor que la PMT, tienen la ventaja de que su eficiencia cuántica (QE) puede ser > 65% y también son compactos, resistentes e insensibles a los campos magnéticos. Sus principales desventajas son su ruido excesivo (debido al proceso de multiplicación estocástica) y el hecho de que su capacidad aumenta cuando el área del dispositivo es más grande y el grosor se reduce. Esto también ocurre cuando los tiempos de tránsito de los portadores de carga aumentan con el aumento del grosor, lo que implica un compromiso de rendimiento entre el ruido y el tiempo.

Por otro lado, se han desarrollado fotomultiplicadores de silicio (SiPM). Estos son dispositivos de estado sólido sensible a un solo fotón, basado en un diodo de avalancha de un solo fotón (SPAD) acoplado a un sustrato de silicio. Además de ser compactos y no verse afectadas por la presencia de campos magnéticos, tienen una gran ganancia, alcanzándola con un bajo voltaje de polarización (~ 30V) y una eficiencia de detección de fotones (> 50%). Los SiPMs pueden discriminar la cantidad precisa de fotones detectados en los nodos de salida. La capacidad de medir un espectro de fotoelectrones bien resuelto es una característica de los SiPMs que generalmente no es posible con los PMT debido a la variabilidad en la ganancia o al ruido excesivo. Los SiPMs combinan la capacidad de detectar poca luz como lo hace el PMT con los beneficios proporcionados por los detectores de estado sólido, por lo que se han convertido en una alternativa a los detectores tradicionalmente usados en el área de radioterapia. Por esta razón, es importante llevar a cabo su caracterización de detección de radiación. En el Capítulo 1 se podrán ver las bases físicas para comprender el funcionamiento de cada uno de los detectores mencionados anteriormente, en el Capítulo 2 se mencionaran los diferentes tipos de detectores y

se detallan las aplicaciones que dichos detectores tienen en el área de radioterapia.

Una vez que se ha comprendido la física detrás de los detectores de radiación ionizante, se prosigue con la parte experimental. En este trabajo se llevó a cabo la caracterización de dos detectores de radiación ionizante, el primero cual consiste en un plástico genérico de forma rectangular acoplado a un SiPM y el otro es un plástico centellador comercial (BC- 404) de forma hexagonal de igual forma acoplado a un SiPM. Para dicha caracterización, se usaron varias fuentes radiactivas y otras herramientas (como fuentes de voltaje, un digitalizador CAEN, paletas de centelleo, etc.). Todo esto forma parte del Capítulo 3, que habla de la metodología que se siguió en la construcción y caracterización de un detector de radiación.

Con la caracterización experimental terminada, se realizó una simulación del sistema en TOPAS/Geant4. TOPAS/Geant4 es una herramienta computacional ampliamente utilizada para modelar detectores de radiación. Su fuerza reside en su descripción detallada de la interacción de partículas y radiación con la materia. Este sistema se usó para simular la respuesta del plástico centellador expuesto a radiación gamma y de esta forma conocer la distribución de fotones detectados, lo que permitió encontrar el mejor lugar para colocar las fuentes radiactivas durante la caracterización experimental.

El Capítulo 4 está enfocado en la descripción de los resultados obtenidos tanto en la parte experimental como en la simulación.

Finalmente en el Capítulo 5 se muestra una discusión de los resultados obtenidos y a partir de esta se dan las conclusiones obtenidas de este trabajo de Tesis.

# CAPÍTULO 1

---

## INTERACCIONES DE RAYOS X Y RAYOS $\Gamma$ CON LA MATERIA

En este Capítulo se da una visión general de algunos procesos de interacción de la radiación ionizante con la materia. Para este trabajo es de principal interés las interacciones de rayos X (Rx) y rayos  $\gamma$  con la materia, por lo que los procesos que se verán son: dispersión coherente o de Rayleigh, efecto fotoeléctrico, dispersión Compton y producción por pares. De estos los últimos tres procesos desempeñan un papel importante en las mediciones de radiación, ya que dan lugar a la transferencia parcial o completa de la energía del fotón al electrón, que luego imparten esa energía a la materia en muchas interacciones a lo largo de sus trayectorias.

Antes de comenzar con la descripción general de cada proceso, comenzaremos por definir que son los rayos X y rayos  $\gamma$ , que también a ambos se les llama fotones. Los fotones, Rayos X o Rayos  $\gamma$ , son radiación electromagnética. Decimos que los fotones son Rayos X cuando tienen una energía  $< 1 \text{ MeV}$  y Gammas cuando su energía  $> 1 \text{ MeV}$  [4]. Otra forma de distinguir estos dos términos es que los Rayos X generalmente se producen por transiciones atómicas como excitación e ionización, mientras que los Gammas son emitidos en transiciones nucleares. Los fotones también son emitidos por bremsstrahlung, aceleración y desaceleración de partículas cargadas. Los Rayos X y los rayos gamma emitidos por átomos y núcleos son monoenergéticos, mientras que por el bremsstrahlung los fotones tienen un espectro de energía continuo.

A continuación proseguimos con la descripción de las interacciones de un fotón con el átomo, para esto comenzamos con la dispersión Rayleigh.

### Dispersión Rayleigh

La Dispersión Rayleigh o también llamada Dispersión coherente se genera cuando un fotón incidente excita a un átomo y posteriormente dicho fotón sale desviado con respecto a su dirección original, un esquema de este proceso se muestra en la Figura 1. En el área de radioterapia no se considera este proceso ya que no existe transferencia de energía ni ionización y estas dos cosas son necesarias tanto para dar un diagnóstico como para llevar a cabo un tratamiento. Los efectos que se describen en las siguientes secciones tienen la característica de que en el transcurso de sus trayectorias van transfiriendo energía a la materia, lo cual permite comparar la energía inicial con su energía final y esta transferencia modifica a su vez a la materia.

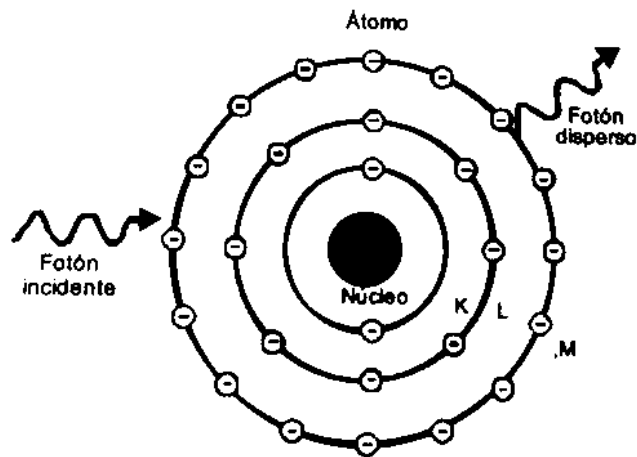


Figura 1.- Esquema de la Dispersión Coherente o de Rayleigh. Figura reproducida de Protección Radiológica p.85, por J. A. Nieto & J.C. A. Vega, 2010, México D.F: CBI.

### Efecto Fotoeléctrico

El efecto fotoeléctrico se produce cuando un fotón interacciona con un átomo y este desaparece por completo mientras que el átomo absorbe toda su energía. La energía absorbida se usa para aumentar la energía de uno de los electrones y este puede:

- Tomar lugar en un nivel superior ó
- Convertirse en un electrón libre, al cual se le denomina el nombre de fotoelectrón.

Para rayos gamma con suficiente energía, el fotoelectrón se generara con algún electrón que se encuentre más unido al átomo, esto es, que se encuentre en la capa k del átomo. El fotoelectrón aparece con una energía dada por

$$E_{e^-} = h\nu - E_b \quad (1)$$

Donde  $E_b$ , representa la energía de enlace del electrón. Al generarse un fotoelectrón se tiene como consecuencia una vacante en uno de los niveles de energía del átomo, dicha vacante será ocupada a través del reordenamiento de electrones y el exceso de energía se emitirá como uno o más rayos X característicos. Estos rayos X generalmente se absorben cerca del sitio original de la interacción a través de la absorción fotoeléctrica involucrando electrones menos unidos. A veces, el exceso de energía se disipa como un electrón Auger en lugar de rayos X [1]. En el proceso de Auger, un electrón de la capa externa cae en la vacante profunda, y otro electrón de la capa externa es expulsado del átomo y toma el exceso de energía. En la Figura 2 se muestra de forma esquemática este proceso.

Para fotones de energía relativamente baja, el efecto fotoeléctrico es el modo de interacción predominante. Este efecto también incrementa con materiales absorbentes de alto número

atómico  $z$ . Actualmente no existe alguna expresión analítica válida para la probabilidad de absorción fotoeléctrica por átomo en todos los rangos de  $E_\gamma$  y  $z$ , pero si existe la siguiente aproximación [1]:

$$\tau \cong constant \times \frac{z^n}{E_\gamma^{3.5}} \quad (2)$$

Donde el exponente  $n$  varía entre 4 y 5 sobre la región de energía de interés. Esta fuerte dependencia de la probabilidad de absorción fotoeléctrica con el número atómico del material absorbente es la razón principal para la preferencia de materiales con alto número atómico  $z$ , como lo es el plomo [1].

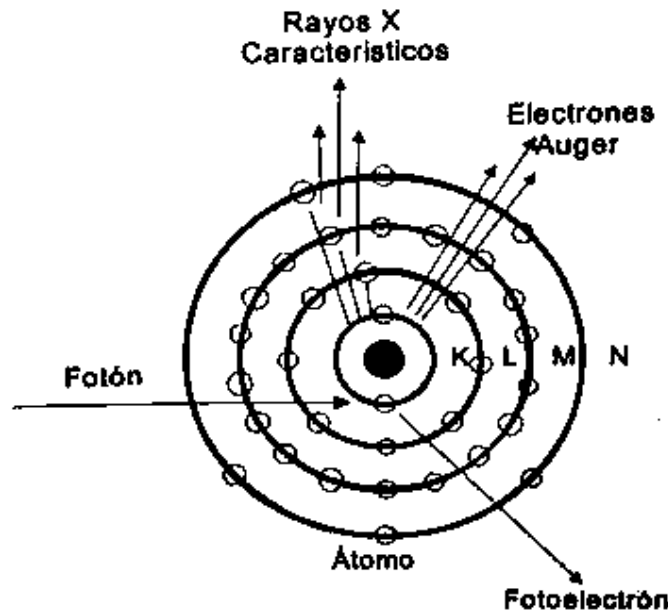


Figura 2.- Esquema del efecto fotoeléctrico. Figura reproducida de Protección Radiológica p.82, por J. A. Nieto & J.C. A. Vega, 2010, México D.F: CBI.

### Dispersión Compton

La dispersión Compton es la colisión elástica entre un fotón y un electrón. Una vez que se produce la colisión el fotón entrante se desvía a través de un ángulo  $\theta$  con respecto a su dirección original. En esta colisión el fotón transfiere parte de su energía al electrón, que luego se conoce como un electrón de retroceso. Debido a que todos los ángulos de dispersión son posibles, la transferencia de energía al electrón puede variar de cero a una gran fracción de energía [2].

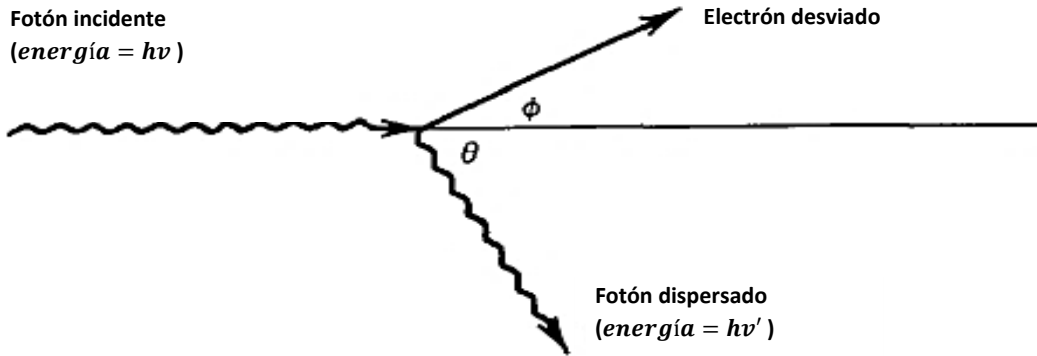


Figura 3.- Ilustración de la dispersión Compton y definición del ángulo dispersado. Figura reproducida de *Experimental Techniques in Nuclear and Particle Physics* p.40, por Stefaan Tavernier, 2010, New York, NY: Springer.

Este proceso se ilustra en la Figura 3. Esta interacción entre fotón-electrón se puede describir a través de un sistema de ecuaciones de conservación de energía y momento, al resolver dicho sistema se obtiene la ecuación (3), la cual relaciona la transferencia de energía y el ángulo de dispersión de dicha interacción.

$$hv' = \frac{hv}{1 + \frac{hv}{m_0c^2}(1 - \cos \theta)} \quad (3)$$

Donde  $m_0c^2$  es la energía de masa en reposo de un electrón (0.511 MeV). De la ecuación se deduce que con ángulos pequeños se tendrá poca transferencia de energía, además el fotón incidente siempre mantendrá una cierta cantidad de energía, incluso en el caso cuando  $\theta = \pi$ . La probabilidad de dispersión de Compton por átomo del material que absorbe al fotón depende del número de electrones disponibles como objetivos de dispersión y, por lo tanto, aumenta linealmente con  $z$  [2].

La distribución angular de los rayos gamma dispersos es predicha por la fórmula Klein-Nishina para la dispersión transversal diferencial  $d\sigma/d\Omega$  :

$$\frac{d\sigma}{d\Omega} = Zr_0^2 \left( \frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos \theta)} \right)^2 \left( \frac{1 + \cos^2 \theta}{2} \right) \left( 1 + \frac{\alpha^2(1 - \cos \theta)^2}{(1 + \cos^2 \theta)[1 + \alpha(1 - \cos \theta)]} \right) \quad (4)$$

Donde  $\alpha \equiv hv/m_0c^2$  y  $r_0$  es el radio clásico del electrón [2]. La distribución se muestra gráficamente en la figura 4, se observa la tendencia a la dispersión cuando se tienen valores altos de la energía de rayos gamma.

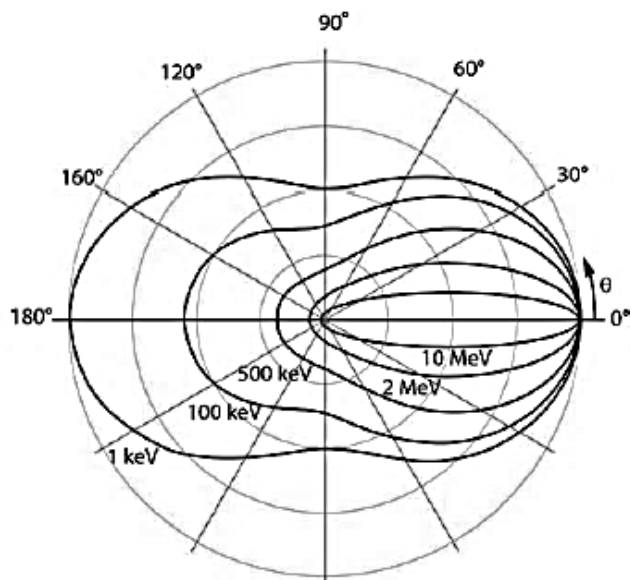


Figura 4.- Diagrama polar de sección transversal para dispersión Compton. Las curvas muestran la magnitud de la sección transversal diferencial en función del ángulo de dispersión para diferentes valores de la energía del fotón incidente. Figura reproducida de *Experimental Techniques in Nuclear and Particle Physics* p.42, por Stefaan Tavernier, 2010, New York, NY: Springer.

### Producción Por Pares

Este efecto se produce cuando un fotón interactúa con el núcleo del átomo, lo que conlleva a que el fotón desaparezca y aparezca un par electrón – positrón. En este proceso el núcleo no sufre ningún cambio, además para que este sea energéticamente posible la energía de los rayos gamma debe exceder el doble de la energía de masa en reposo de un electrón (1.02 MeV) [3]. Y aun así la probabilidad de que se la interacción suceda es muy baja y solo aumentara hasta que la energía de rayos gamma se aproxime a varios *MeV*, por lo que la producción de pares se limita principalmente a rayos gamma de alta energía. Todo el exceso de energía transportada por el fotón por encima del 1.02 MeV se convierte en energía cinética compartida por el positrón y el electrón [3]. Debido a que el positrón se aniquilará posteriormente después de disminuir su velocidad en el medio absorbente, normalmente se producen dos fotones de aniquilación como productos secundarios de la interacción [3]. La magnitud de la probabilidad de producción de pares por núcleo varía aproximadamente como el cuadrado del número atómico del material absorbente [3].

Cada uno de los procesos de interacción antes descritos es dependiente tanto de la energía aplicada como del número atómico (*z*) del material absorbente, esta dependencia se observa en la figura 5. La curva que se observa del lado izquierdo representa la energía a la cual la absorción fotoeléctrica y la dispersión de Compton son igualmente probables en función del número atómico del material absorbente. La curva de la derecha representa la energía en la que la dispersión de Compton y la producción de pares son igualmente probables. Con esto se definen tres áreas en el gráfico en el que predominan la absorción fotoeléctrica, la dispersión Compton y la producción de pares [3].

Los procesos vistos en este Capítulo desempeñan un papel importante en las mediciones de radiación. En el Capítulo 2 se muestran los medios por los que se puede medir la radiación.

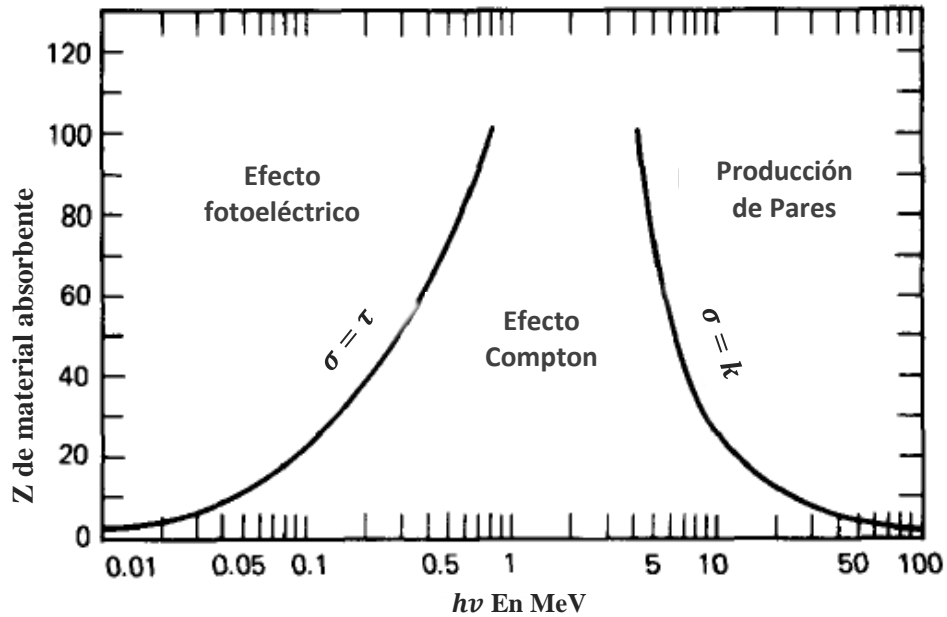


Figura 5.- La importancia relativa de los tres tipos principales de interacción de rayos gamma. Las líneas muestran los valores de Z y hv para los cuales los dos efectos vecinos son simplemente iguales. Figura reproducida de Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry p.125, por Attix F. H. , 2004, Federal Republic of Germany: Wiley-VCH.

# CAPÍTULO 2

---

## DETECTORES DE RADIACIÓN DE TIPO CENTELLEO

### Introducción

Debido a que la radiación es imperceptible por los sentidos, es necesario valerse de detectores para tener conocimiento de sus propiedades. En la actualidad existe una gran variedad de detectores y dependiendo de nuestras necesidades es posible escoger alguno con cierta sensibilidad a algún tipo de radiación y a algún intervalo de energía.

En general, la función de un detector es producir una señal cada vez que una partícula interacciona con él, existen diversos tipos de detectores los cuáles funcionan con base a alguna interacción de la radiación con la materia (como las interacciones mencionadas en el Capítulo 1). Por mencionar algunos ejemplos de detectores, están los:

- 1) Detectores llenados de Gas
- 2) Detectores de centelleo
- 3) Detectores Semiconductores

Los detectores mencionados muestran una señal de salida como un pulso de voltaje. Las características que debe de tener dicho pulso para que este se considere como ideal son las siguientes:

- 1) Cada partícula que interacciona con el detector debe producir un pulso en la salida del contador, la cuál debe ser mayor al nivel de ruido electrónico. Cada partícula que interacciona con el detector debe de ser detectada y la eficiencia del detector, la razón entre el número de partículas detectadas y el número de partículas que interaccionaron con el detector, debe de ser igual al 100%.
- 2) La duración de un pulso de voltaje debe ser corta para que las partículas que entran una después de la otra en una rápida sucesión produzcan pulsos separados.
- 3) Si dos o más partículas depositan la misma energía en el detector, los pulsos correspondientes deben tener la misma altura. Esto es que tenga una buena resolución de energía.

No existe un detector que satisfaga todos estos requerimientos al cien por ciento, es más cada detector cumple con cada requerimiento en cierta medida, por lo que se debe seleccionar uno que

satisfaga tantas de estas propiedades como sea posible en el grado más alto dependiendo del objetivo de la medición. En este Capítulo hablaremos de propiedades de los detectores de centelleo, estos detectores son de interés para este trabajo ya que el detector que se utilizó en la metodología es de este tipo.

## Detectores de Centelleo

Existen diversas formas de detectar radiación ionizante pero una de las más comunes se basa en aprovechar el proceso de centelleo que se genera en ciertos materiales. El fenómeno de centelleo o radio luminiscencia se produce cuando la radiación interactúa con la materia y se da lugar a la emisión de luz. Este proceso es posible debido a que la radiación altera a las moléculas provocando su ionización y excitación, una vez que estas regresan a su estado base es cuando se da la emisión de fotones en el rango de energía visible o cerca del visible, es decir, se emiten destellos de luz.

Varios tipos de materiales transparentes son capaces de generar centelleo cuando una partícula interactúa con ellos, el problema es que estos producen centelleo que genera una señal muy débil. Solo en unos cuantos materiales de este tipo se produce el suficiente centelleo para producir una señal más fuerte, es decir, que la conversión de la luz detectada en energía es más eficiente. A este tipo de materiales se les llama centelladores y son utilizados en la construcción de detectores de radiación.

Para que un centellador sea útil como un detector de radiación ionizante, debe cumplir con las siguientes propiedades:

- El material debe ser transparente en la longitud de onda del centelleo de luz emitido.
- La eficiencia de producción de luz debe ser grande
- Los pulsos de luz deben ser lo más cortos posibles y debe haber poco o nada de emisión de luz de retrodispersión.
- La cantidad de luz emitida debe ser proporcional a la energía depositada por la partícula ionizante
- El índice de refracción del material debe estar cerca de 1.5 para que la luz pueda salir fácilmente del centellador.

Otras propiedades deseables del material es que no sea demasiado difícil de producir así como que no sea tan caro [4].

Los materiales centelladores se dividen en dos clases: los centelladores orgánicos e inorgánicos. Debido a que en este trabajo solo tratamos con material centellador orgánico, iremos directamente con la principal diferencia que se presenta entre estas dos clases de materiales centelladores. Los *centelladores orgánicos* están compuestos, en su mayor parte, por átomos con un número atómico  $z$  pequeño por lo que tienen una longitud de radiación larga mientras que gran parte de los *centelladores inorgánicos* se componen mayormente de átomos con números atómicos  $z$  altos por lo que tienen una longitud de radiación corta. Es por esta diferencia en la

longitud de la radiación que los centelladores inorgánicos se utilizan principalmente para la detección de rayos X y rayos gamma, mientras que los centelladores orgánicos se utilizan principalmente para el seguimiento de partículas cargadas [4]. En el presente trabajo se utilizó un plástico centellador orgánico por lo que nos enfocaremos en la descripción de este tipo de centelladores.

### **Centelladores Orgánicos**

Los centelladores orgánicos se pueden encontrar en forma de: cristales orgánicos, líquidos orgánicos y plásticos centelladores, dependiendo del uso que se le quiera dar al centellador es como se elige la opción más conveniente a utilizar. En cuanto a los cristales orgánicos estos son centelladores eficientes pero comparados con los plásticos centelladores son más caros y difíciles de utilizar, por esta razón dicho material se encuentra casi en desuso por lo que no hace mucha falta describirlo a detalle.

Pasando a los centelladores líquidos orgánicos, estos se pueden obtener al disolviendo un centellador orgánico en un solvente apropiado. A menudo se agrega un corrimiento de longitud de onda con el fin de mejorar la transparencia del líquido y generar la luz de centelleo o para obtener una mejor coincidencia entre la sensibilidad espectral del centellador y el fotodetector. Las ventajas de estos centelladores es que son menos costosos por lo que se usan cuando se requiere un gran volumen de centellador [4].

La clase más utilizada de centelladores orgánicos y que es de interés para este trabajo de tesis son los centelladores plásticos. Un centellador de plástico está hecho de un líquido polimerizable adecuado, generalmente un líquido que contiene anillos aromáticos [4]. El material base en el plástico brillará en el UV, pero en promedio el camino libre de los fotones de centelleo es solo de unos pocos milímetros; por lo tanto, desfase de una longitud de onda, o flúor, debe agregarse al material [4]. El flúor absorberá luz de centelleo UV primaria y la emitirá a una longitud de onda algo más larga [4]. En esta longitud de onda más larga, el camino libre medio promedio de los fotones es mucho más grande [4]. La concentración del flúor en el centellador es típicamente del 1%. A veces, un segundo flúor se agrega al nivel de  $\approx 0.01\%$  para cambiar la emisión a longitudes de onda incluso más largas [4]. La razón del porque los plásticos centelladores son los centelladores orgánicos más utilizados, es porque son fáciles de producir además de que son capaces de tomar cualquier forma que se requiera.

El uso que generalmente se le da a los centelladores orgánicos es como detectores de partículas, esto debido a que proporcionan un corto tiempo de decaimiento lo que permite tener una buena información temporal, también es posible adquirir información de la posición de las partículas. Para tener dicha información es necesario que el centellador se conecte a un fotodetector. En la siguiente sección se detalla el funcionamiento de estos fotodetectores.

## Fotodetectores

Para que sea posible adquirir información de un material centelleante es necesario tener un dispositivo capaz de convertir la señal de luz que genera el centellador en una señal eléctrica, este dispositivo se denomina foto detector. Uno de los fotodetectores más utilizados es el tubo fotomultiplicador, esto es por su gran ganancia interna la que permite convertir pocos fotones en una señal detectable.

En los últimos años, varios nuevos tipos de fotodetectores con ganancia interna grande han sido desarrollados. Algunos de estos son bastante prometedores y posiblemente algún día reemplacen a los tubos fotomultiplicadores, dentro de estos nuevos detectores se encuentran los fotodetectores de silicio, de los cuáles se hablarán a continuación.

### Fotodetectores De Silicio

Existen distintos tipos de fotodetectores de silicio entre ellos se encuentran el fotodiodo de silicio, fotodiodo de avalancha (APD), y el PMT de silicio (SiPMT) o también llamado 'fotodetector pixelizado' (PPD). A continuación mencionamos las características de cada uno de estos fotodetectores.

En la Figura 6(a) se muestra la estructura interna de un fotodiodo de silicio PIN, este es un detector capaz de convertir la luz en pares electrones-agujeros en la región de agotamiento. Para que esto sea posible la luz debe de ser capaz de llegar a la región de agotamiento, el camino libre medio de los fotones ópticos en el silicio varía de  $0.1 \mu m$  en  $400 nm$  a  $5 \mu m$  en  $700 nm$ , por lo tanto; uno de los electrodos, generalmente el lado p, tiene que ser lo más delgado posible y transparente a la luz [5]. Dentro de las ventajas que tienen este tipo de detectores es que:

- Son baratos
- El área del detector es pequeña
- Son insensibles a campos magnéticos
- Tienen una excelente eficiencia cuántica (60% en  $400 nm$  y 80% en  $800 nm$ )

Como desventaja de estos detectores es que no tienen ganancia interna y las señales que producen suelen ser demasiado pequeñas para la mayoría de las aplicaciones [5].

Un fotodiodo de avalancha (APD) es muy parecido a un fotodiodo de silicio con la diferencia que este tiene ganancia interna, por lo que es posible generar señales lo suficientemente grandes para distintas aplicaciones. Para generar esta ganancia interna en un fotodiodo PIN se le debe de cambiar el perfil de dopaje como se muestra en la figura 6.

Existen dos tipos de APD: uno de tipo de acceso directo y otro de tipo inverso. Ambos tipos están constituidos por una región de campo bajo, donde los fotones se convierten en pares electrón-agujero, y por una región de campo alto, donde el campo es suficiente para causar la multiplicación de electrones. El APD de tipo inverso tiene una región de deriva detrás de la región de campo alto, esto con el fin de disminuir la capacitancia. Este diseño se hace para evitar

el incremento de la capacitancia en el APD de tipo acceso directo, este aumento se produce al querer disminuir la gran corriente oscura que se genera junto con la multiplicación de electrones en la región de deriva, esto es posible al hacer esta región muy delgada lo que provoca un incremento en la capacitancia.

En teoría, la construcción de un APD es relativamente fácil de entender pero a la hora de llevarlo a la práctica se presentan distintos inconvenientes que hacen que dicha construcción se vuelva bastante difícil. Uno de las cosas que se deben de tomar en cuenta es la de generar una avalancha estable, para esto es necesario que solo se multiplique un tipo de cargas mientras que el otro tipo de cargas debe de almacenarse. El problema que se tiene con el silicio, es que existe una mínima diferencia entre la movilidad de los electrones y la de los agujeros, además de que el campo que se necesita para comenzar la multiplicación de electrones es muy cercano al campo donde comienza la multiplicación de los agujeros [5]. Es por eso que en la construcción de un APD, es esencial poder controlar los campos y, por lo tanto, la pureza del material y los perfiles de dopaje extremadamente bien [5]. Actualmente existen diversas técnicas de fabricación que permiten

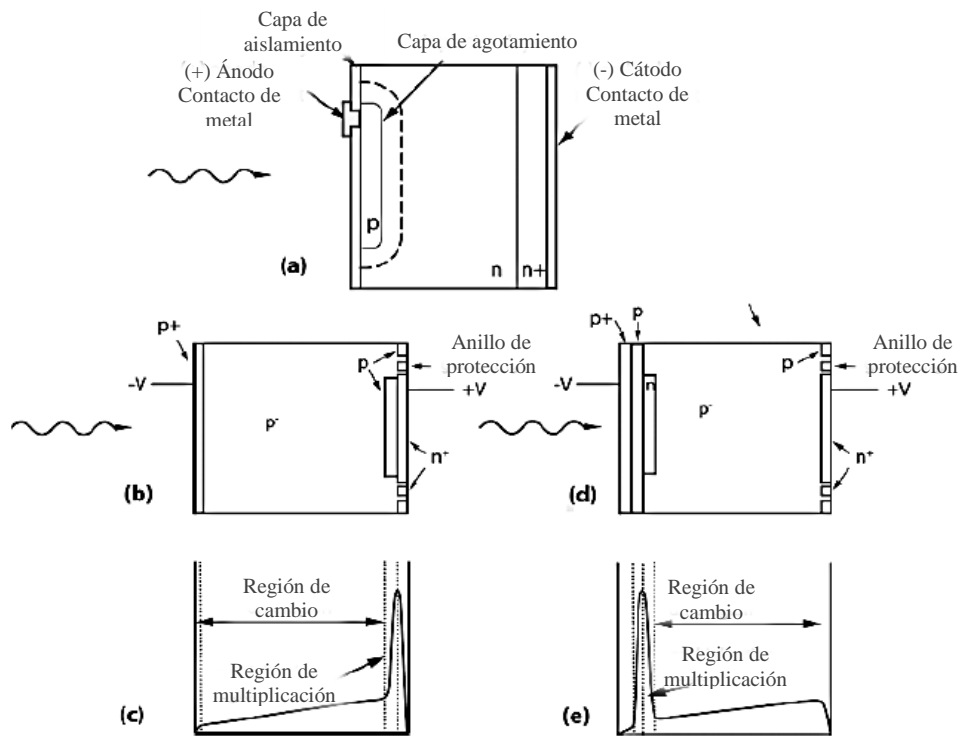


Figura 6.- (a) Estructura de un fotodiodo de silicio PIN. (b) + (c) Fotodiodo de avalancha de alcance. (d) + (e) Fotodiodo de avalancha de tipo inverso. Figuras (b) a (e). Figura reproducida de *Experimental Techniques in Nuclear and Particle Physics* p.182, por Stefaan Tavernier, 2010, New York, NY: Springer.

llegar a las condiciones necesarias para construir un buen APD. Los APD's solo se pueden usar con una ganancia del orden de 100 y si se requiere cubrir una gran con ellos, sería necesario comprar una gran cantidad de APD's ya que se fabrican en tamaños pequeños. Por lo que para aplicaciones en la que se requiere un detector de gran tamaño se tiene la gran desventaja de que el detector sería bastante costoso.

Con esto es interesante saber que recientemente se desarrolló el PMT de silicio (SiPMT) o fotodetector pixeleado (PPD), el cual se puede observar en la Figura 7. El área sensible de dicho dispositivo se encuentra subdividida en una gran cantidad de pequeños píxeles, los cuáles miden aproximadamente  $50 \times 50 \mu m^2$ . Entonces cada píxel funciona como un APD, con la diferencia de que el campo eléctrico sobre la región de amplificación se hace muy grande [6]. Como resultado de esto, el contador de píxeles entra en modo de descarga tan pronto como se forma un par electrón-agujero [6]. Para amortiguar esta descarga se coloca una resistencia entre el micropíxel y la fuente de alimentación, entre los píxeles existe una pequeña separación lo que permite que la descarga de un micropíxel no se extienda a los píxeles vecinos [6].

Las ventajas que este dispositivo tiene es que:

- Si se tiene una pequeña fracción de micropíxeles produciendo señal, la respuesta completa del detector será lineal con la señal de luz [7].
- Si la diafonía entre los píxeles permanece baja, este tipo del detector tendrá un factor de ruido cercano a uno [7].
- Es probable que en un futuro los fotodetectores de estado sólido puros tengan una ganancia de  $10^6$  junto con una eficiencia cuántica similar a la que se puede lograr con un tubo fotomultiplicador [7].

Una de las desventajas que se tiene es que:

- La eficiencia cuántica de un PMT de silicio es menor que la que se puede alcanzar con un diodo PIN o un APD esto debido a la inevitable área muerta entre los micropíxeles [7].

Ahora que sabemos más sobre los centelladores y los fotodetectores, podemos ver como estos se acoplan para así tener un detector de rayos gamma, en la siguiente sección se verá como estos trabajan conjuntamente como un detector.

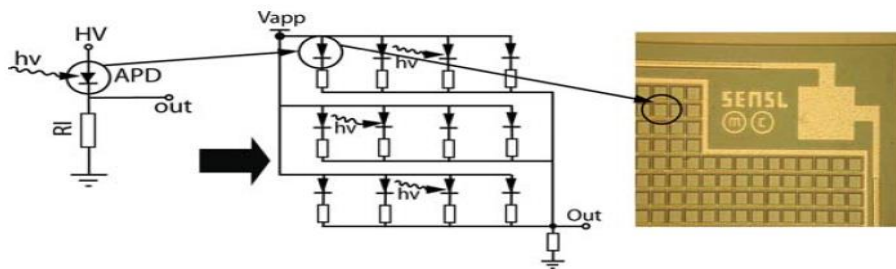


Figura 7.- Principio de funcionamiento de un PMT de silicio. Cada celda cuadrada en la figura de la izquierda corresponde a un pequeño diodo y su circuito de enfriamiento. Figura reproducida de Experimental Techniques in Nuclear and Particle Physics p.183, por Stefaan Tavernier, 2010, New York, NY: Springer.

## Detector De Centelleo Montaje y Operación

Un detector de centelleo consiste en una pieza de material centellador, un fotodetector y electrónica de lectura. Para la construcción del detector el material centellador se forra con un material reflectante blanco, esto con el fin de recoger tanta luz como sea posible, después el fotodetector se coloca en uno de los lados del centellador. Entre el fotodetector y el centellador se agrega una fina capa de grasa transparente con un índice de refracción cerca del índice de refracción del vidrio. Esta grasa óptica hará contacto entre el centellador y el fotodetector lo que mejora la recolección de luz de centelleo ya que evita el reflejo interno en el lado del centellador frente al fotodetector. Para una eficiente colección de luz, el área sensible del fotodetector debe ser lo suficientemente grande [8].

Una vez que se ha construido el detector se prosigue con la lectura de la señal generada por este, la señal de salida producida por el detector es una señal en forma de pulso de corriente. Los procesos de ionización generados en el detector se ven reflejados en la carga eléctrica contenida en una señal, es decir, la integral del pulso con respecto al tiempo. Esta integral es directamente proporcional a la amplitud o la altura del pulso de la señal, la altura del pulso también se puede interpretar como la carga total. Al final la relación entre la energía de radiación y la carga total de la señal de salida se conoce como la respuesta del detector [4].

Entonces para obtener un espectro de altura de pulso se deben de integrar varias señales de pulso de corriente. En el espectro de altura se observara un pico, debido al efecto fotoeléctrico, donde el pico que se observe deberá ubicarse en la posición que corresponde a toda la energía depositada, ver Figura 9 a). Al pico observado se le denomina fotopico. Un espectro de altura puede contener varias fotopicos, por lo que para poder determinar la energía de cada pico con precisión y para separar los picos cercanos entre sí es esencial que el ancho de cada pico sea lo más estrecho posible [9]. Una forma de determinar el ancho de cada pico es por medio de una Distribución de Poisson con  $N_e$  promedio para el número de fotoelectrones, a partir de dicha distribución se obtiene el valor del FWHM. Este valor permite obtener la resolución de energía relativa al FWHM del centellador, la cual está dada por la siguiente ecuación [9]:

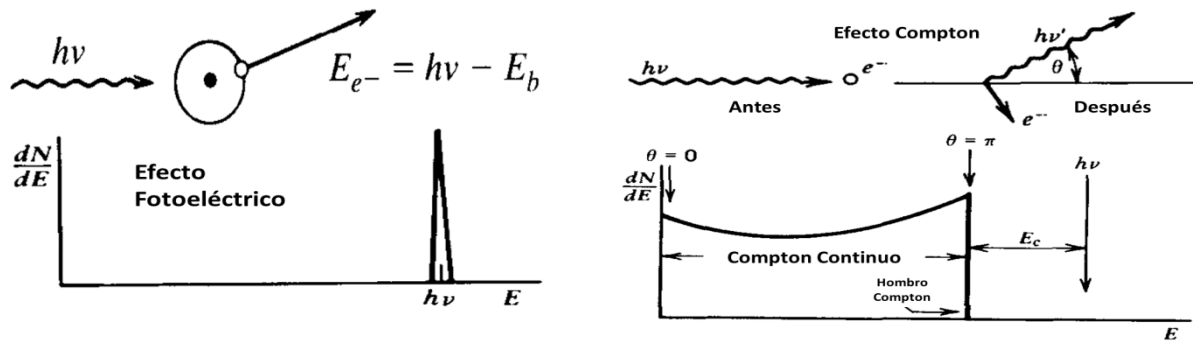
$$\text{resolución FWHM}[\%] = R_{\text{lightyield}} = \frac{FWHM}{H_o} = \frac{2.35}{\sqrt{N_e}} \quad (5)$$

Donde  $H_o$  es el valor del eje x en donde se encuentra localizado el fotopico. La resolución de un centellador está bien descrita por la suma cuadrática de un término intrínseco independiente de la energía y el término dependiente del rendimiento de luz dado por Ecuación (6).

$$R^2 = R_{\text{intrínseco}}^2 + R_{\text{lightyield}}^2 \quad (6)$$

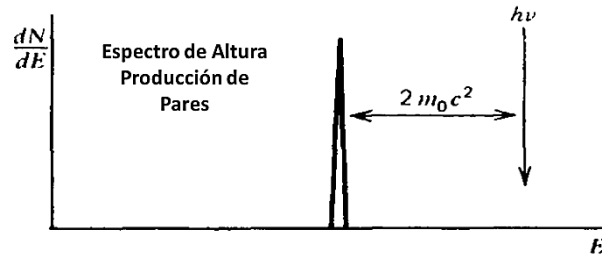
Además de observar fotopicos en los espectros de altura, también será posible observar otras bandas y picos, debido al efecto Compton y producción por paires, como se muestra en la Figura 8. En el espectro es posible detectar una banda correspondiente a los eventos donde el rayo gamma ha tenido Dispersión Compton en el centellador. Como ejemplo podemos observar en la

Figura 9 un espectro de altura obtenido con un cristal LSO con una fuente radiactiva  $^{137}\text{Cs}$ , en donde la energía que queda en el centellador es la del electrón de retroceso en la interacción Compton, esta es simplemente la energía gamma inicial menos la energía del fotón disperso, y es por eso que se observa un pico extra [10].

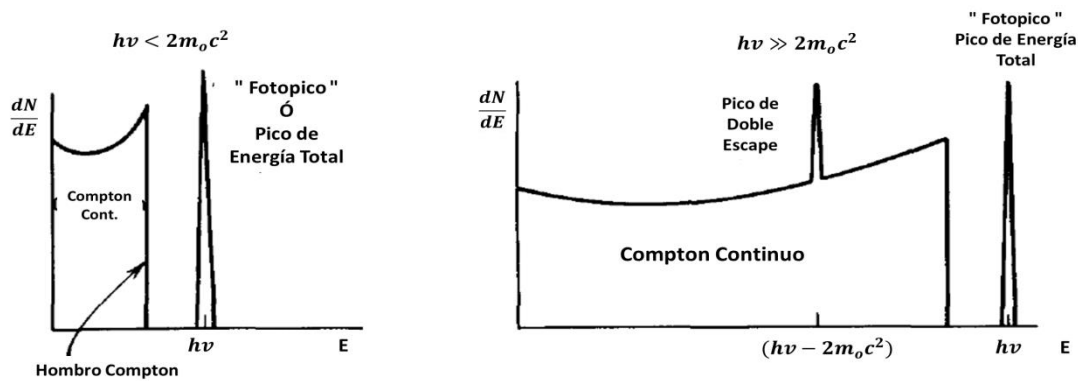


a) Fotopico observado cuando se tiene efecto fotoeléctrico

b) Curva observada cuando se produce el efecto Compton



c) Espectro observado cuando se produce la producción de pares.



d) Los procesos de absorción fotoeléctrica y dispersión Compton dan lugar al espectro de baja energía de la izquierda. A energías más altas, el proceso de producción de pares agrega un pico de escape doble que se muestra en el espectro de la derecha.

Figura 8.- Espectros de altura correspondientes a los procesos que se generan en un detector de radiación.

Otro pico que puede observarse en un espectro de altura, este pico sucede cuando surge una interacción por efecto fotoeléctrico entre un rayo gamma y el centellador, esta interacción es más probable con electrones con una fuerte unión o los de la capa K. Al suceder esto un electrón de las capas externas llenaran el hueco y la energía correspondiente al enlace del electrón se emitirá como Rx, los que en su gran mayoría serán absorbidos por el centellador. Los Rx que no fueron absorbidos pueden escapar del centellador y esto se observará en el espectro como un segundo pico del lado izquierdo del fotopico, este es el "pico de escape", ver Figura 10. En este caso, la energía total depositada en el cristal es la energía de rayo gamma menos la energía de los rayos X. Una forma de disminuir estos picos extras es usar un contador de pozo, es decir, una configuración donde la fuente gamma es completamente rodeado por el centellador. Sin embargo, no siempre es posible poner la fuente en un contador de pozo, por ejemplo, porque la fuente es demasiado grande, su ubicación es desconocida, etc [10].

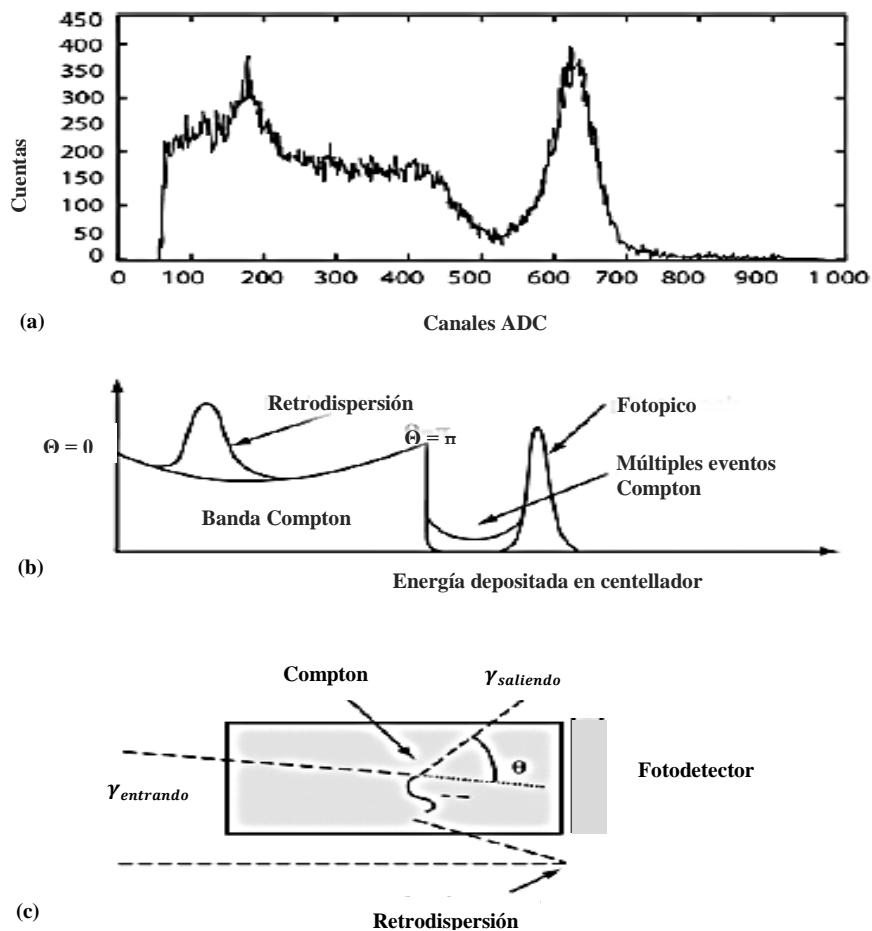
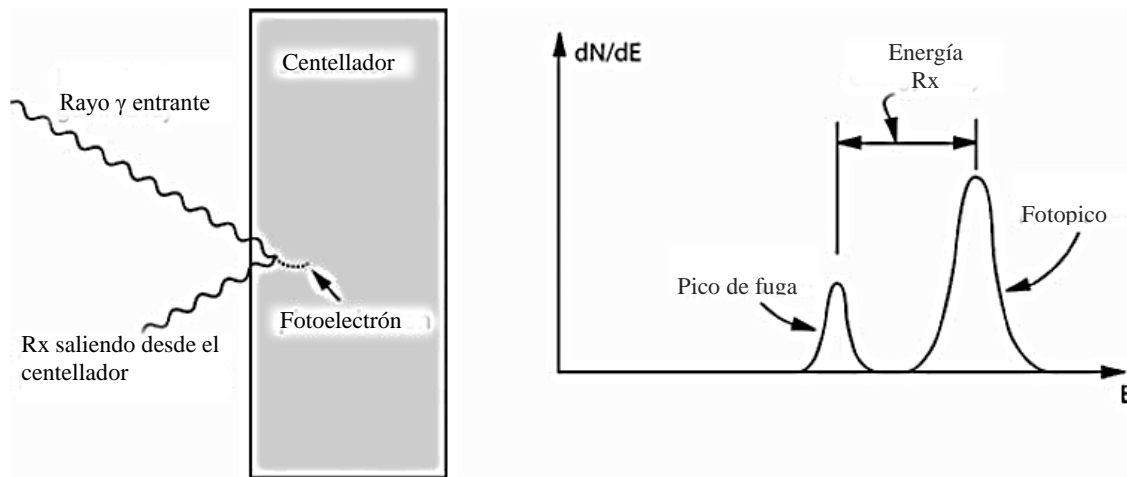


Figura 9.- (a) Espectro de altura de pulso registrado con un cristal LSO que mide  $3 \times 3 \times 10 \text{ mm}^3$  y una fuente de  $^{137}\text{Cs}$ . Esta fuente emite rayos gamma de 662 keV. El fotopico, la banda Compton y el pico de retrodispersión son claramente visibles en esta gráfica. El espectro se corta en  $\approx 80 \text{ keV}$  por el umbral de activación de la electrónica de grabación; (b) + (c) explicación de las diferentes estructuras visibles en el espectro de altura de pulso (a). Figura reproducida de Experimental Techniques in Nuclear and Particle Physics p.188, por Stefaan Tavernier, 2010, New York, NY: Springer.



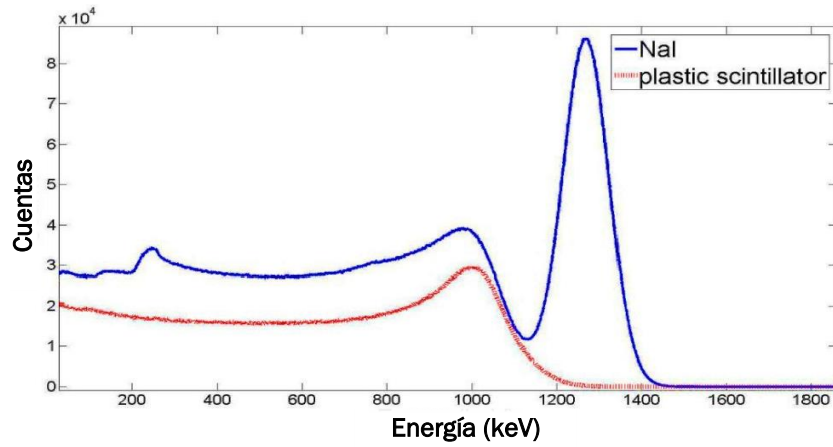
**Figura 10.- Pico de fuga:** un rayo gamma interactúa en el centellador y expulsa un electrón K-shell de uno de los átomos. Si los Rx de la capa K resultantes se escapan del centellador, esto da lugar a un pico correspondiente a la energía total menos la energía de los Rx. En NaI, la energía de estos rayos X es de 49.1 keV. Figura reproducida de *Experimental Techniques in Nuclear and Particle Physics* p.189, por Stefaan Tavernier, 2010, New York, NY: Springer.

En el caso de detectores de plástico centellador los espectros de altura de pulso obtenidos presentan una forma distinta, generalmente se pierde el pico de energía total. Para fuentes de emisión de rayos gamma dominantes, el espectro en los detectores de centelleo de plástico refleja principalmente la dispersión de Compton, esto es, porque los elementos del plástico centellador son en su mayoría elementos de bajo número atómico como el hidrógeno y el carbono, por lo que tienen una baja probabilidad de absorción fotoeléctrica. En la Figura 5 se puede observar que con números atómicos bajos la Dispersión Compton predomina de los tres procesos de interacción, por lo que los espectros de altura obtenidos de los detectores de centelleo de plástico muestran diferencias de los obtenidos a partir de los detectores de centelleo inorgánicos. En la figura 11 a), se muestra un espectro de altura de rayo gamma de Energía de 1.27 MeV para yoduro de sodio y para un PSD de rayos gamma de 1,27 MeV[11].

Otra característica que afecta a los espectros de altura de los PSD es su baja resolución de energía. En la figura 11 b) se muestra un espectro de altura obtenido a partir de un PSD, es posible observar dos bordes Compton (CE, por sus siglas en inglés) ambos amplios y asimétricos entre sí, cada CE presenta un pico llamado máximo Compton (CM, por sus siglas en inglés)[11]. Estos factores influyen en la calibración de energía en los PSD's, por lo que esta se realiza utilizando la energía del borde Compton en cada espectro de energía. El borde de Compton para una energía de rayos gamma incidente viene dado por la siguiente ecuación:

$$E_{Compton} = \frac{E_{\gamma}}{m_e c^2 / 2E_{\gamma} + 1} \quad (7)$$

a)



b)

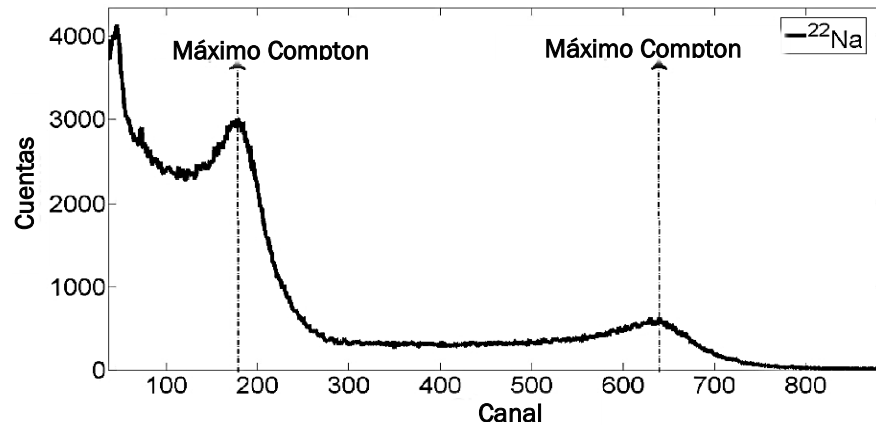


Figura 11.- a) Espectros de altura de pulsos calculados para yoduro de sodio y plástico centellador para un rayo gamma de 1.27 MeV y b) Espectro de altura de pulso de una fuente de  $^{22}\text{Na}$  calculado para un plástico centellador. Figura reproducida de Li\_2017\_J\_Inst\_12\_P12025.

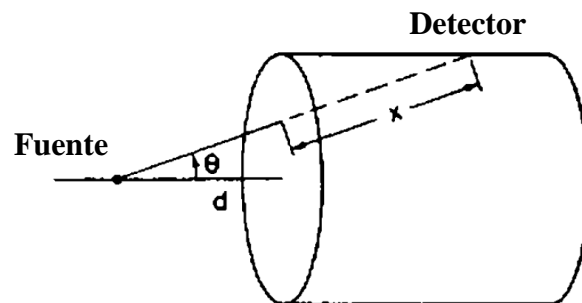


Figura 12.- Calculo de la eficiencia de detección de un detector cilíndrico para una fuente puntual. Figura reproducida de W. R. Leo. "Techniques for Nuclear and Particle Physics Experiments. A how to approach". Springer Verlag. Pág.168

Otra de las características que es importante en un detector es su *eficiencia* y existen dos tipos de eficiencia: la *eficiencia intrínseca* y la *eficiencia geométrica*. El producto de estas dos eficiencias da como resultado la *eficiencia total* del detector, la cual en términos generales es la fracción de eventos emitidos por la fuente que están realmente registrados por el detector, [4], es decir:

$$\varepsilon_{Tot} = \varepsilon_{int}\varepsilon_{geom} \quad (8)$$

$$\varepsilon_{Tot} = \frac{\text{Eventos Registrados}}{\text{Eventos emitidos por la fuente}}$$

En donde la eficiencia intrínseca es la razón entre el número de eventos golpeando al detector y los eventos registrados:

$$\varepsilon_{int} = \frac{\text{Eventos registrados}}{\text{Eventos que inciden en el detector}} \quad (9)$$

Esta eficiencia depende de la interacción de la radiación incidente en la sección transversal del detector. Además esta se encuentra en función del tipo de radiación, su energía y del material del detector.

En contraste, la eficiencia geométrica es esa fracción de la fuente de radiación donde se intercepta con el detector. Por lo que esta depende de la configuración geométrica del detector y de la fuente, y la distribución angular de la radiación incidente debe ser tomada en cuenta. En la Figura 12 se muestra un ejemplo del cálculo de la eficiencia intrínseca para el detector cilíndrico, la cual es simplemente el valor del ángulo sólido.

### **Aplicaciones En El Área De Radioterapia**

La radioterapia es una técnica utilizada para el tratamiento de cáncer y se basa principalmente en el uso de radiación ionizante para destruir células cancerosas y reducir tumores. En dosis bajas esta radiación se usa para ver las estructuras internas del cuerpo humano, y así, conocer la ubicación del tumor y realizar la planeación de un tratamiento.

La radioterapia se divide en dos principales tipos: de haz externo (externa) e interna (braquiterapia). En cuanto a la radioterapia externa, esta se basa en la emisión de radiación ionizante que es dirigida hacia una región a tratar. Esta radiación, proveniente generalmente de un acelerador lineal, varía su energía dependiendo del caso a tratar, además de que el tratamiento puede ser con fotones, electrones y protones. Existen distintos modos de radioterapia externa, algunos de ellos son:

- Radioterapia conformada en 3D (3D-CRT, por sus siglas en ingles).
- Radioterapia guiada por imágenes (IGRT, por sus siglas en ingles).
- Radioterapia de intensidad modulada (IMRT, por sus siglas en ingles).

- Radioterapia con haz de protones.
- Radioterapia intraoperatoria (IORT, por sus siglas en ingles).
- Radiocirugía estereotáctica.
- Radioterapia estereotáctica corporal (SBRT, por sus siglas en ingles).

Los dos últimos modos de radioterapia mencionados tienen la característica principal de suministrar haces de alta energía en campos pequeños, esto con el fin de tratar tumores pequeños que se localizan en zonas delicadas. Y son estos dos modos, a los que presentaremos singular interés debido a las aplicaciones que los detectores de plástico centellador (PSD, por sus siglas en inglés) tienen en estas áreas. Además de estar interesados en los modos antes mencionados, también nos interesan las aplicaciones que un PSD tiene en el área de braquiterapia como en la IORT.

En el caso de braquiterapia, la dosis suministrada de radiación proviene directamente del interior del paciente, ya que un implante radiactivo se coloca dentro de él y se busca que se encuentre lo más cerca del tumor. Este tipo de radioterapia permite suministrar una mayor dosis de radiación en un área más pequeña que la que pudiera ser posible con el tratamiento de radiación externa.

Todos estos procedimientos conllevan a trabajar con radiación ionizante por lo que se debe optimizar lo más posible la entrega de dosis al paciente y es necesario realizar cálculos de dosis absorbida en la materia, esto ayudara a determinar si la dosis prescrita es realmente la que se está suministrando. Como hemos venido mencionado, es de nuestro interés la radioterapia de campos pequeños, ya que uno de los mayores desafíos que se presentan en dosimetría, es la medición precisa de estos campos. Esto se debe principalmente a las diferencias que existe entre la composición de los detectores de diodos, que son los utilizados de manera convencional, y el medio que les rodea; esto provoca discrepancias entre la dosis medida y la real. Debido a estas características de los detectores convencionales, es que los detectores de plástico centellador son una alternativa que poco a poco va siendo la más viable para dosimetría en campos pequeños, ya que estos presentan una gran semejanza al agua.

Existen diversas propuestas de aplicaciones para los PSD, cada una de estas suelen ser muy similares entre sí diferenciándose por cambios que se realizan en uno o más componentes, como lo es el fotodetector. Cuando los PSD son expuestos a fotones y haces de electrones, estos presentan algunas características que no se encuentran presentes en otros detectores por lo que les da cierta ventaja sobre ellos. A continuación se mencionan algunas de estas características:

1. Su composición se asemeja bastante al del agua.
2. Presentan independencia energética.
3. Hay linealidad de la dosis.
4. Tienen resistencia al daño por radiación
5. Son casi independientes de la temperatura.
6. Son fáciles de producir y se puede producir cualquier forma que se requiera

Dentro de estas características resalta la de la composición que se asemeja a la del agua, ya que gracias a esto se evita el uso de los factores habituales de conversión utilizados para convertir las lecturas de dosímetros comunes a dosis absorbida, la Tabla 1 es un cuadro comparativo entre los

componentes de un plástico centellador y el agua, donde se observa como los valores dados para la composición del plástico centellador y el agua son muy semejantes. En la Figura 13 se muestran los coeficientes de absorción de energía de masa para fotones y la potencia de frenado para electrones de los materiales poliviniltolueno (PVT), polimetilmetacrilato (PMMA), poliestireno, silicio, grafito y aire; los tres primeros materiales corresponden a componentes de PSD y los dos siguientes son materiales relevantes que se encuentran en las cámaras de iones y diodos.

Se observa que para electrones, la potencia de frenado de los componentes de un PSD es casi independiente de la energía y en el caso de fotones los coeficientes de absorción de estos materiales presentan un comportamiento muy similar entre 200 keV y 3 MeV. Efecto que no se observa con silicio y aire, es por esto que los PSD's son equivalentes al agua e independientes de la energía. Por lo que con los PSD's existen muy pocas perturbaciones en el flujo de radiación cuando se coloca el detector y por lo tanto los factores de corrección no son necesarios para la mayoría de las aplicaciones de terapia de radiación. En la figura 14 se muestra que los PSD tienen una casi despreciable dependencia con la temperatura, lo cual es una característica necesaria en diversas aplicaciones.

Otra ventaja de los PSD's, es que es posible construir detectores muy pequeños por lo que se mejora la resolución espacial. En cuanto a la construcción de los PSD, como se mencionó en la sección de detectores de centelleo, un detector está compuesto principalmente por un centellador, un fotodetector y electrónica de lectura. En el caso de los PSD el centellador es un plástico centellador.

Ya hemos mencionado las ventajas de utilizar un PSD para dosimetría en radioterapia, pero cabe mencionar que existen otros tantos tipos de detectores para medir dosis absorbida, por mencionar algunos se tienen los siguientes:

- Dosímetros termoluminiscentes (TLD)
- Diodos de silicio
- Películas radiocromáticas
- Transistores de efecto de campo de óxido metálico (MOSFET)
- Cámaras de ionización (CI).

**Tabla 1.- Parámetros comparativos entre un centellador, poliestireno y agua.** <http://iopscience.iop.org/article/10.1088/1742-6596/444/1/012013/pdf>.

Parámetro	Centellador	Poliestireno	Agua
Densidad (g/cm <sup>3</sup> )	1.032	1.060	1.000
Densidad electrónica (10 <sup>23</sup> e <sup>-</sup> /g)	3.272	3.238	3.343
Composición (por peso %)	H: 8.47	H: 7.74	H: 11.19
	C: 91.53	C: 92.26	C: 88.81

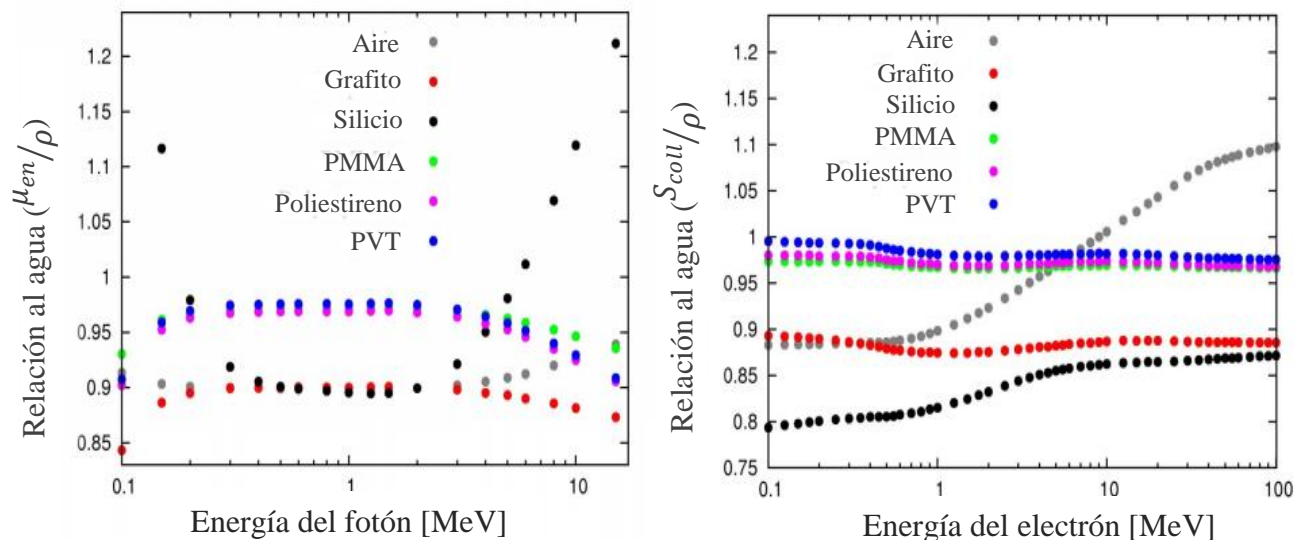


Figura 13.- Coeficientes de absorción de energía de masa para fotones (imagen izquierda) y potencia de frenado de electrones (imagen derecha) en función de la energía. Ambos están normalizados al agua, imágenes obtenidas de <http://iopscience.iop.org/article/10.1088/1742-6596/444/1/012013/pdf>.

Cada uno de estos detectores presenta diferentes ventajas y desventajas. A continuación se mencionan las características principales de cada detector, para al final mostrar un cuadro comparativo que nos muestre las diferencias entre estos y un PSD (ver Tabla 2). También en la Figura 15 podemos observar los perfiles axiales de un haz de fotones de 1 cm de diámetro 6MV medidos con; cámara de iones IC10, una película, y el detector de centelleo. En este gráfico podemos observar que no hay diferencias significativas para esta medición en los tres detectores, pero con la Tabla 2 nos podemos dar cuenta de las ventajas que nos proporciona un PSD.

Comenzando con la descripción de los TLD's, tenemos que estos se encuentran en diferentes presentaciones, los hay en forma de chip, varilla o cubo. Lo que hace posible su colocación en la superficie del cuerpo de un paciente durante su tratamiento. El funcionamiento de este detector se basa en la absorción de la radiación ionizante durante la radioterapia, esta radiación hace que el material cristalino dentro del TLD se ionice. Una vez que se ha tratado al paciente se prosigue a calentar el TLD, lo que provoca emisión de luz del cristal dentro del TLD. La cantidad de luz emitida depende de la radiación absorbida por el TLD durante la radioterapia. Ahora bien una de las ventajas de los TLD's es su pequeño tamaño que permite que los datos de dosis tengan una resolución espacial relativamente alta, pero se tiene la desventaja de que no proporciona información en tiempo real sobre la dosis administrada.

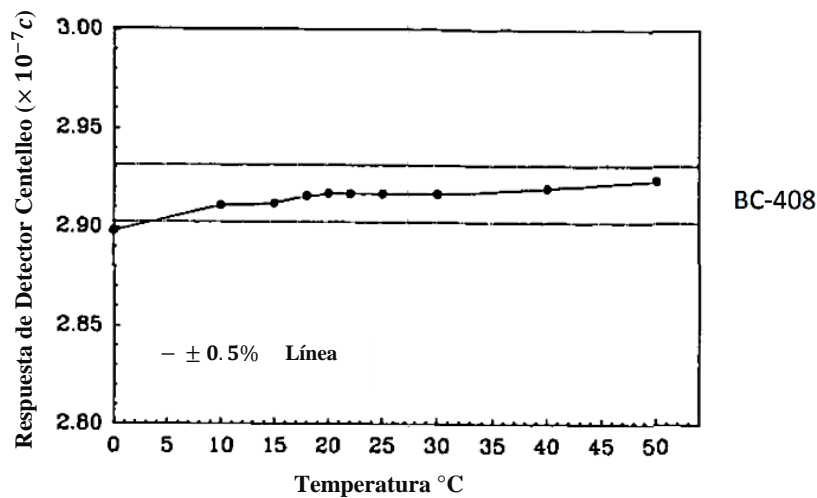


Figura 14.- Gráfico de la respuesta de un detector de centelleo, con un plástico BC-408, en función de la temperatura. Se observa una casi nula dependencia de la temperatura. Imagen obtenida de Beddar A S, Mackie T R, Attix F H. Water-equivalent plastic scintillation detectors for high-energy beam dosimetry: I. Physical characteristics and theoretical considerations. Phys Med Biol 37: 1883-1900, 1992.

Ahora bien las películas radiocromáticas tienen la capacidad de proporcionar una medición bidimensional dentro de las 24-48 horas después de la irradiación. La desventaja es que su respuesta depende de las condiciones ambientales, como la temperatura y la humedad, que pueden afectar negativamente la tasa de dosis. Por lo tanto, es necesario utilizar factores de corrección en los resultados obtenidos.

En cuanto a los diodos de silicio, estos tienen la ventaja de que no dependen de la profundidad por lo que para esto no se requieren correcciones. Una desventaja es que suelen presentar daños debidos a la radiación, lo que hace que su respuesta sea dependiente a la intensidad de la dosis.

Pasando con los detectores MOSFET estos miden la diferencia en el cambio de voltaje en el diodo antes y después de la exposición a la radiación ionizante. Sin embargo, acumulan una cierta cantidad de dosis que limita su vida útil. Y los estudios han demostrado que estos dosímetros no tienen sensibilidad suficiente a distancias superiores a 10 cm desde la fuente de radiación.

Tabla 2.- Ventajas y desventajas en distintos tipos de detectores de radiación ionizante.

DETECTOR	VENTAJAS	DESVENTAJAS
Detector de plástico centellador (PSD)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Su composición se asemeja bastante al del agua.</li> <li>- Presentan independencia energética.</li> <li>- Tienen resistencia al daño por radiación.</li> <li>- Son casi independientes de la temperatura.</li> <li>- Son fáciles de producir y se pueden hacer en cualquier forma que se requiera.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Una baja relación señal / ruido (SNR) resultante de la emisión de radiación de Cerenkov al realizar un acoplamiento con fibra óptica.</li> </ul>
Dosímetros Termo-luminiscentes (TLD's)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Su pequeño tamaño permite que los datos de dosis tengan una resolución espacial relativamente alta.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- No proporcionan información en tiempo real sobre la dosis administrada.</li> </ul>
Película radiocromática	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Proporcionan una medición bidimensional.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Su respuesta depende de las condiciones ambientales, como la temperatura y la humedad.</li> <li>- Es necesario utilizar factores de corrección en los resultados obtenidos.</li> </ul>
Diodos de Silicio	<ul style="list-style-type: none"> <li>- No dependen de la profundidad por lo que no se requieren correcciones.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Su respuesta es dependiente a la intensidad de la dosis.</li> </ul>
Detectores MOSFET	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Miden la diferencia en el cambio de voltaje en el diodo antes y después de la exposición a la radiación ionizante</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Acumulan dosis que limita su vida útil.</li> <li>- A distancias superiores de 10 cm desde la fuente de radiación, su sensibilidad se ve afectada.</li> </ul>
Cámaras de Ionización (CI)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Miden la dosis de radiación absoluta.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Utilizan voltajes relativamente altos para generar el campo eléctrico para la detección.</li> <li>- No es posibles usarlos en dosimetría in vivo.</li> <li>- Se necesitan factores de conversión.</li> </ul>

Por último las CI son un instrumento que permite medir la dosis de radiación absoluta, estas miden la radiación punto por punto según la generación de carga en un campo eléctrico. Una de las principales desventajas de estos dispositivos es que utilizan voltajes relativamente altos para generar el campo eléctrico para la detección. Por lo que no es posible utilizarlas en tratamientos in vivo. Además, se necesitan conocer los factores de conversión de ionización a dosis de cada uno de los componentes del circuito integrado, los cuales dependen en gran medida de la tasa de dosis del haz de electrones.

Por todas estas ventajas mencionadas día con día en radiocirugía y otras técnicas de campos pequeños, así como braquiterapia y dosimetría in vivo van adoptando el uso de PSD como herramienta de medición. En la Figura 16 se muestra un ejemplo de cómo se coloca un PSD en un cuarto de tratamiento en el área de radioterapia, esto con el fin de realizar la dosimetría para campos pequeños, mientras que en la Figura 17 se muestran 5 diferentes dosímetros utilizados en dosimetría.

Como hemos visto los detectores de radiación ionizante son parte importante en el área de radioterapia, por lo que la búsqueda de nuevos materiales que permitan obtener mejores resultados a costos bajos se ha vuelto una prioridad. Es por eso que en este trabajo se muestra la caracterización de un detector de radiación ionizante, dentro de esta caracterización se realizaron distintas pruebas al detector y también se hizo una simulación de este. Para la simulación mencionada se utilizó la herramienta TOPAS que se describe a continuación.

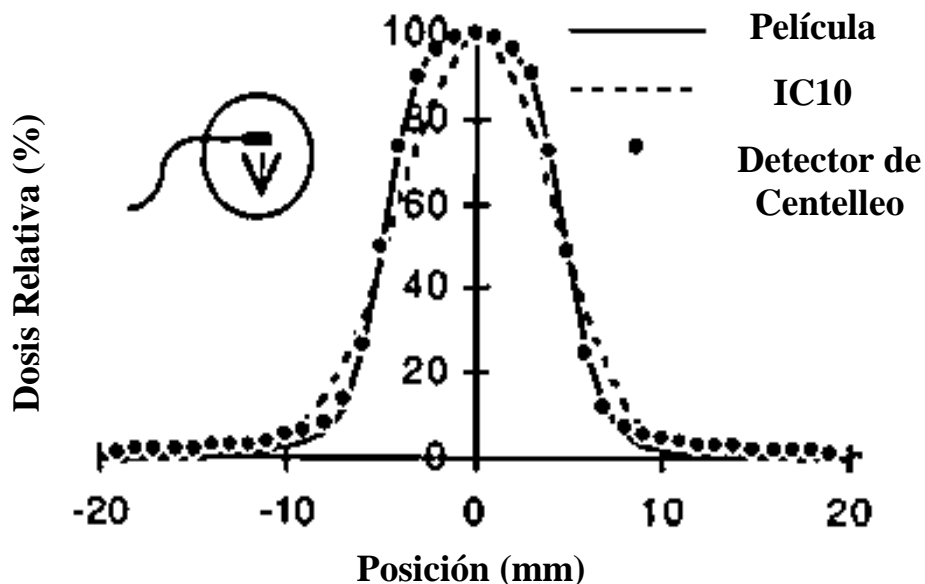


Figura 15.- Perfiles axiales de un haz de fotones de 1 cm de diámetro 6MV medidos con; cámara de iones IC10, una película, y el detector de centelleo. Figura obtenida de <http://amos3.aapm.org/abstracts/pdf/77-22582-312436-91389.pdf>.

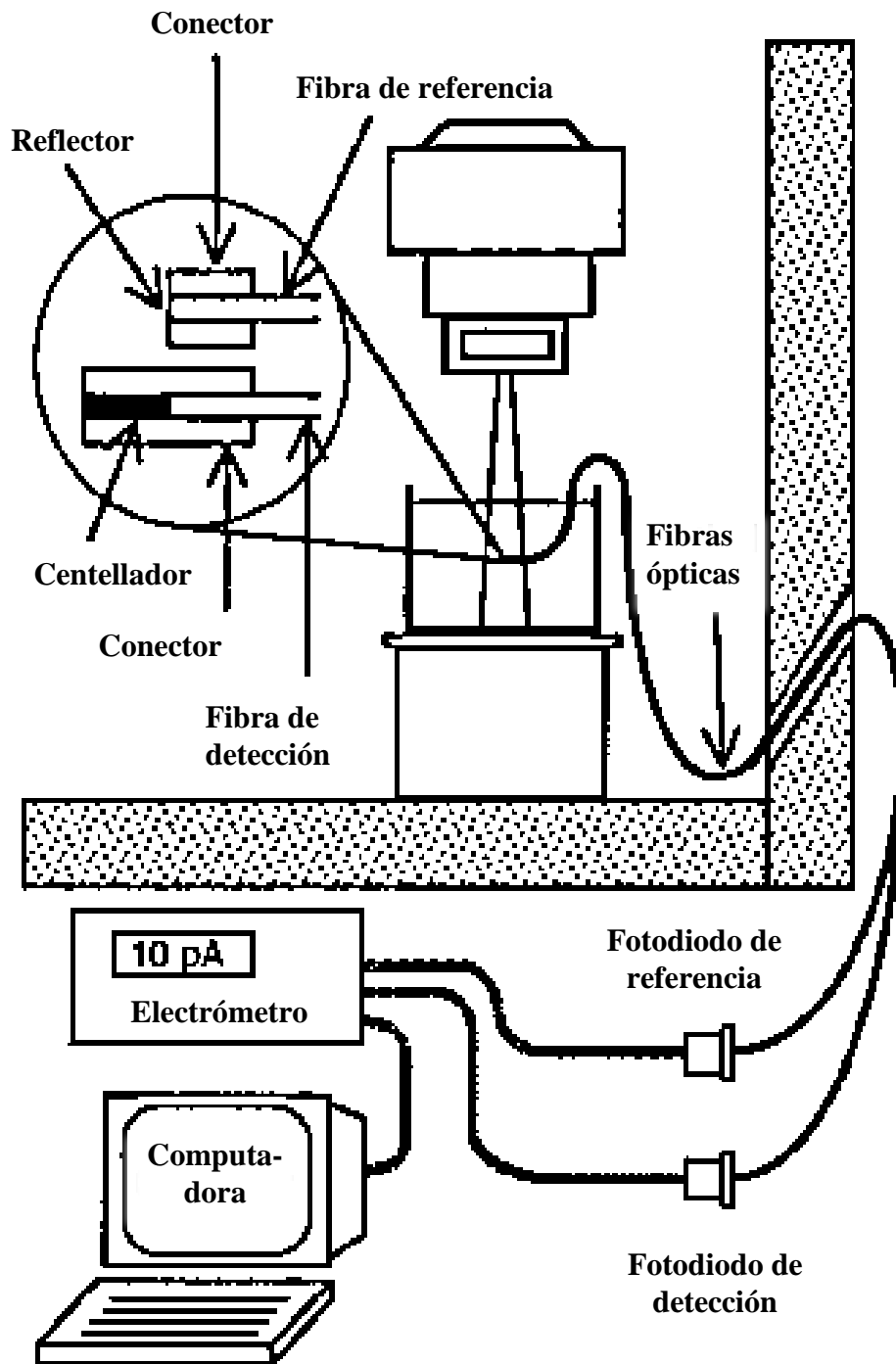
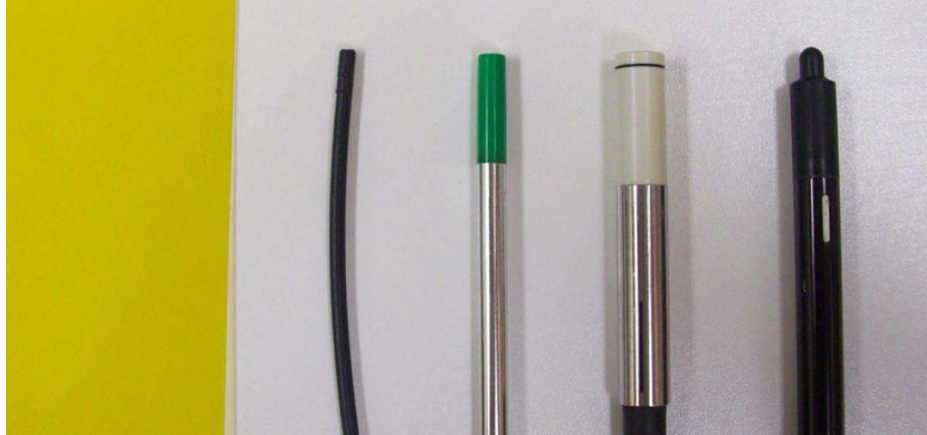


Figura 16.- Detector de centelleo miniatura en un cuarto de tratamiento para dosimetría de campos pequeños. Figura obtenida de <http://amos3.aapm.org/abstracts/pdf/77-22582-312436-91389.pdf>.



**Figura 17.-** Diferentes dosímetros utilizados en dosimetría, de izquierda a derecha: EBT2 Gafchromic, PSD, UD estereotactic SFD, 60 008 diodo de fotón blindado (SD) y A16 cámara de microionización de extradina (IC). Figura obtenida de *Dosimetric performance and array assessment of plastic scintillation detectors for stereotactic radiosurgery quality assurance.pdf*

## Topas

Geant4 es un conjunto de herramientas escritas en lenguaje C++ que permiten simular el paso de partículas a través de materia. Sus áreas de aplicación incluyen física de altas energías, nuclear y de aceleradores, así como estudios en medicina y espacial.

En cuanto a la simulación de detectores Geant4 permite la modificación de la geometría, el seguimiento, respuesta en la detección, eventos y trayectorias, visualización e interfaz de usuario. Para esto se requiere proporcionar el conjunto de procesos físicos para manejar las interacciones de partículas con la materia sobre un rango de energías amplio. Geant4 es una excelente herramienta para la simulación de detectores pero tiene un cierto grado de complejidad, por lo que para fines más prácticos uno puede utilizar la herramienta Topas que es una extensión de Geant4.

Como se mencionó Topas es una extensión de Geant4 que resulta ser más entendible para usuarios que no se encuentran tan familiarizados con códigos en C++. Topas involucra las herramientas de simulación de Geant4 pero se muestra como una aplicación más fácil de utilizar, ya que permite trabajar con una gran variedad de objetos de simulación como lo son: componentes de geometría, fuentes de partículas, marcadores, etc. Todo esto sin necesidad de escribir código C++.

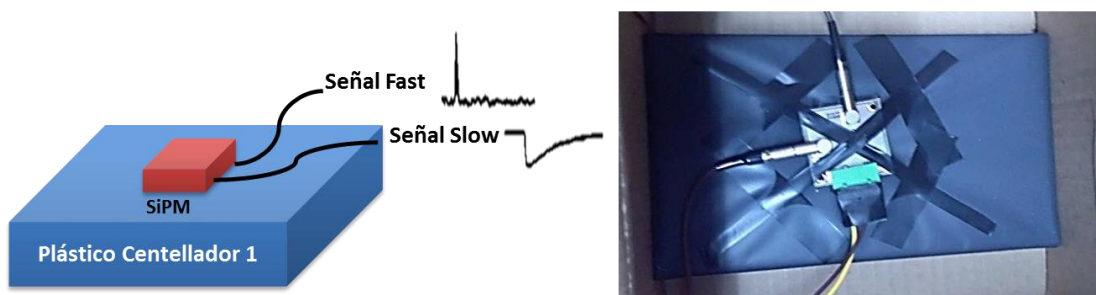
Esta herramienta se utilizó para complementar la caracterización de nuestro detector, se realizó una simulación de las propiedades de nuestro detector, detalles sobre esta simulación se muestra en una sección posterior.

# CAPÍTULO 3

## METODOLOGÍA

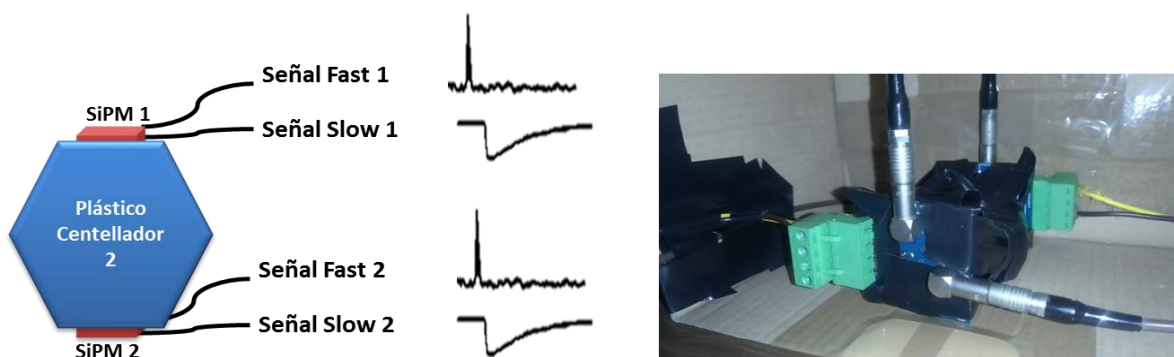
En esta sección se dará una descripción general de los pasos que se siguieron para la realización de distintas pruebas experimentales. Se mencionan los materiales que se utilizaron en las distintas pruebas experimentales y la forma en cómo se realizó cada experimento.

### Detector de Plástico Centellador 1 (PSD1)



a) PSD 1, construido con un plástico centellador rectangular genérico y un SiPM.

### Detector de Plástico Centellador 2 (PSD2)



b) PSD 2, construido con un plástico centellador hexagonal BC-404 y dos SiPM's.

Figura 18.- Resultado final de la construcción de los dos PSD's. a) Detector de plástico centellador genérico, con forma rectangular con medidas  $19 \times 12.5 \times 1.2 \text{ cm}^3$  y con un SiPM como fotodetector, b) Detector de plástico centellador BC-404, con forma hexagonal con medidas 2.4 cm de apotema y 1cm de altura; con 2 SiPM como fotodetectores.

Antes de comenzar con las pruebas experimentales primero se comenzó con la construcción de dos detectores de plástico centellador, el primer detector se construyó con un plástico centellador de forma rectangular con medidas de  $19.5 \times 12.5 \times 1.2 \text{ cm}^3$  acoplado a un fotomultiplicador de silicio (SiPM), ver Figura 18 a). En cuanto al segundo detector este se construyó con un plástico centellador BC-404 hexagonal con un radio de 2.5 cm y una altura de 1 cm, al plástico centellador se le acoplaron dos SiPMs, ver Figura 18 b). Los pasos a seguir para la construcción de los detectores se puede observar en el APENDICE.

Una vez que los detectores estaban listos y se verificó su funcionamiento, se prosiguió con la caracterización de cada detector. Para lo que se utilizaron distintos materiales los cuales se mencionan a continuación.

### **Materiales Para Obtener Datos Experimentales**

Para la caracterización del PSD1, fue necesario utilizar distintos equipos electrónicos que nos permitieron leer las señales que este daba, también se utilizaron otros materiales necesarios para la obtención de datos. En la figura 19 se muestran estos equipos junto con los demás materiales que se utilizaron, a continuación damos una descripción de cada material utilizado en los distintos arreglos experimentales que se le realizaron al PSD1.

- a) Se utilizó una *fente de voltaje* necesaria para alimentar el SiPM de los PSD's.
- b) Posteriormente fue necesario saber cuántas señales se generaban en una cierta cantidad de tiempo, para esto fue que se utilizó una *contadora*. Dicha contadora cuenta con 4 entradas con el fin de obtener las señales de 4 detectores distintos a la vez o las señales de 3 detectores y sus coincidencias. Las coincidencias se determinan cuando dos o más señales lógicas coinciden en tiempo, entonces se genera una señal lógica si existe una coincidencia, de otra forma no genera señal y por tanto no se acumula al conteo.
- c) Cables de 10 ns, para retrasar la señal y un divisor de señal, conectores macho metálico.
- d) Hasta aquí solo se observaron señales con rayos cósmicos pero para obtener otras señales se utilizó un *kit de fuentes radiactivas*.
- e) Con todo esto se prosiguió a realizar los distintos arreglos experimentales, los cuáles se mencionaran en las secciones siguientes. Para el primer arreglo experimental se utilizó un *arreglo de paletas centelladoras*.
- f) Y para alimentar dicho arreglo fue necesario utilizar una *fente de alto voltaje*.
- g) En el caso del segundo arreglo experimental fue necesario usar un *discriminador y generador de ventana de integración*. Para el cuál fue necesario utilizar una fuente de alimentación de salida triple, 6V, 5<sup>a</sup> y  $\pm 25 \text{ V}$ , 1<sup>a</sup>.
- h) Un arreglo CAEN basado en un equipo CAEN VME 8002 con un USB-VME BRIDGE Mod. V1718, un QDC 16 CH Mod. V792N y un 4 Fold Coincidence Fan In Fan Out Traductor Mod. V976 fueron necesarios para integrar la señal eléctrica y así obtener la carga. A continuación describimos cada uno de estos componentes (ver anexo):
  - a. CAEN VME 8002.- Este equipo funciona como un armazón (también se le llama crate) en donde se colocan distintos módulos electrónicos y que también sirve para conectar dichos módulos entre sí.



a) Fuente de voltaje.



b) Contadora



c) Cables de 10 ns, un divisor de señal y conectores tipo macho metálico.



d) Kit de fuentes radiactivas



e) Arreglo de paletas centelladoras



f) Fuente de Alto Voltaje



g) Discriminador y generador de ventana de integración



h) Arreglo CAEN

Figura 19.- Materiales utilizados para la adquisición de datos.

- b. USB-VME BRIDGE.- Es un puente VME a USB 2.0, un sistema digital que transfiere datos entre los componentes del crate y que puede transmitir esta información a una computadora.
- c. QDC 16 canales.- Este módulo integra la corriente que recibe de una señal, esto lo hace durante un intervalo de tiempo  $t$  correspondiente a la anchura de la ventana de integración. Al integrar la corriente se obtiene como resultado la carga  $Q$  de la señal. El QDC también convierte la señal de carga analógica a una señal digital, la cual es almacenada y procesada en una computadora.
- d. 4 FOLD COINCIDENCE FAN-IN FAN OUT TRASLATOR. - Este módulo permite distribuir una señal a varias partes del sistema electrónico, esto al dividir dicha señal en varias señales idénticas con la misma forma y tamaño. También aceptan varias señales de entrada y dan una señal equivalente a la suma de las señales entrantes.

Una vez conocidos los materiales necesarios para cada prueba, proseguimos con la descripción de las pruebas experimentales. En las siguientes secciones se describen los pasos que se siguieron en cada prueba experimental, así como por qué la realización de cada una de estas.

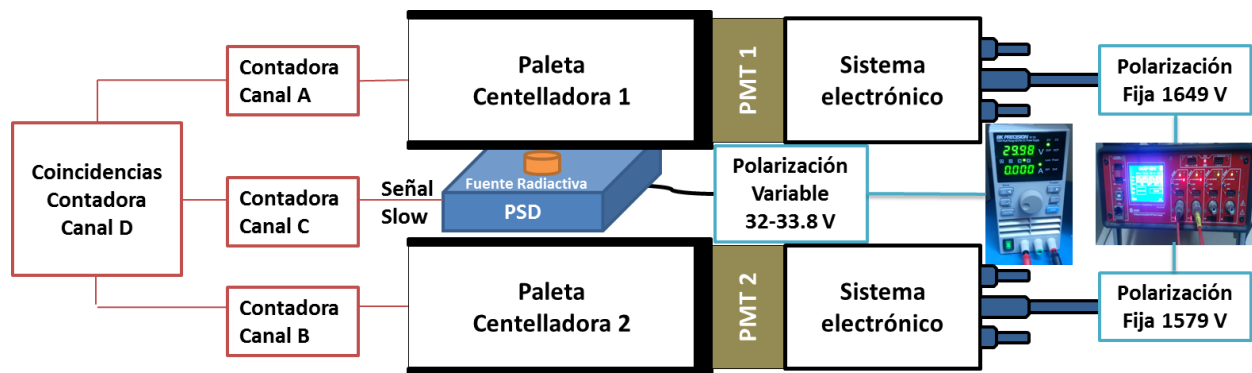
### **Prueba 1: Cálculo Del Rango de Trabajo Del Detector**

La primera prueba experimental tuvo como objetivo hallar el voltaje óptimo de trabajo de los PSD's, así como encontrar su eficiencia. El voltaje óptimo de trabajo es necesario para utilizar ese valor en otras pruebas y así la detección de fotones sea más "eficiente". En cuanto a la eficiencia, esta es necesaria para saber qué tan capaz es el detector en convertir la energía recibida en luz.

Esta prueba consiste en colocar el PSD a caracterizar entre 2 detectores de paletas centelladoras ya bien conocidos. En este arreglo se medirán las cuentas que genera cada detector y también la cantidad de coincidencias que se generen durante un intervalo de tiempo, las coincidencias suceden cuando una partícula se detecta en el primer detector y dentro de un intervalo de tiempo muy corto también se detecta en los otros dos detectores. Medir las coincidencias es importante ya que se quiere determinar cuántas de las partículas entrantes son detectadas por el PSD y de esa forma obtener su eficiencia. A continuación se mencionan los pasos que se siguieron para esta prueba experimental, ver Figura 20:

- 1) Se coloca el PSD en medio de 2 detectores de paletas centelladoras.
- 2) Se alimentan las paletas centelladoras con una fuente de alto voltaje, esto debido a que este arreglo de paletas consisten en plásticos centelladores acoplados a PMT's y los PMT's trabajan con voltajes altos. Una de las paletas se le aplica un voltaje de 1649 V y la otra trabaja con un voltaje de 1579V.
- 3) El PSD se conecta a una fuente de voltaje normal y tanto este detector como las paletas centelladoras se conectan a una contadora.

- 4) Una vez colocados los detectores en sus respectivos lugares se prosigue a cubrir el arreglo experimental con algunas bolsas negras para así evitar que la luz ambiental afecten los resultados.
- 5) Con el arreglo listo se comenzó suministrando un voltaje de 30V al PSD para posteriormente incrementar dicho voltaje en pasos de 0.1 mV hasta llegar a un máximo de 33.5V, que es el voltaje máximo que se le puede aplicar al SiPM.
- 6) En cada paso de voltaje, se anotó tanto el número de cuentas generado por cada detector como el número de coincidencias (los pulsos que coincidieron) en los 3 detectores.
- 7) Este proceso se repitió 3 veces para obtener un promedio.



- a) Esquema del arreglo experimental que se ocupó para obtener la eficiencia y la curva de plateau del PSD1.



- b) Imagen del arreglo experimental que se ocupó para obtener la eficiencia y la curva de plateau del PSD1.

Figura 20.- Arreglo experimental, para obtener la eficiencia y la curva de plateau del detector. El detector se encuentra en medio de las dos paletas centelladoras.

## Prueba 2: Obteniendo La Carga En PSD1

Una vez obtenido el voltaje óptimo, se prosiguió a obtener la carga inducida por los electrones secundarios generados en el SiPM. Cuando una partícula interactúa con el detector, este genera una señal eléctrica, dicha señal producirá una corriente eléctrica que al integrarla dará como resultado la carga que se generó por la interacción entre la partícula y el detector, ver Figura 21 a). Ahora bien el PSD1 genera dos señales la fast y la slow, para esta prueba se utilizó la slow ya que al ser más lenta permite la acumulación de la carga en la señal.

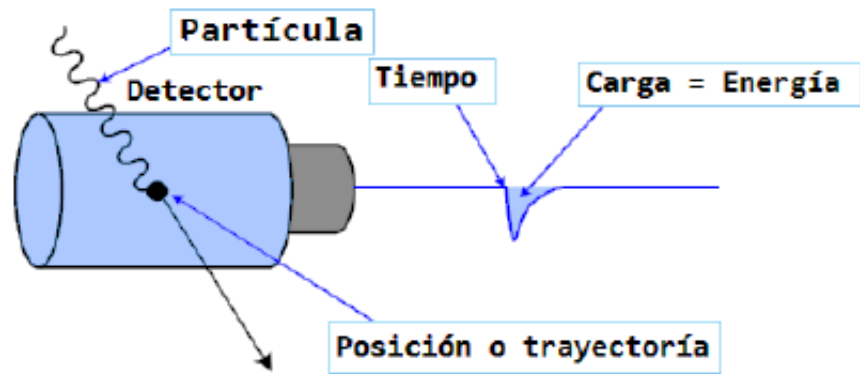
Para esto procedimiento, se utilizó el arreglo CAEN que como se había visto consiste de un *crate*, un puente VME USB, un módulo QDC y un módulo Fan-In- Fan-Out.

Con el arreglo CAEN se realizó lo siguiente:

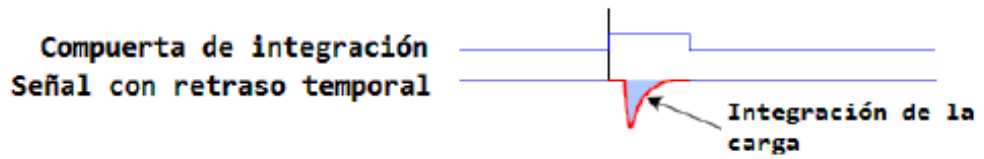
- 1) Conectar la señal slow del PSD1 en un divisor de señal en forma de Y, para así obtener dos señales. Cada señal tendrá una función:
  - 1) La primera señal del PSD1 se conecta a un discriminador para determinar el nivel umbral de ruido (*Threshold*) que se desea y con esta señal se genera una ventana de integración la cual activa al QDC. Para el threshold se aplicó un voltaje de discriminación de 10V y se generó una ventana de integración de 100 ns y 20mV, ver Figura 21) (Compuerta de integración). Esta señal se coloca en el Fan-In-Fan-Out el cual esta comunicado con el módulo QDC, ver Figura 22.
  - 2) La segunda señal se le añade un retraso en su trayectoria para que coincida con la ventana de integración y así la señal pueda ser integrada, ver Figura 21b) (Señal con retraso temporal). Para este retraso se utilizó aproximadamente 35 cables de 10ns, esta señal se conecta directamente en una entrada del QDC.

En la Figura 22 (c) se observa la señal como compuerta de integración (señal de color azul) y esta señal es, como ya se había dicho, responsable de activar el módulo QDC para integrar la señal slow retrasada del SiPM (señal de color amarillo) y así obtener el valor de carga que existe en el PSD1.

- 2) Finalmente el bridge VME USB es conectado a la computadora para así procesar la información, ver Figura 22(a).

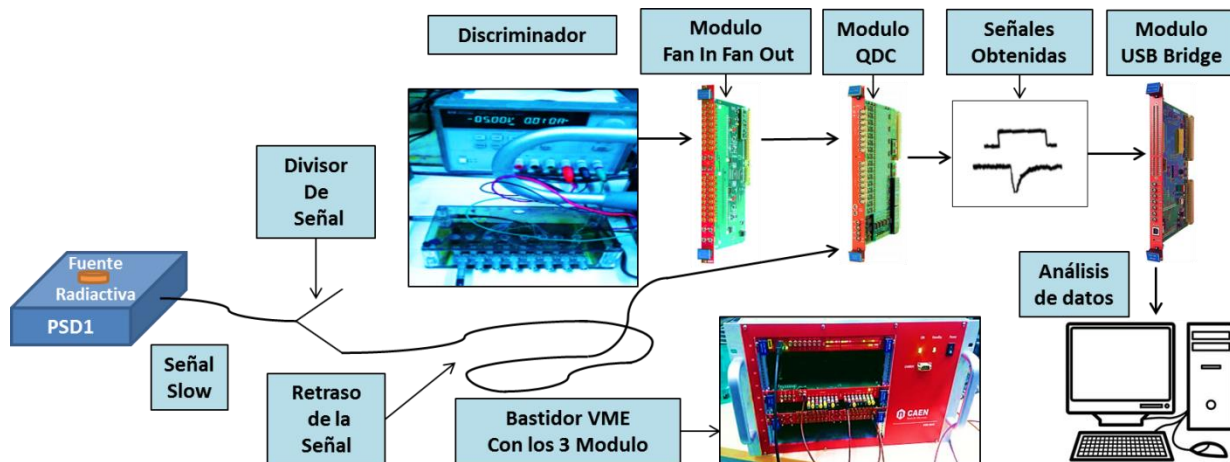


a) Señal eléctrica producida por el detector

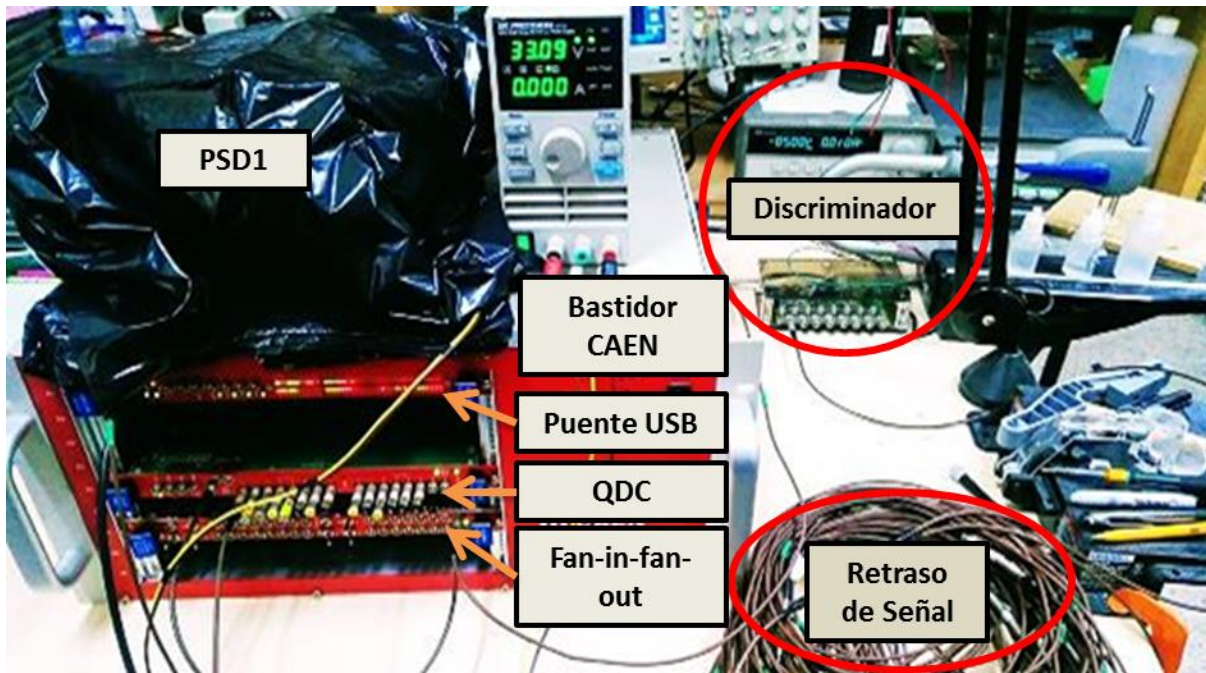


b) Compuerta de integración para el QDC y señal con retraso temporal

Figura 21.- Imagen obtenida de TesisLuciaPedrazacap1-v2.pdf pag.42



(a)



(b)



(c)

Figura 22.- (a) Esquema que se siguió para la prueba experimental 2. (b) Configuración utilizada para obtener la señal eléctrica y carga en el detector. (c) Señal slow del SiPM en color amarillo t de color azul la ventana de integración.

En la Figura 22(a), es posible ver el arreglo experimental utilizado para integrar la carga. El objetivo de esta prueba fue la obtención de espectros de carga, para lo que se utilizaron distintas fuentes radiactivas, las cuales fueron:  $^{22}\text{Na}$ ,  $^{60}\text{Co}$ ,  $^{133}\text{Ba}$ ,  $^{137}\text{Cs}$ .

### Prueba 3: Calibración de energía y resolución temporal en PSD2

En esta prueba experimental se muestra otra forma de realizar una calibración de energía a partir de señales eléctricas generadas en un osciloscopio. Para esto se conectó la señal slow de un SiPM del PSD2 al osciloscopio TELEDYNE Lecroy (ver Figura 23) y se almacenaron una gran cantidad de señales eléctricas, estas señales se obtuvieron con una fuente radiactiva de  $^{60}\text{Co}$  y otra de  $^{137}\text{Cs}$ . Por medio de un programa ver APENDICE se integraron las señales de corriente para así obtener la carga de cada señal y con estos valores generar un espectro de altura para cada fuente radiactiva.

En cuanto a obtener la resolución temporal de PSD2 se utilizó el Osciloscopio TELEDYNE Lecroy, con el osciloscopio se obtuvo la diferencia temporal en la generación de las dos señales y a partir de esta diferencia se generó un histograma. Las señales que se utilizaron para esta parte experimental fueron las señales fast generadas por dos diferentes SiPM's, se utilizaron las señales fast debido a que generan una señal con un intervalo de tiempo bastante corto. Los SiPM's fueron colocados en el mismo plástico centellador a una misma distancia a partir del centro del plástico. Cada señal entro en un canal del osciloscopio y con la modalidad AND se generó una señal de coincidencias. Con la señal de coincidencias, la diferencia temporal de la generación de la señal en los dos detectores se toma en cuenta solo cuando se trata de un evento coincidente. Para esta prueba se tomaron un aproximado de 10 000 señales generadas por ambos SiPM's y además se realizó primero con rayos cósmicos y posteriormente se colocó una fuente de  $^{22}\text{Na}$ .

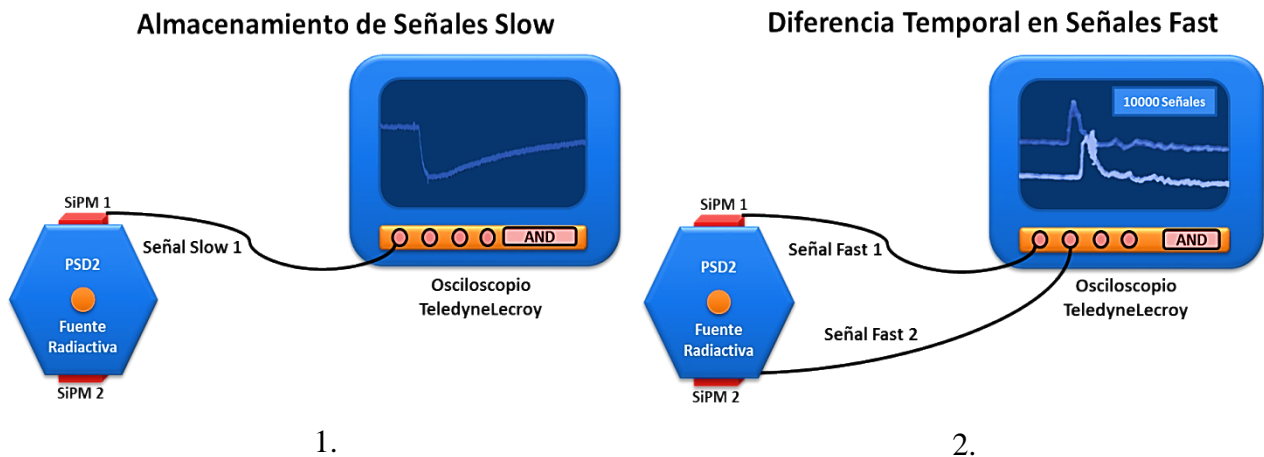


Figura 23.- Osciloscopio TELEDYNE Lecroy utilizado para la 3er prueba experimental. En la Figura se muestra el arreglo experimental: a) para la prueba de calibración de energía del PSD2 y b) la resolución temporal del PSD2.

# CAPÍTULO 4

---

## RESULTADOS

En esta sección se muestran los resultados obtenidos en las tres pruebas experimentales.

### Resultados Prueba 1

En la prueba experimental del rango de trabajo del detector, se realizaron dos gráficas del número de cuentas en función del voltaje aplicado, esto con el fin de hallar las curvas de Plateau, para cada detector, estas curvas se muestran en la Figura 24. El rango de trabajo de los detectores se toma como los valores dentro de esta curva, los cuáles se encuentran entre 32.6 y 33.2. Para las siguientes pruebas se escogió un valor al azar que se encontraba dentro de estas curva, este valor fue 33.1 V, el cual fue el voltaje de operación elegido. Se observan que el número de cuentas obtenido en cada gráfica varía, en el PSD1 hay mayor número de cuentas que en el PSD2, esto se debe al tamaño de los detectores. Debido a que el PSD2 es más pequeño se genera una menor cantidad de coincidencias entre los 3 detectores.

Además de obtener el rango de trabajo de los detectores se obtuvo la eficiencia de cada uno de ellos. En el caso del PSD1 se obtuvo una eficiencia de  $(57.4 \pm 12.1) \%$  y para el PSD2 la eficiencia hallada fue del  $(76.1 \pm 9.3) \%$

Una vez que se eligió el voltaje de operación del detector, se continuó con la prueba de obtención de carga los resultados de dicha prueba se muestran a continuación. Además de esto se obtuvo la eficiencia del detector utilizando la ecuación 8, así como los datos del número de fotones detectados tanto en las paletas como en el PSD1.

### Resultados Prueba 2

En la Figura 25 se muestran los distintos espectros de carga obtenidos para cuatro distintas fuentes radiactivas  $^{22}\text{Na}$ ,  $^{60}\text{Co}$ ,  $^{133}\text{Ba}$ ,  $^{137}\text{Cs}$ . En estos espectros se buscó el punto más alto de cada pico que se observa para a partir de este asociarle a cada canal la energía correspondiente a la banda Compton que emite cada fuente radiactiva, esta relación se observa en la Tabla 3 y de forma esquemática en la Figura 26, en la que también se muestra que existe una relación lineal entre la energía y el número de canal, por lo que se obtiene una ecuación para determinar la energía que le corresponde a cada canal ADC.

En la Tabla 3 también se muestra el FWHM obtenido de cada espectro de carga así como la resolución FWHM [%] que se obtuvo utilizando la ecuación (5). En la Figura 27 es posible observar como esta resolución encuentra en función de la energía, que es como se esperaba.

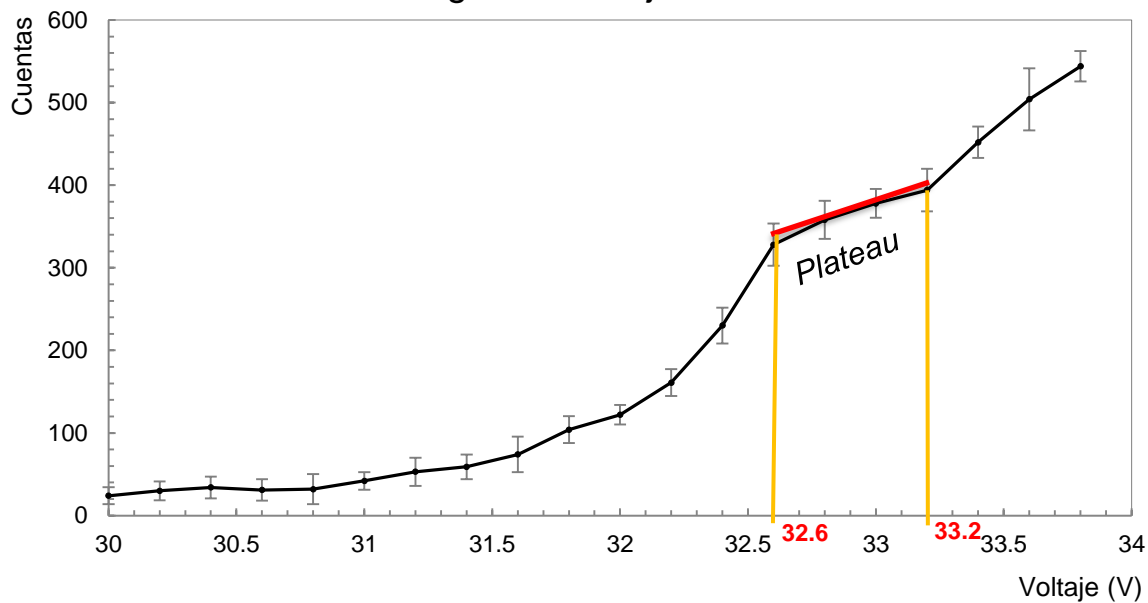
### Resultados Prueba 3

En la Figura 28 se muestran dos gráficos del número de cuentas en función del voltaje, los cuales se obtuvieron al colocar dos fuentes radiactivas sobre el PSD2, se colocó una fuente de  $^{60}\text{Co}$  y otra de  $^{137}\text{Cs}$ . De acuerdo con la ecuación 7), el borde Compton de los rayos gamma de 662 keV de  $^{137}\text{Cs}$  está en 477 keV. Las energías de los bordes de Compton para los rayos gamma de 1117 keV y 1333 keV de  $^{60}\text{Co}$  se calculan en 963 keV y 1119 keV, respectivamente. Debido al pequeño tamaño del detector, la probabilidad de dispersión múltiple es pequeña. Por lo tanto, se desarrolló una calibración de energía simple promediando los dos valores de borde Compton de  $^{60}\text{Co}$ . Esta energía promedio se asignó a la amplitud de voltaje donde la meseta de Compton alcanzó el 70% de su máximo intensidad [12]. El mismo procedimiento se implementó mientras se calibraba usando el borde Compton de los rayos gamma de 662 keV emitidos por  $^{137}\text{Cs}$ .

En la Figura 29 se observan dos distribuciones temporales, en la Figura 29 a) se observa la obtenida para rayos cósmicos y en la Figura 29 b) se tiene la obtenida para  $^{22}\text{Na}$ . Para cada distribución se obtuvieron más de 10000 señales, el FMWH de cada distribución nos permite ver la resolución temporal de cada distribución.

a)

### Rango de Trabajo del PSD1



b)

### Rango de Trabajo del PSD2

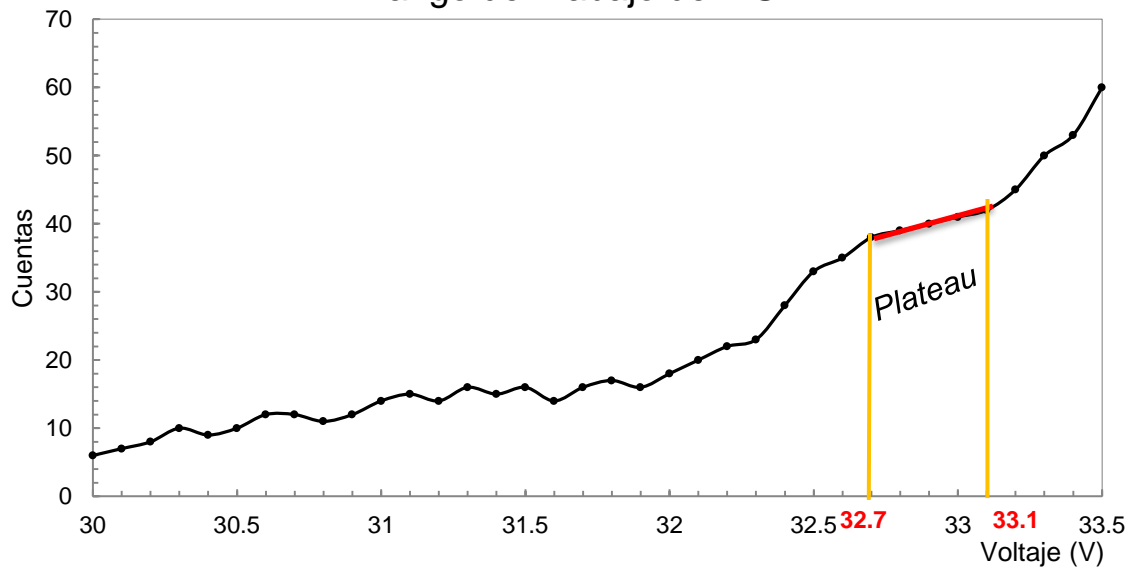


Figura 24.- Gráfico de número de cuentas obtenidas en función del voltaje aplicado. Se muestra la curva de Plateau, los voltajes dados en esta curva son los que se toman como el rango de trabajo del detector. En la Figura se muestra en rango del trabajo hallados para a) el PSD1 y b) el PSD2

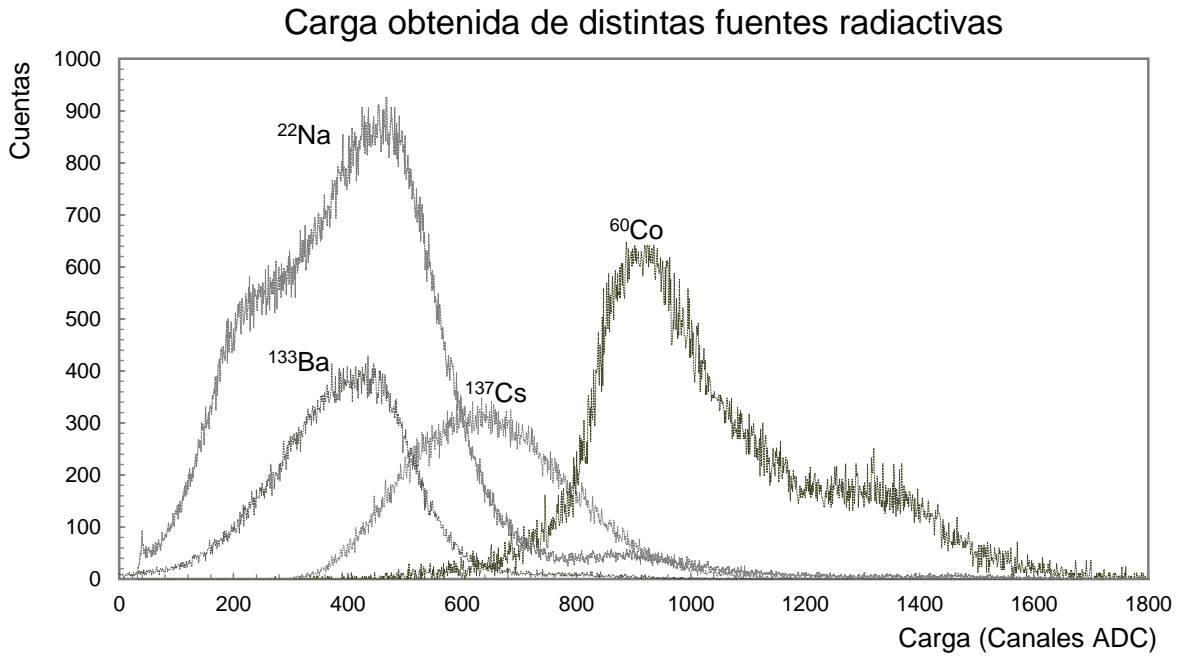


Figura 25.- Espectros de carga obtenidos para las fuentes radiactivas de  $^{22}\text{Na}$ ,  $^{60}\text{Co}$ ,  $^{133}\text{Ba}$ ,  $^{137}\text{Cs}$ .

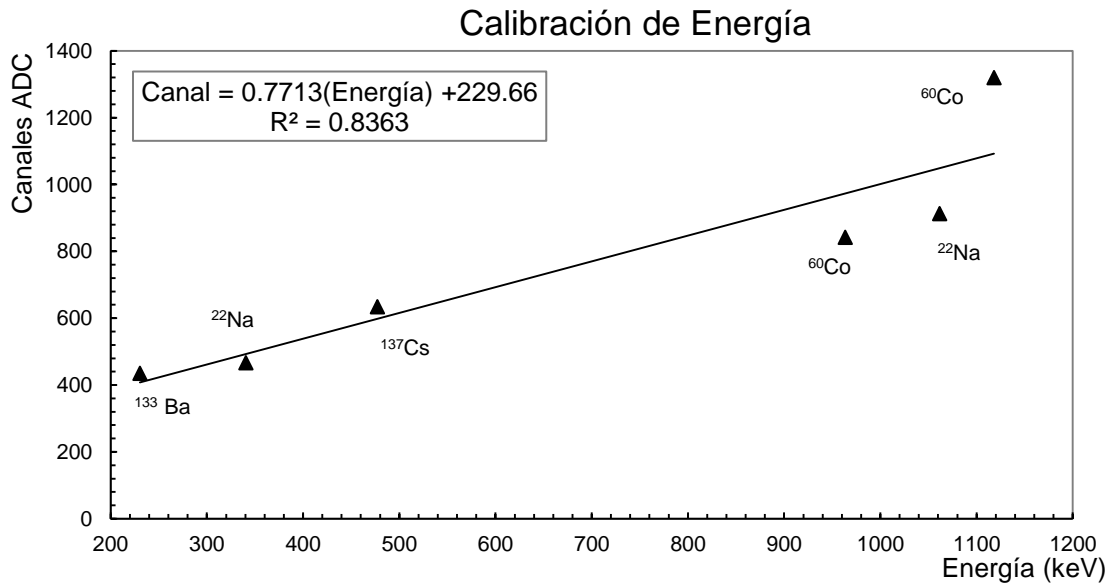


Figura 26.- Gráfico de Canales ADC en función de la energía. A partir del gráfico se realiza un ajuste lineal que da como resultado una ecuación para determinar la energía que le corresponde a cada canal ADC.

Tabla 3.- Datos obtenidos a partir de los espectros de carga de cada fuente radiactiva

Fuente Radiactiva	Hombro Compton (# de canal)	Energía (keV)	Energía Borde Compton (keV)	FWMH	Resolución FWHM [%]
<sup>133</sup> Ba	435	383.9	230.5	318	73.1034483
<sup>22</sup> Na pico 1	467	511	340.7	285	61.0278373
<sup>137</sup> Cs	634	661.7	477.4	311	49.0536278
<sup>60</sup> Co pico 1	842	1173.2	963.4	178	21.1401425
<sup>22</sup> Na pico 2	913	1274.5	1061.7	131	14.3483023
<sup>60</sup> Co pico 2	1320	1332.5	1118.1	150	11.3636364

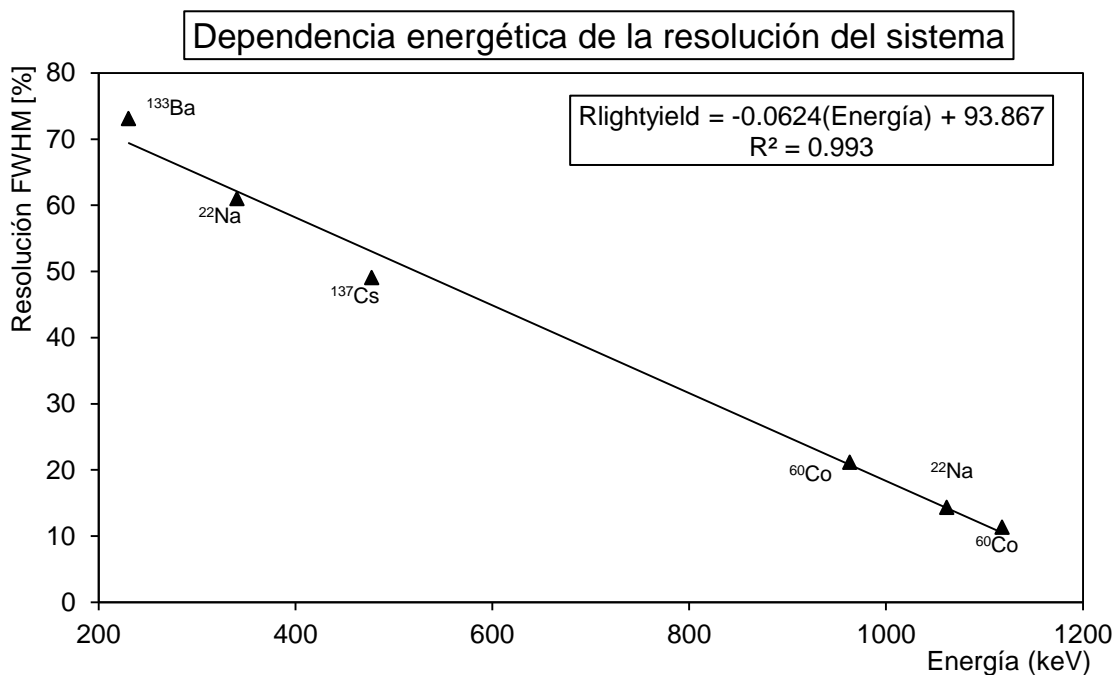
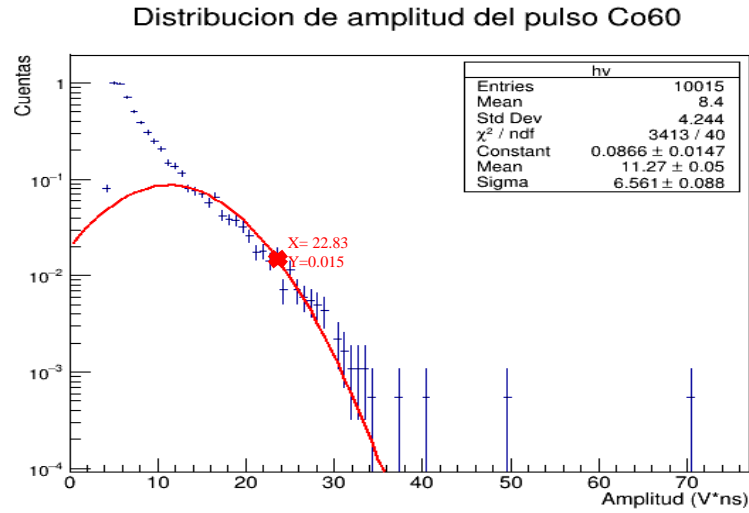
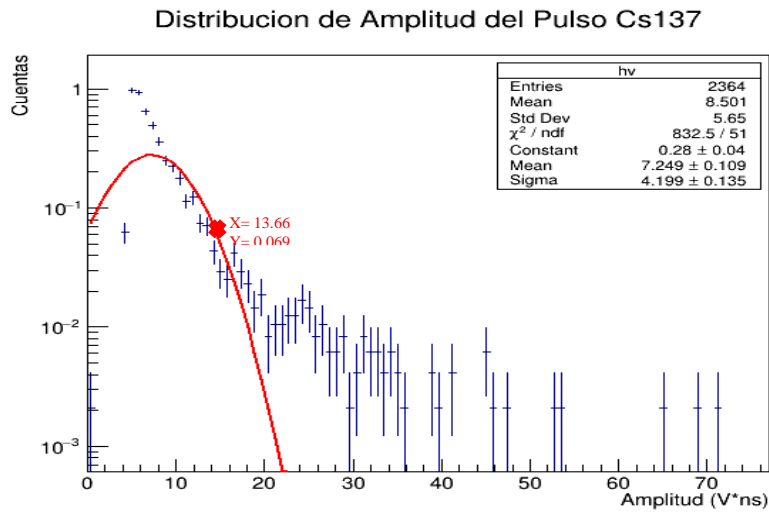


Figura 27.- El gráfico muestra como la resolución se encuentra en función de la energía. A mayor energía se tiene una menor resolución.

a)



b)



c)

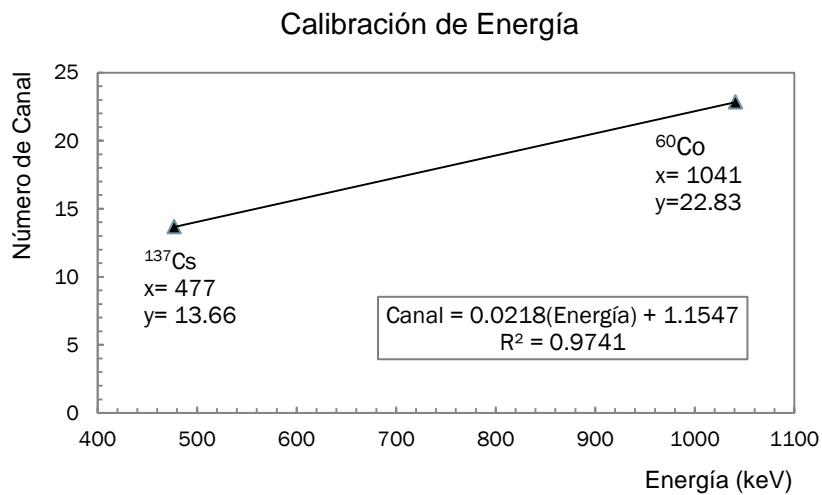
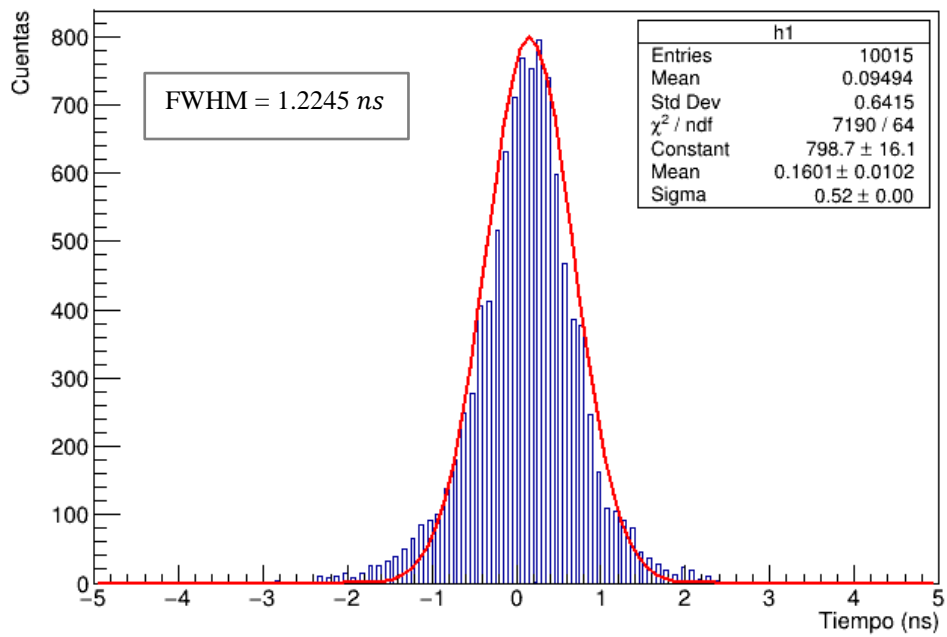


Figura 28.- Gráficos del número de cuentas en función del voltaje aplicado. Gráficos obtenidos al obtener medidas a) con rayos cósmicos, b) al colocar una fuente de  $^{60}\text{Co}$  y c) la calibración de energía a partir del gráfico a) y b).

a)

Distribucion Temporal (Tiempo de respuesta cosmicos)



b)

Distribucion Temporal (Tiempo de respuesta Na22)

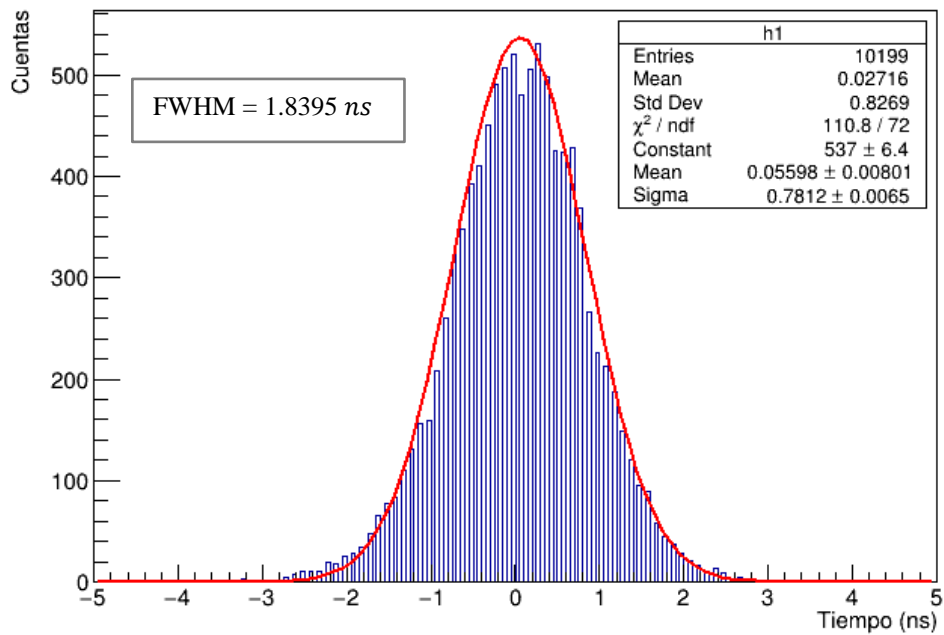


Figura 29. –Distribución temporal obtenida con a) rayos cósmicos y con b) una fuente radiactiva de  $^{22}\text{Na}$ .

## SIMULACION EN TOPAS

En Topas se simuló la geometría y composición del plástico centellador rectangular genérico y del plástico hexagonal BC-404. En el caso del primer plástico centellador se simuló utilizando el espectro de radiación de un plástico centellador fabricado en el Laboratorio de materiales de la Facultad de Ciencias Físico Matemáticas, esto debido a que no se conoce la composición de dicho plástico. También se simuló una fuente radiactiva y los rayos gamma que genera.

En la Figura del APENDICE B se muestran a detalle las características que fueron necesarias incluir en las simulaciones. Tales como el número de eventos que se generaron, la geometría del mundo, la ventana de visualización donde se muestra la geometría de los detectores y la fuente radiactiva de  $^{137}\text{Cs}$ , las características de la fuente como de los plásticos centelladores y otras más características.

En la Figura 30 se observan los resultados obtenidos de la simulación del plástico centellador genérico junto la fuente radiactiva de  $^{137}\text{Cs}$ . Para esta simulación se generaron 100000000 eventos (historias), se construyó un filtro (Filtro1) con el fin de que solo se permitiera el paso de rayos gamma y se agregó un espacio fase (PhSp) para que cumpliera la función de un detector y contara las interacciones generadas en la superficie superior en el eje Z del plástico centellador. Estas consideraciones se pueden observar al termino de la simulación al abrirse una ventana con la información de los eventos que se generaron, ver Figura 30b). En las simulaciones posteriores se repite el mismo proceso y para cada una se obtiene la información de los eventos generados así como la de los tiempos transcurridos. Como resultado de las simulaciones se obtienen los valores que se muestran en la Tabla 4. Se observa que los únicos valores que no cambian en cada simulación son los valores de historias generadas y de energía cinética máxima para gammas (que es el valor de energía de decaimiento para Rayos Gamma en  $^{137}\text{Cs}$ ). En cuanto a los demás valores, o sea, historias originales que alcanzan el espacio Fase (Hist.Orig. En el PhSp), número de partículas almacenadas (No. De partículas almacenadas), número de electrones (No. De electrones), número de gammas (No. De gammas), energía cinética mínima para electrones y gammas y la energía cinética máxima para electrones; para estos parámetros se observa que todos los valores del 1er Detector son cantidades mayores comparadas con las simulaciones de los otros detectores. A esto se lo adjudicamos a que el área del detector es mayor que la de los demás detectores simulados. Por otro lado se observan que, en su mayoría, los valores de los 2 Detectores con el Scorer 1 y 2 son muy similares entre sí debido a que sus características son las mismas y a que se encuentran a la misma distancia de la fuente. Finalmente haciendo una comparación de la simulación de los 2 Detectores con la del 2do Detector, se observa que los valores en la simulación del 2do Detector son menores que es lo esperado ya que conforme se aumenta el número de detectores con la mismas características alrededor de la fuente radiactiva, en el conteo global habrá un aumento en los valores obtenidos.

En la Tabla 4, también es posible observar los tiempos que fueron necesarios para que las simulaciones se llevaran a cabo. En caso de necesitar una simulación con una mayor cantidad de eventos, estos datos pueden servir para predecir el tiempo que tardarían las simulaciones.

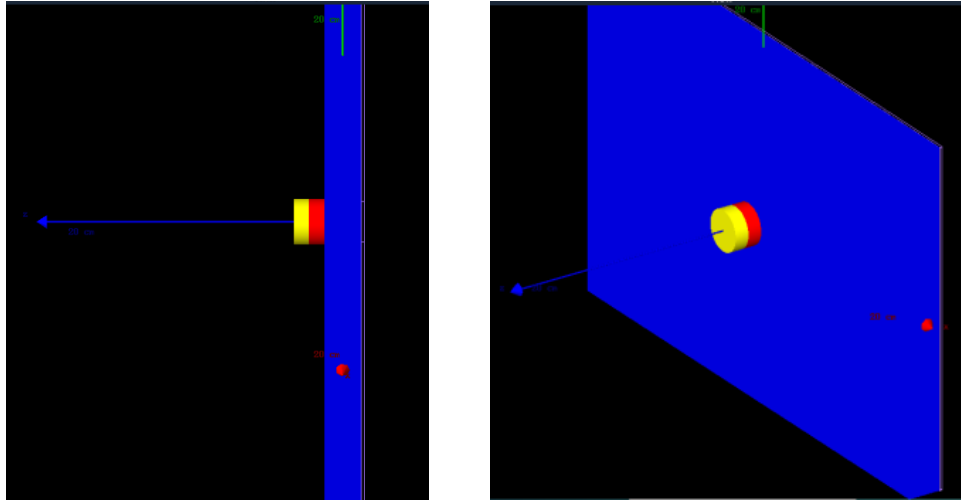
Tabla 4.- Información obtenida de la simulaciones realizadas en TOPAS

Información de los eventos generados										
Simulación	1er Detector			2do Detector			2 Detectores Scorer1		2 Detectores Scorer2	
Historias generadas	100000000			100000000			100000000		100000000	
Hist. Orig. En el PhSp.	31593589			7799523			1073421		1070707	
No. De partículas almacenadas	31688225			7811303			1074791		1072068	
No. De electrones	111494			29652			4168		4121	
No. De gammas	31576731			7781651			1070623		1067947	
$E_{cmínima}$ electrones (MeV)	0.000139485			0.00017266			0.000747547		0.00027959	
$E_{cmínima}$ gammas (MeV)	0.00148921			0.00105557			0.00267329		0.00379251	
$E_{cmáxima}$ electrones (MeV)	0.648086			0.476709			0.605685		0.606762	
$E_{cmáxima}$ gammas (MeV)	0.6617			0.6617			0.6617		0.6617	
Tiempos transcurridos										
Simulación	Usuario (s)			Real (s)			Sistema (s)			
	1era	2da	3era	1era	2da	3era	1era	2da	3era	
Lectura	0.0	0.01	0.01	0.04	0.03	0.06	0.0	0.0	0.0	
Inicio	0.02	0.03	0.05	0.07	0.08	0.31	0.0	0.0	0.01	
Ejecución	11674	7688.45	6921.74	13428.1	8416.28	7703.84	370.24	382.13	381.06	
Final	0.13	0.05	0.08	0.46	0.053	0.44	0.0	0.0	0.0	
Total	11674.3	7688.54	6921.88	13428.7	8416.92	7704.65	370.24	382.13	381.07	

Además de esta información también se obtuvieron dos gráficos, ambos del posicionamiento de las partículas detectadas en el PSD1; uno es a lo largo del eje X y el otro a lo largo del eje Y, ver Figura 30c), en ambos es posible ver que las partículas se concentran en el centro del PSD1. Se obtuvo un tercer gráfico que muestra el tiempo de vuelo, el tiempo que tardan las partículas en atravesar el detector, ver Figura 30 d). En este gráfico se observa que el tiempo de vuelo promedio es de 0.1309 ns con un sigma de  $0.04429 \pm 0.00001$  ns.

En las simulaciones posteriores se tomaron en cuenta todas las consideraciones antes mencionadas de la primera simulación. En la Figura 31 se observa la visualización y los resultados obtenidos de la simulación del plástico centellador BC-404, se muestran los dos gráficos de posicionamiento de las partículas, así como el gráfico de tiempo de vuelo. El tiempo de vuelo para esta simulación fue el mismo que el de la primera simulación, esto debido a que a propósito se simuló la misma altura en la simulación de los dos detectores. Para así concluir que aunque se simularon materiales distintos el tiempo de vuelo se mantuvo igual.

Finalmente se tomaron las características del plástico centellador BC-404 y se realizó una simulación con dos de estos plásticos BC-404 y los resultados de esta simulación se pueden observar en la Figura 32. En este caso, el tiempo de vuelo no fue el mismo que la simulación anterior debido a que la posición de la fuente fue modificada.



3. En la Figura de arriba se observa el plástico centellador (color azul) junto a la fuente radiactiva de Cs con revestimiento (cilindros de color azul y rojo). Del lado izquierdo se muestra la imagen de perfil mientras que del lado derecho se muestra la imagen de frente.

```

TOPAS run sequence complete.
Particle source Demo: Total number of histories: 100000000

Scorer: Filtrol
Contents has been written to file: topas.root
Scored in component: Medium1

Scorer: PhSp
Contents has been written to file: topas.root
Scored on surface: Medium1/ZPlusSurface

Number of Original Histories: 100000000
Number of Original Histories that Reached Phase Space: 31593589
Number of Scored Particles: 31688225

Number of e-: 111494
Number of gamma: 31576731

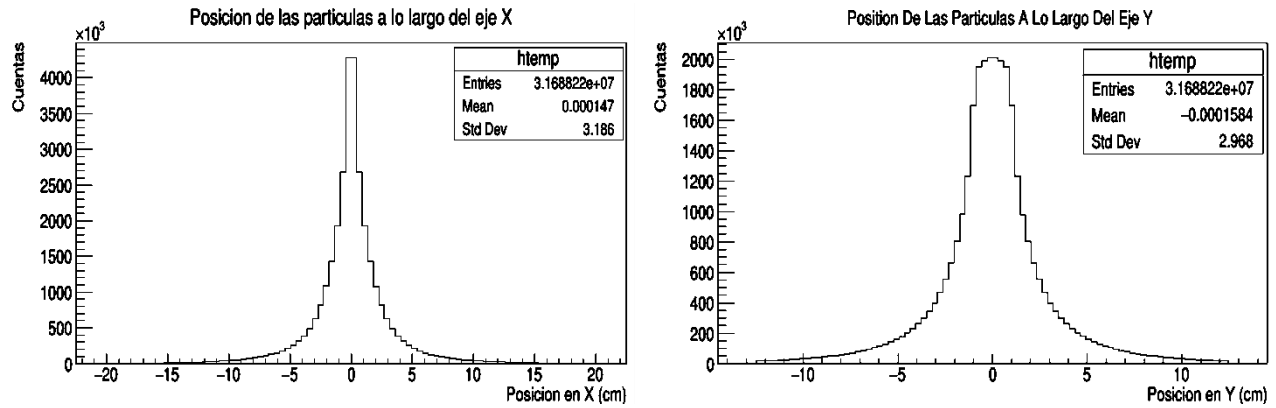
Minimum Kinetic Energy of e-: 0.000139485 MeV
Minimum Kinetic Energy of gamma: 0.00148921 MeV

Maximum Kinetic Energy of e-: 0.648086 MeV
Maximum Kinetic Energy of gamma: 0.6617 MeV

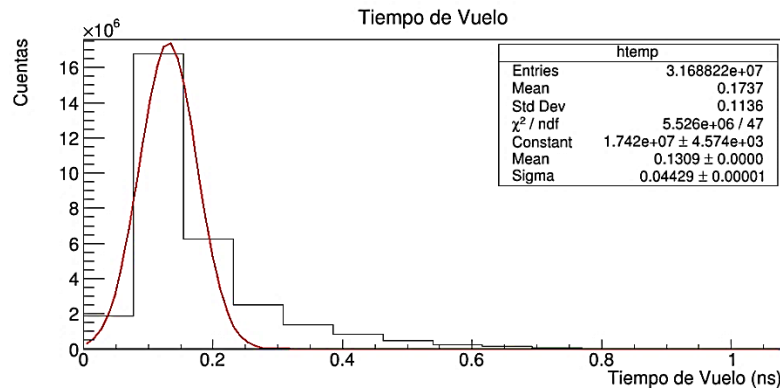
Elapsed times:
Parameter Reading : User=0s Real=0.04s Sys=0s
Initialization: User=0.02s Real=0.07s Sys=0s
Execution: User=11674.2s Real=13428.1s Sys=370.24s
Finalization: User=0.13s Real=0.46s Sys=0s
Total: User=11674.3s Real=13428.7s Sys=370.24s

```

4. Al terminar la secuencia TOPAS muestra el número de historias simuladas, número de partículas almacenadas dentro de estas nos muestras cuantas fueron electrones y cuantos rayos gammas generados, además muestra la energía cinética mínima y máxima alcanzada por cada una de estas. Al final muestra los tiempos transcurridos.



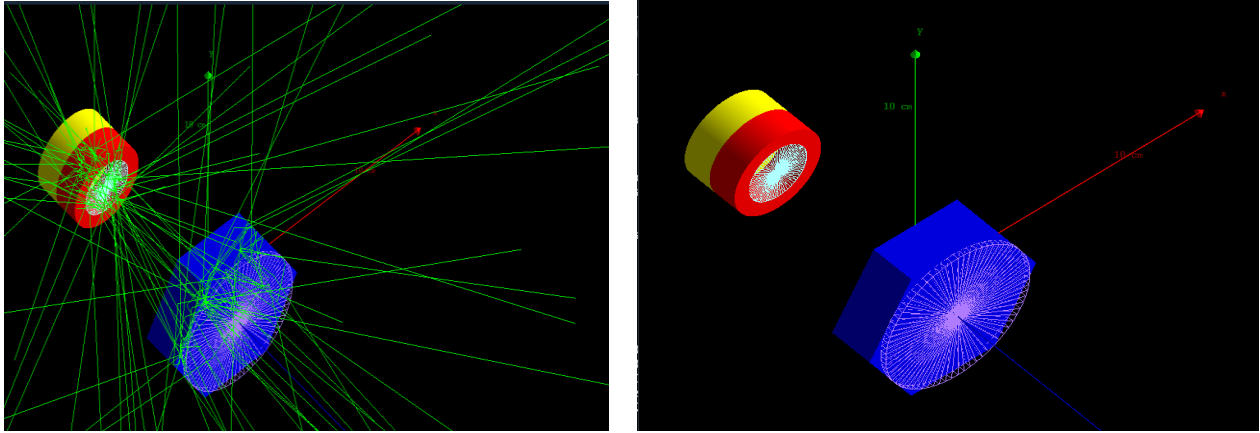
5. Gráficos del posicionamiento de las partículas detectadas en el PSD1 a lo largo del eje X (Gráfica del lado izquierdo) y del eje Y (Gráfica del lado derecho de la Figura). En ambos gráficos se observa que las partículas se van acumulando en el mismo lugar en donde se colocó la fuente radiactiva, o sea, en el centro del PSD1.



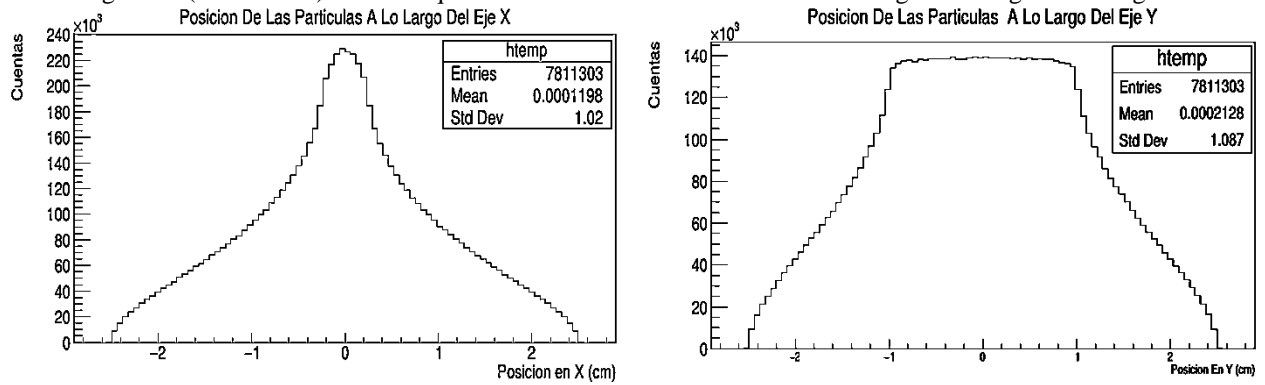
6. Gráfica del tiempo del vuelo, el tiempo que tardaron las partículas en atravesar el detector. Las partículas les tomo un tiempo promedio de 0.1309 ns para atravesar el detector.

**Figura 30. – Simulación del plástico centellador ruso (el PSD1) y las gráficas obtenidas. A) Visualización gráfica de cada componente de la simulación, b) Información obtenida de la simulación, c) y d) muestran la posición que toman las partículas en la superficies del PSD1 en el eje X y el eje Y, respectivamente; y finalmente e) se muestra el tiempo de vuelo de las partículas.**

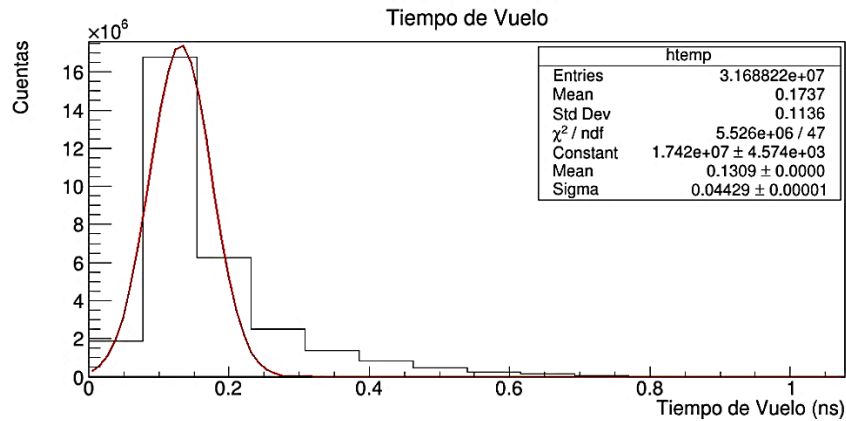
Observando las distribuciones de las partículas tanto en el eje X como en el eje Y de todas las simulaciones es posible notar que esta depende de la forma de los detectores como de la ubicación de la fuente.



- a) En la Figura se muestra el PSD2 (color azul) y la fuente radiactiva de  $^{137}\text{Cs}$  con revestimiento (cilindros amarillo y rojo) separados unos cuantos centímetros. Del lado izquierdo se ve la imagen de los rayos gamma (color verde) mientras que del lado derecho solo se muestra la imagen de las geometrías generadas.

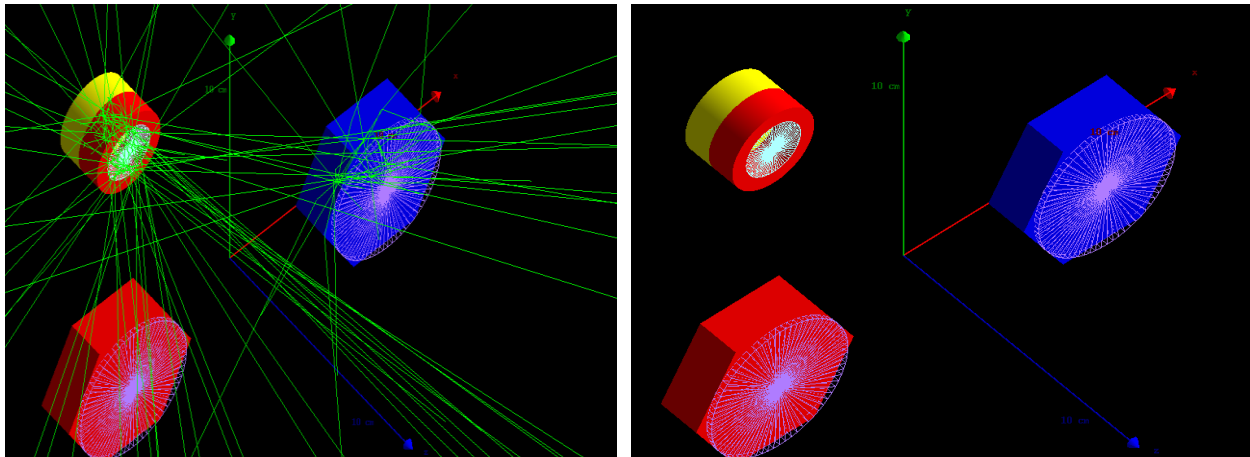


- b) Gráfico del posicionamiento de las partículas detectadas en el PSD2 a lo largo del eje X. Gráfico del posicionamiento de las partículas detectadas en el PSD2 a lo largo del eje Y.

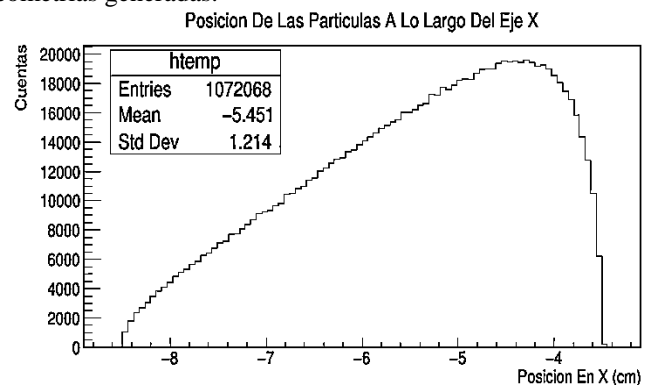
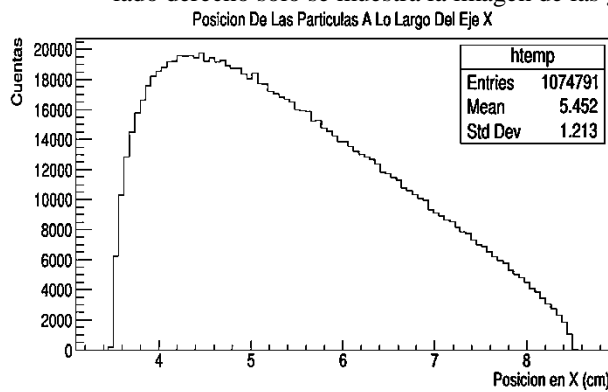


- c) Gráfica del tiempo del vuelo, el tiempo que tardaron las partículas en atravesar el detector. Las partículas les tomo un tiempo promedio de 0.1309 ns para atravesar el detector.

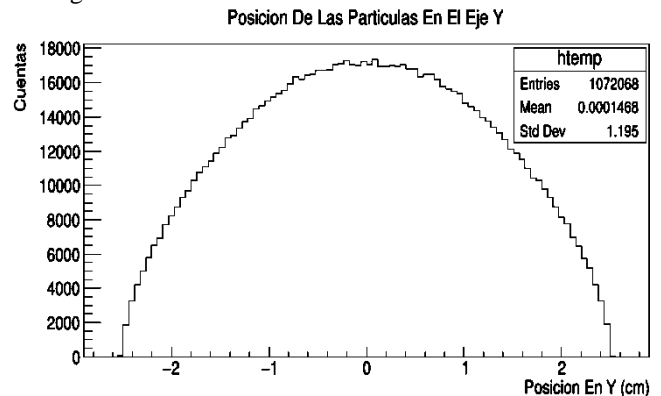
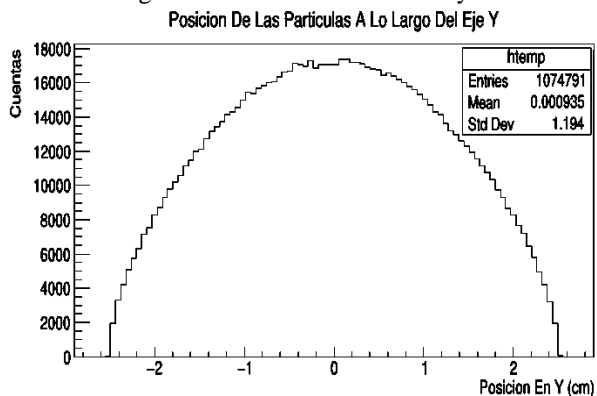
**Figura 31.** –Simulación del plástico centellador BC-404 (el PSD2) y las gráficas obtenidas. A) Visualización gráfica de cada componente de la simulación, b) Información obtenida de la simulación, c) y d) muestran la posición que toman las partículas en la superficie del PSD2 en el eje X y el eje Y, respectivamente; y finalmente e) se muestra el tiempo de vuelo de las partículas.



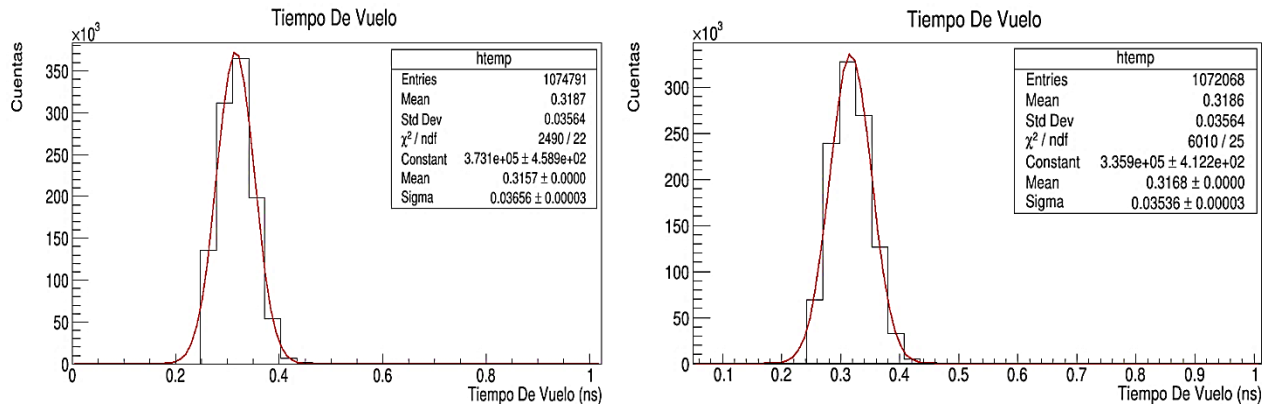
- a) En la Figura de arriba se observa dos PSD2 de forma hexagonal (uno de color azul y el otro de color rojo) y la fuente radiactiva de Cs con revestimiento (cilindros de color azul y rojo) alejada unos cuantos centímetros de los PSD2. Del lado izquierdo se muestra la imagen de los rayos gamma mientras que del lado derecho solo se muestra la imagen de las geometrías generadas.



- b) Gráfico del posicionamiento de las partículas detectadas en el PSD1 a lo largo del eje X, del lado izquierdo el gráfico obtenido del Scorer 1 y del lado derecho el gráfico obtenido del Scorer 2.



- c) Gráfico del posicionamiento de las partículas detectadas en el PSD1 a lo largo del eje Y, obtenido del Scorer 1. Gráfico del posicionamiento de las partículas detectadas en el PSD1 a lo largo del eje Y, obtenido del Scorer 2.



d) Gráfica del tiempo del vuelo. El tiempo que tardaron las partículas en atravesar el PSD2 con Scorer1 fue de 0.3157 ns. El tiempo que tardaron las partículas en atravesar el PSD2 con Scorer2 fue de 0.3168 ns.

Figura 32. – Simulación de dos plásticos centelladores BC-404 y las gráficas obtenidas. a) Visualización gráfica de cada componente de la simulación obtenida, b) y c) muestran la posición en el eje X que toman las partículas en la superficie de cada plástico centellador, con scorer 1 y scorer 2 respectivamente; d) y e) muestran la posición en el eje Y que toman las partículas en la superficie de cada plástico centellador, con scorer 1 y scorer 2 respectivamente. Finalmente f) y g) se muestra el tiempo de vuelo de las partículas, para el scorer 1 y el scorer 2 respectivamente.

# CAPÍTULO 5

---

## DISCUSION Y CONCLUSIONES

En este Capítulo se presenta un breve resumen de los resultados obtenidos en el Capítulo 4, así como un análisis de los mismos. Para cada prueba experimental se realiza una discusión sobre el significado del resultado obtenido y a partir de dicha discusión se continúa con la conclusión a la que finalmente se llegó.

Para la primera prueba experimental se logró obtener la curva de Plateau lo cual permitió determinar el rango de voltaje en el que nuestros PSDs trabajan de forma más eficiente, este rango de voltaje va de 32.6 a 33.2. A partir de obtener dicho rango se prosiguió a escoger un voltaje dentro de este para así continuar con las siguientes pruebas experimentales, realizar esta parte fue de gran importancia ya que el voltaje que se eligió fue el que se utilizó en cada práctica experimental posterior. Finalmente el criterio utilizado para determinar con que voltaje trabajar: fue el hecho de que al realizar distintas pruebas la capacidad de detección del detector va disminuyendo, lo que provoca una necesidad de aumentar el voltaje aplicado al detector para contra restar la disminución de dicha detección. Entonces conforme pasa el tiempo eventualmente la curva de Plateau se va a desplazar a valores de voltaje más altos, es por eso que se escogió el voltaje de la curva de Plateau más alto pero que no fuera el que se encontrara en el límite de dicha curva, pensando también en que el valor que se encuentra en el borde de la curva no es tan viable. El valor del borde superior de la curva no se toma en cuenta, ya que pueden existir errores no considerados en la toma de datos experimentales que contribuyan a colocar dicho valor en la curva de Plateau sin que necesariamente este sea parte del rango de valores en el que se optimiza el funcionamiento del detector. Por todo esto, es que, el rango de voltaje de trabajo que se escogió para nuestro PSD fue el de 33.1 V. También se notó que independientemente del plástico con el que se trabajó el rango de trabajo siguió siendo el mismo.

En esta primera parte experimental también fue posible obtener la eficiencia para cada uno de nuestros detectores, obteniendo eficiencias de  $(57.4 \pm 12.1) \%$  y  $(76.1 \pm 9.3) \%$  para el PSD1 y el PSD2 respectivamente. Notamos que el PSD2 muestra una mayor eficiencia, esto debido al plástico centellador con el que se trabajó el BC-404, que muestra una mayor eficiencia. A partir de esto podemos decir que para pruebas experimentales en las que se utilicen energías de hasta 1 MeV es posible utilizar el PSD2 y con energías mayores es posible que su eficiencia aumente. En el caso del PSD1 se descarta la posibilidad de utilizarlo en experimentos en donde se utilicen energías menores a 1MeV, debido a su baja eficiencia en esas energías.

Una vez que se obtuvo el voltaje óptimo de operación se continuó con las siguientes pruebas experimentales. En la segunda prueba se obtuvieron los espectros de carga de distintas fuentes radiactivas y con estos espectros fue posible obtener dos resultados experimentales importantes. El primero fue la obtención de una ecuación que permite determinar el valor de la energía que le corresponde a cada número de canal del QDC, a partir del valor del coeficiente de determinación lineal, que es 0.834, es posible decir que el ajuste es bueno ya que el valor es muy cercano a uno. Por lo tanto la ecuación es viable para describir la relación que existe entre la energía y los canales del QDC. El segundo resultado obtenido en esta prueba nos permitió verificar la linealidad del sistema en función de la energía, en este resultado se obtuvo un coeficiente de determinación lineal de 0.993, además se observa que la resolución de energía relativa del FMHW porcentual del sistema disminuye conforme la energía va en aumento.

En la tercera prueba experimental se muestran dos espectros de altura, se obtuvo la ecuación que determina el valor de la energía que le corresponde a cada amplitud del espectro de altura. La relación lineal es muy buena teniendo un coeficiente de determinación lineal de 0.9741, aunque se está consciente de que esto se debe a que solo se obtuvieron los valores de dos fuentes. Al observar las gráficas podemos decir que con este método resulta más complicado obtener espectros continuos en los que sea más fácil distinguir los bordes Compton, por lo que para que este sea más confiable se necesita obtener una mayor cantidad de eventos. En nuestro caso la cantidad de eventos obtenidos se limitó al tiempo de trabajo del Osciloscopio y ya que solo fue posible trabajar con este durante 8 hrs continuas los espectros se vieron afectados. A pesar de no distinguir claramente los bordes Compton, aun así fue posible determinarlos y encontrar una relación de la coordenada de amplitud con la energía. Para mejorar esta prueba experimental como se mencionó anteriormente se debe tomar una mayor cantidad de eventos por cada fuente radiactiva y también la prueba se debe de realizar a más de dos o tres fuentes radiactivas.

Dentro de la misma tercera prueba experimental se obtuvieron dos gráficos de distribución de diferencias temporales, obteniendo un valor  $FWMH = 1.2245 \text{ ns}$  para rayos cósmicos y un valor de  $FWMH = 1.8395 \text{ ns}$  para  $^{22}\text{Na}$ . Con lo que podemos concluir que cuando al detector es expuesto ante una fuente radiactiva la resolución temporal disminuye, por lo tanto cuando la energía de rayos gamma va en aumento entonces la resolución temporal resulta ser menor.

Posterior a las pruebas experimentales se tienen los resultados obtenidos de la simulación en TOPAS. A partir de estos resultados se deduce que estos se encuentran en función de la geometría de los detectores simulados, así como la ubicación de las fuentes. Este resultado era el esperado ya que en un principio se dedujo, que independientemente del material, el número de electrones como de rayos gamma y sus energías cinéticas serían mayores conforme el área del detector fuera aumentada. En cuanto a los gráficos del posicionamiento de las partículas, se observa que estos toman en cierta forma la proyección del detector como si fuese su sombra, por lo que estos gráficos se encuentran en función de la geometría del detector y del posicionamiento de la fuente radiactiva. De esta simulación, se concluye que como primer acercamiento a TOPAS se logró el objetivo de simular las características generales de la fuente y del detector. Además en un futuro esta simulación se puede tomar como base para simular los espectros de carga como de amplitudes obtenidas experimentalmente y así validar dicha simulación.

## APÉNDICE A

### Materiales Para Crear El Sistema De Detección De Radiación

Para la construcción de los detectores de radiación se usaron varios materiales, estos se muestran en la Figura 35 y se mencionan a continuación:

1. Plástico centellador genérico rectangular con medidas de 19.5 x 12.5 x 1.2 cm<sup>3</sup>
2. Plástico centellador BC-404 hexagonal con una apotema de 2.5 cm y una altura de 1 cm
3. Alcohol Isopropilico
4. Gasas y pañuelos desechables
5. Papel Lija
6. Crema para pulir
7. Papel Mylar y papel Negro
8. Grasa óptica (Rhodorsil pasta 7)
9. Tarjeta con circuito integrado y SiPM (MicroF-SMTPA)

La mayoría de estos materiales se encontraban a nuestra disposición en el laboratorio de partículas de la Facultad de Ciencias Físico-Matemáticas de la BUAP, casi todos a excepción de la tarjeta con circuito integrado en donde realizar el acoplamiento del SiPM. Es por eso que fue necesario realizar nuestra propia tarjeta para la que se necesitaron los siguientes materiales, ver Figura 33:

- a) Plantilla del circuito, placa de cobre, ácido férrico y 1 plancha.
- b) Resistencias 51Rohm
- c) Capacitores
- d) 2 Lemo's EPK 00
- e) Conectores 2EDGK-5.08 4P cierre pin vertical
- f) Pines header hembra
- g) Estación de soldadura, con estaño y pasta de soldar.
- h) 1 metro de cable café, 1 metro de cable amarillo y 2 bananas (1 roja y 1 negra)
- i) Multímetro

Los pasos que se siguieron para la construcción de la tarjeta fueron los siguientes (ver Figura 34):

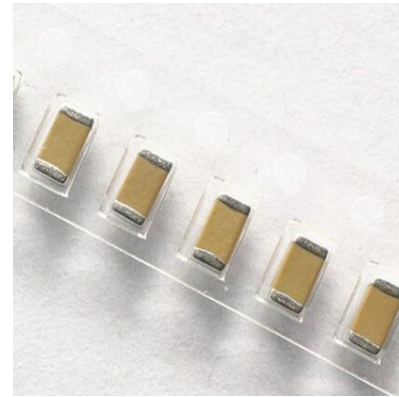
1. Colocar la plantilla sobre la placa de cobre y pasar una plancha caliente para que el diseño se quede impreso en la placa.
2. Una vez que la placa tiene el diseño impreso, se prosigue a colocarla en un traste con ácido férrico, antes de esto se cubre con masking los lugares de la placa que se desea conserven el cobre. El ácido férrico debe cubrir por completo a la placa, mientras uno debe de mover constantemente el traste para así quitar el cobre que no se desee y que el circuito quede grabado en dicha placa.



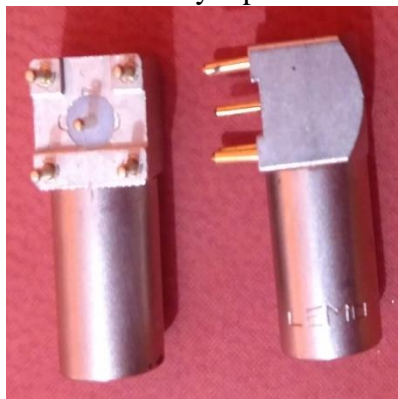
a) Plantilla del circuito, placa de cobre, ácido férrico y 1 plancha.



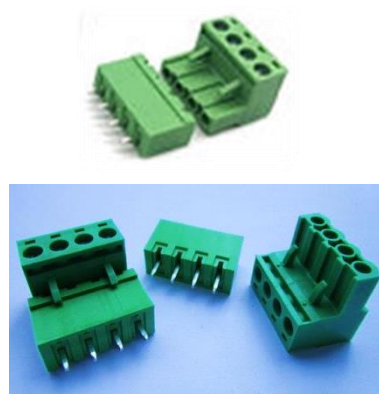
b) 2 Resistencias SMD Chip de 51  $\Omega$ .



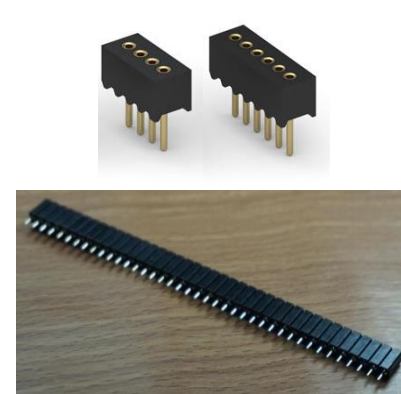
c) Capacitores SMD 10nF.



d) 2 Lemo's EPK 00.



e) Conectores 2EDGK-5.08 4P cierre pin vertical.



f) Pin header hembra 2.14 mm.



g) Estación de soldadura.



h) 1m de cable café y 1 de cable amarillo y 2 bananas.



i) Multímetro.

Figura 33.- Materiales utilizados en la elaboración de la placa con circuito integrado.

1. Con el diseño grabado en la placa, se prosigue a limpiar la placa con un poco de agua y con una lija se quita la tinta que se quedó adherida.
2. Una vez que la placa se encuentra lista y con el diseño deseado se prosigue a la colocación de los distintos elementos de la placa. Se solda cada componente, estos son: capacitores, resistencias, lemo's, conectores y pines.
3. Con todos los componentes colocados en la tarjeta se prosiguió a verificar con un multímetro la funcionalidad de la tarjeta, checando que existiera continuidad entre cada elemento.
4. Finalmente se coloca la SiPM para verificar con un osciloscopio que se observan las señales. En la Figura 34 (paso 6) se observa como el detector generaba dos señales una *señal slow* (la señal azul) y una *señal fast* (la señal amarilla).



1. Adherir el diseño sobre la placa de cobre.



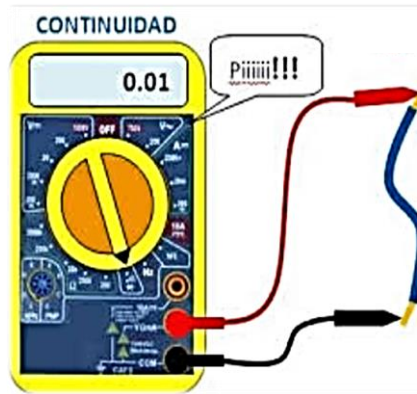
2. Corrosión del cobre que no se desea para grabar el diseño.



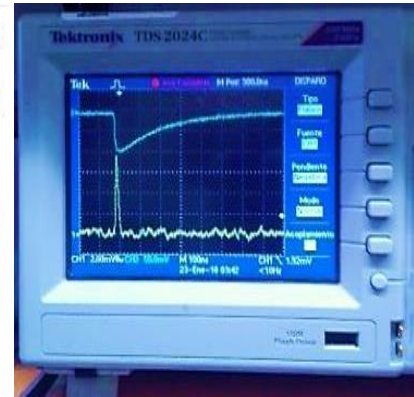
3. Limpieza de la placa.



4. Soldar los componentes a la placa.



5. Medir la continuidad entre componentes.



6. Verificar que se observan las señales.

Figura 34.- Pasos a seguir para la construcción de tarjeta con circuito integrado.

Todos estos pasos se repitieron en la construcción de una segunda tarjeta que sirvió para el segundo detector, con la diferencia que se mandó a fabricar la placa con el diseño ya impreso y solo hubo que soldar los componentes. Una vez que se tuvo listas las tarjetas con circuito integrado se siguió una serie de pasos para ensamblar todos los materiales en un inicio mencionados y así tener como resultado final dos detectores de plástico centellador (PSD), en la siguiente sección se menciona el procedimiento que se siguió.

### **Construcción Del Detector**

Con todos los materiales antes mencionados pasamos a la construcción de los PSD's y a continuación mencionamos la metodología que se siguió, describiéndola paso a paso.

- 1) Antes que nada la superficie del plástico centellador tenía que estar lo más pulcra e uniforme posible sin alguna ralladura que afectara de manera considerable la transmisión de fotones y por ende influyera en los resultados obtenidos. Es por esto que lo primero a realizar fue *lijar, lavar y pulir* el plástico centellador. Para este propósito utilizamos un poco de agua, alcohol isopropílico, pasta para pulir, gasas y pañuelos desechables.
- 2) Una vez listo el plástico centellador, se prosiguió a forrarlo. Para esto se forro con 3 capas de papel Mylar, lo que permite que se escape una cantidad mínima de fotones al exterior del plástico y que a su vez la mayor cantidad de los fotones sean reflejados dentro del mismo plástico y sean captados por el detector. Después de estas capas de papel Mylar se forro el plástico con 2 capas de papel negro, esto para evitar que la luz ambiental interfiera con los resultados obtenidos, ya que los fotones de esta luz pueden hacer que una señal detectada se vea diferente a la original.
- 3) Con el plástico centellador forrado el siguiente paso fue acoplarlo a la tarjeta con el SiPM, para esto se tuvo que realizar una pequeña abertura en el forro con una forma de rectángulo de un tamaño de 10 x 10 mm. Esta abertura es necesaria ya que permite que los fotones escapen libremente del plástico centellador y por lo tanto es aquí donde se coloca el detector SiPM, el cual tiene las mismas dimensiones de la abertura por lo que todo fotón que salga por ese espacio será inmediatamente detectado por el SiPM.
- 4) Antes de colocar el SiPM en la abertura antes mencionada fue necesario poner una capa de grasa óptica, esta grasa permite que exista un mejor contacto entre el plástico centellador y el SiPM. Lo cual permite una mayor colección de fotones ya que evita que haya un reflejo interno en el lado del centellador frente al detector. Con la grasa óptica en la abertura se prosigue a colocar el SiPM y para evitar que se mueva de su lugar se fija con un poco de plastilina.
- 5) Posteriormente se coloca la tarjeta con circuito integrado y para mantener cada componente lo más fija posible y que no se pierda el contacto entre el plástico centellador y la SiPM, se utilizó cinta de aislar. Y es así como se construyó nuestro PSD.

- 6) Finalmente se colocó dentro de una caja al PSD y a su vez se cubrió con 3 bolsas negras y 1 tela negra. Esto se hizo para que la luz ambiental no afectara las mediciones.



(a) Plástico centellador rectangular



(b) Plástico centellador hexagonal



(c) Alcohol Isopropilico



(d) Gasas y pañuelos desechables



(e) Lija



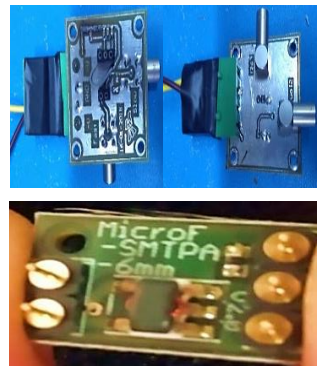
(f) Pasta Para Pulir



(g) Papel Mylar y Papel Negro



(h) Grasa Óptica

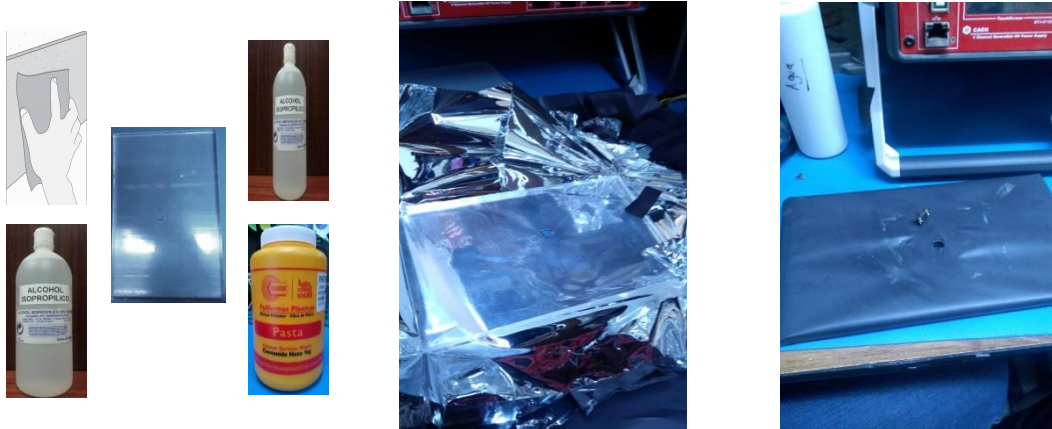


(i) Tarjeta con SiPM

Figura 35.- Materiales que se usaron para la construcción de la configuración de detección.

Los pasos de construcción del PSD, los mencionados anteriormente, se pueden observar de forma esquemática en la Figura 36.

Para la construcción del segundo detector se siguió el mismo procedimiento, con la diferencia de que se utilizó otro plástico centellador, este plástico fue un BC-404 con forma hexagonal y también de que se le colocó dos SiPM's.



**(1) Lijar, limpiar y pulir el plástico centellador (PC)**

**(2) Forrado de PC con 3 capas de papel mylar y dos de papel negro**

**(3) Realizar una abertura de 10x10 mm en el forrado**



**(4) Colocación del SiPM en el plástico centellador**



**(5) Fijar el arreglo**



**(6) Colocar el detector en una caja negra.**

**Figura 36.- Pasos que se siguieron en la construcción de nuestro detector de plástico centellador (PSD).**

## APÉNDICE B

En las siguientes imágenes se muestra el código utilizado en Topas para recrear la tercer simulación, la cual consta de dos PSD2 y una fuente radiactiva de  $^{137}\text{Cs}$ .

<p>Se manda a llamar archivo con ciertas características ópticas.</p> <p>Se da el número de historias a generar.</p>	<p style="font-size: 2em;">{</p>	<pre># Demonstrates optical behavior in a plastic scintillator  includeFile = OpticalMaterialSample.txt i:Ts/SequenceVerbosity = 1 # Establecer en un entero mas grande para ver los detalles de la secuencia de ejecucion de TOPAS b:Ts/CheckForOverlaps = "True" # Verificacion de superposicion i:So/Demo/NumberOfHistoriesInRun = 10000</pre>
<p>Propiedades geométricas del mundo donde se genera la simulación.</p>	<p style="font-size: 2em;">{</p>	<pre># GEOMETRY WORLD d:Ge/World/HLX = 20 cm d:Ge/World/HLY = 20 cm d:Ge/World/HLZ = 20 cm s:Ge/World/Material = "Air" b:Ge/World/Invisible = "True"</pre>
<p>Ordenes que se realizaran al finalizar la simulación.</p>	<p style="font-size: 2em;">{</p>	<pre># SEQUENCE b:Ts/PauseBeforeQuit = "True" b:Ts/ShowCPUtime = "True" # Muestra el tiempo de cpu utilizado en varias fases de la simulacion i:Ts/ShowHistoryCountAtInterval = 1 # La frecuencia con la que se imprime el conteo de historia en la consola</pre>
<p>Propiedades de la ventana donde aparece de forma visual la simulación.</p>	<p style="font-size: 2em;">{</p>	<pre># VISUALIZATION s:Gr/view/Type = "OpenGL" i:Gr/view/WindowSizeX = 1000 i:Gr/view/WindowSizeY = 600 d:Gr/view/Theta = 60. deg d:Gr/view/Phi = 120. deg b:Gr/view/IncludeAxes = "True" s:Gr/view/AxesComponent = "World" d:Gr/view/AxesSize = 10 cm u:Gr/view/Zoom = 2 #b:Gr/view/CopyOpenGLToPDF = "True"</pre>
<p>Lista de propiedades físicas que se necesitan para la simulación.</p>	<p style="font-size: 2em;">{</p>	<pre># PHYSICS LIST s:Ph/ListName = "Optical" s:Ph/Optical/Type = "Geant4_Modular" sv:Ph/Optical/Modules = 2 "g4em-standard_opt3" "g4optical"</pre>
<p>Ordenes que se necesiten para generar un filtro en un PSD, solo para permitir el paso de ciertas partículas</p>	<p style="font-size: 2em;">{</p>	<pre># FILTRO 1 s:Sc/Filtro1/Quantity = "OpticalPhotonCount" s:Sc/Filtro1/Component = "Medium1" s:Sc/Filtro1/OutputType = "root" #ASCII s:Sc/Filtro1/OutputFile = "Filtro1" s:Sc/Filtro1/IfOutputFileAlreadyExists = "Overwrite" sv:Sc/Filtro1/OnlyIncludeParticlesFromComponent = 1 "Medium1"</pre>

Órdenes para generar un scorer en el PSD2, que hará la función de detector.

```
# SCORER 1
s:Sc/PhSp/Quantity = "PhaseSpace"
s:Sc/PhSp/Surface = "Medium1/ZPlusSurface"
s:Sc/PhSp/OutputType = "root" #ASCII
s:Sc/PhSp/OutputFile = "Scorer1"
s:Sc/PhSp/IfOutputFileAlreadyExists = "Overwrite"
b:Sc/PhSp/IncludeTimeOfFlight = "True"
b:Sc/PhSp/UsePDGEncoding = "True"
```

Características geométricas del scorer.

```
# Cilindro scorer 1
s:Ge/Medium1/Parent = "World"
s:Ge/Medium1/Type = "TsCylinder"
s:Ge/Medium1/Material = "G4_AIR"
d:Ge/Medium1/HL = 0.1 cm
d:Ge/Medium1/RMin = 0.0 cm
d:Ge/Medium1/RMax = 2.5 cm
d:Ge/Medium1/SPhi = 0 deg
d:Ge/Medium1/DPhi = 360 deg
d:Ge/Medium1/TransX = 0 cm
d:Ge/Medium1/TransY = 0 cm
d:Ge/Medium1/TransZ = 1.6 cm
d:Ge/Medium1/RotX = 0 deg
d:Ge/Medium1/RotY = 0 deg
d:Ge/Medium1/RotZ = 0 deg
s:Ge/Medium1/Color = "skyblue"
```

Características geométricas del plástico centellador.

```
# Plastic 1
s:Ge/Plastic1/Parent = "World"
s:Ge/Plastic1/Type = "G4HPolyhedra"
s:Ge/Plastic1/Material = "Buapfcfm"
d:Ge/Plastic1/TransX = 0 cm
d:Ge/Plastic1/TransY = 0 cm
d:Ge/Plastic1/TransZ = 0 cm
d:Ge/Plastic1/RotX = 0 deg
d:Ge/Plastic1/RotY = 0 deg
d:Ge/Plastic1/RotZ = 0 deg
d:Ge/Plastic1/PhiStart = 0 rad
d:Ge/Plastic1/PhiTotal = 6.28319 rad
i:Ge/Plastic1/NSides = 6
dv:Ge/Plastic1/Z = 2 0 1.5 cm
dv:Ge/Plastic1/RInner = 2 0 0 cm
dv:Ge/Plastic1/ROuter = 2 2.5 2.5 cm
s:Ge/Plastic1/Color = "blue"
s:Ge/Plastic1/DrawingStyle = "Solid"
```

Características físicas de la fuente radiactiva.

```
# Material del Isotopo Radioactivo
sv:Ma/RadSource/Components= 1 "Caesium"
uv:Ma/RadSource/Fractions = 1 1.0
d:Ma/RadSource/Density = 1.93 g/cm3
```

Características geométricas del isotope radiactivo.

```
#Posicion del isotope radioactivo
s:Ge/Source/Type = "TsCylinder"
s:Ge/Source/Parent = "World"
s:Ge/Source/Material = "RadSource"
d:Ge/Source/TransX = 0 cm
d:Ge/Source/TransY = 0 cm
d:Ge/Source/TransZ = -6 cm
d:Ge/Source/RotX = 0 deg
d:Ge/Source/RotY = 0 deg
d:Ge/Source/RotZ = 0 deg
d:Ge/Source/RMin = 0 cm
d:Ge/Source/RMax = 1 cm
d:Ge/Source/HL = 0.5 cm
d:Ge/Source/SPhi = 0 deg
d:Ge/Source/DPhi = 360 deg
s:Ge/Source/Color = "lightblue"
s:Ge/Source/DrawingStyle = "FullWireFrame"
```

Características geométricas del revestimiento de plomo alrededor del isótopo radiactivo.

```
#Revestimiento del isótopo1
s:Ge/SourceShielding1/Type = "TsCylinder"
s:Ge/SourceShielding1/Parent = "World"
s:Ge/SourceShielding1/Material = "G4_Pb"
d:Ge/SourceShielding1/TransX = Ge/Source/TransX cm
d:Ge/SourceShielding1/TransY = Ge/Source/TransY cm
d:Ge/SourceShielding1/TransZ = Ge/Source/TransZ - 1
cm
d:Ge/SourceShielding1/RotX = 0 deg
d:Ge/SourceShielding1/RotY = 0 deg
d:Ge/SourceShielding1/RotZ = 0 deg
d:Ge/SourceShielding1/RMin = 0 cm
d:Ge/SourceShielding1/RMax = 1.5 cm
d:Ge/SourceShielding1/HL = 0.5 cm
d:Ge/SourceShielding1/SPhi = 0 deg
d:Ge/SourceShielding1/DPhi = 360 deg
s:Ge/SourceShielding1/Color = "yellow"
s:Ge/SourceShielding1/DrawingStyle = "solid"
```

Características geométricas de la fuente radiactiva

```
#Fuente de Radiación cilíndrica
s:So/Demo/Type = "RadiationSource"
d:So/Demo/BeamEnergy = 0.6617 MeV
s:So/Demo/BeamParticle = "gamma"
s:So/Demo/Component = "Source"
d:So/Demo/HL = 0.25 cm # Ge/Source/HL cm
d:So/Demo/RMax = 1 cm # Ge/Source/RMax cm
d:So/Demo/TransX = 0 cm # Ge/Source/TransX cm
d:So/Demo/TransY = 0 cm # Ge/Source/TransY cm
d:So/Demo/TransZ = 0 cm # Ge/Source/TransZ cm
s:So/Demo/Direction = "z"
```

## BIBLIOGRAFIA

- 1) Glenn F. Knoll, "Radiation Detection and Measurement", John Wiley & Sons Inc, 1999, pág. 49.
- 2) Glenn F. Knoll, "Radiation Detection and Measurement", John Wiley & Sons Inc, 1999, págs. 50-51.
- 3) Glenn F. Knoll, "Radiation Detection and Measurement", John Wiley & Sons Inc, 1999, pág. 52.
- 4) W. R. Leo. "Techniques for Nuclear and Particle Physics Experiments. A how to approach". *Springer Verlag*. Pág.168, 108, 113.
- 5) W. R. Leo. "Techniques for Nuclear and Particle Physics Experiments. A how to approach". *Springer Verlag*. Pág.181.
- 6) W. R. Leo. "Techniques for Nuclear and Particle Physics Experiments. A how to approach". *Springer Verlag*. Pág.182.
- 7) W. R. Leo. "Techniques for Nuclear and Particle Physics Experiments. A how to approach". *Springer Verlag*. Pág.183.
- 8) W. R. Leo. "Techniques for Nuclear and Particle Physics Experiments. A how to approach". *Springer Verlag*. Pág.186.
- 9) W. R. Leo. "Techniques for Nuclear and Particle Physics Experiments. A how to approach". *Springer Verlag*. Pág.187.
- 10) W. R. Leo. "Techniques for Nuclear and Particle Physics Experiments. A how to approach". *Springer Verlag*. Pág.188.
- 11) Dr. Wiliam R. Leo. (1987). Techniques for nuclear and particle physics experiments. Alemania: Springer Verlag Berlin Heidelberg.
- 12) Frank Herbert Attlx. (2004). Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry. Federal Republic of Germany: WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA.
- 13) Geant4 Collaboration. (2016). Geant4 User's Guide for Application Developers: geant4 10.3.
- 14) Can Liao, Haori Yang. (2015). "Pulse shape discrimination using EJ-299-33 plastic scintillator coupled with a Silicon Photomultiplier array". Enero de 2019, de Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A Sitio web: [https://sensl.com/downloads/irp/2015\\_Liao\\_Pulse\\_Shape\\_Discrimination\\_using\\_EJ-299-33\\_Plastic\\_Scintillator\\_Coupled\\_with\\_a\\_Silicon\\_Photomultiplier\\_Array.pdf](https://sensl.com/downloads/irp/2015_Liao_Pulse_Shape_Discrimination_using_EJ-299-33_Plastic_Scintillator_Coupled_with_a_Silicon_Photomultiplier_Array.pdf)
- 15) X. Li, Y. Wang, R. Zhou and C. Yan. (18 December 2017). Energy calibration for plastic scintillation detectors based on Compton scatterings of gamma rays. Noviembre 2018, de IOP Publishing Ltd and Sissa Medialab Sitio web: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1748-0221/12/12/P12025>.
- 16) Ane Etxebeste Barrena. (Julio 2012). Caracterización y modelización de detectores basados en la tecnología Cristal Continuo/SiPM para escáneres de tomografía por emisión de positrones.. 2018, de Máster en Física Médica 2011-2012 Universitat de València Instituto de Física Corpuscular, IFIC (CSIC/UV). Sitio web: [https://ific.uv.es/iris/en/publications/masters/TFM\\_Definitivo.pdf](https://ific.uv.es/iris/en/publications/masters/TFM_Definitivo.pdf)

- 17) L Beaulieu, M Goulet, L Archambault, S Beddar. (2013). Current status of scintillation dosimetry for megavoltage beams. 2018, de Journal of Physics: Conference Series Sitio web: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1742-6596/444/1/012013>
- 18) Jean-Christophe Gagnon, Mathieu Guillot, Louis Archambault, Dany Thériault, Luc Gingras, Luc Beaulie, Sam Beddar.. (2012). Dosimetric performance and array assessment of plastic scintillation detectors for stereotactic radiosurgery quality assurance. 2018, de Medical Physics, Vol. 39, No. 1 Sitio web: [https://www.standardimaging.com/uploads/publications/compare\\_detectors\\_Dosimetric\\_performance.pdf](https://www.standardimaging.com/uploads/publications/compare_detectors_Dosimetric_performance.pdf)
- 19) N. D'Ascenzo , V. Saveliev, Q. Xie and L. Wang. (2015). The Digital Silicon Photomultiplier. 2018, de Open access peer-reviewed chapter Sitio web: <https://www.intechopen.com/books/optoelectronics-materials-and-devices/the-digital-silicon-photomultiplier>.
- 20) A. Stoykov n, R.Scheuermann,K.Sedlak. (2012). A timeresolutionstudywithaplasticscintillatorreadoutbyaGeiger-mode Avalanche Photodiode. 2018, de NuclearInstrumentsandMethods in Physics ResearchA Sitio web: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0168900211020456>.