



Benemérita Universidad Autónoma de Puebla

---

Facultad de Ciencias Físico Matemáticas

---

Estudios en GEANT4 de la resolución temporal de un cristal LYSO:Ce como función del ángulo de incidencia.

Tesis presentada al

**Colegio de Física**

como requisito parcial para la obtención del grado de

**LICENCIADO EN FÍSICA APLICADA**

por

Miguel Antonio Sánchez Vega

Asesorado por

Dr. Cristian Heber Zepeda Fernández

Dr. Eduardo Moreno Barbosa

Puebla Pue.  
Marzo de 2022





Benemérita Universidad Autónoma de Puebla

---

Facultad de Ciencias Físico Matemáticas

---

Estudios en GEANT4 de la resolución temporal de un cristal LYSO:Ce como función del ángulo de incidencia.

Tesis presentada al

**Colegio de Física**

como requisito parcial para la obtención del grado de

**LICENCIADO EN FÍSICA APLICADA**

por

Miguel Antonio Sánchez Vega

Asesorado por

Dr. Cristian Heber Zepeda Fernández

Dr. Eduardo Moreno Barbosa

Puebla Pue.  
Marzo de 2022



**Título:** Estudios en GEANT4 de la resolución temporal de un cristal LYSO:Ce como función del ángulo de incidencia.

**Estudiante:** MIGUEL ANTONIO SÁNCHEZ VEGA

COMITÉ

---

Dr. Javier Miguel Hernández López  
Presidente

---

Dr. Benito De Celis Alonso  
Secretario

---

Dr. Mario Rodríguez Cahuantzi  
Vocal

---

Dr. Lucio Fidel Rebolledo Herrera  
Vocal

---

Dr. Cristian Heber Zepeda Fernández  
Dr. Eduardo Moreno Barbosa  
Asesor



*Dedicado al niño que buscaba amor  
en la mirada de los adultos  
y jamás lo encontró*



# Agradecimientos

Empezaré por agradecer a ese niño que creció y sobrevivió a un ambiente hostil, sin saber lo que pasaba a su alrededor, comenzó a culparse por la falta de amor que había en su familia, hizo suyos los comentarios negativos sobre su cuerpo, sobre su personalidad, vivió una vida sin cuestionar nada. El niño callado que a sus 10 años ya sufría severa ansiedad sin amigos ni una personalidad, que ya tenía miedo de ser, una simple bolsa de violencia y odio, cansado de escuchar comentarios de personas sin empatía que resaltan los defectos de los que ni siquiera era consciente aun. Puedo decir que fue una de las razones por las que eligió la carrera de Física aplicada, esa vida llena de vacíos, vida de un niño que vivió guardándose las preguntas por miedo a ser abandonado, por fin encontró la fuerza de elegir su propio camino y ese fue, el camino de las respuestas.

Y crean cuando digo, que tengo mucho que agradecer a ese niño, cuantas veces me salvó de la muerte con su fuerza, incluso tuvo la determinación para buscar ayuda profesional, por lo que también le agradezco a mi psicóloga la Mtra. Idalia Ramos. Y ahora es cuando digo, gracias Miguel, por jamas rendirte, por seguir adelante, aun si tu familia te apoya o no, a pesar de lo difíciles que eran los días en el pasado, y lo duro que fue aceptar que necesitábamos ayuda.

Ahora, aún es difícil, pero hay aún más personas a nuestro alrededor que quieren vernos sanar y vivir. Y aunque jamas te olvidare, espero pronto dejarte ir, superar y aceptar nuestro pasado, verte sonreír por única vez y poder despedirme de ti, y así ser solo yo, y mi vida.

Y es por eso que quiero agradecer a todas esas personas a las que me encontré en este trayecto recorrido en mi vida, tanto a esas personas que me hicieron tropezar, como a las que me ayudaron a levantarme. Siempre que puedo me hago la misma pregunta, si pudieras ¿Cambiarías algo de tu pasado? La respuesta ha cambiado a lo largo de mi trayectoria por el espacio-tiempo, pero ahora se la respuesta, mas bien, siempre la supe, amo la persona que soy ahora, amo como pienso, como hablo, como lloro, adoro el dolor, mi felicidad y ,mi desdicha.

Si decidiera cambiar alguna cosa de mi pasado por más mínima que sea, muy probablemente no sería la persona que soy ahora, más concretamente, no existiría mi persona, porque soy mis amigos, los cuales me han apoyado incondicionalmente. Así, agradezco a mi mejor amiga, actualmente Licenciada y futura Maestra y Doctora Minerva Guadalupe Vazquez Dominguez, porque sinceramente se que sin ella en mi vida no hubiera salido de muchas de mis crisis. De igual forma agradezco tener tan buenos amigos como lo son Daniel Castillo Zempoaltecatl y Miguel Giuseppe Portillo Anaya, quienes me brindaron su compañía y sus consejos por los suficientes años para evitar que mi soledad me consumiera totalmente.

A mi hermana Miren Michelle Sánchez Vega, le agradezco mucho por ser la única familia que tuve por muchos años, por escucharme y aconsejarme cuando lo necesitaba, también por traer al mundo a una de las personas que más amo, a mi sobrino Enrique Sánchez Vega y a mi madre Alejandra Vega Martinez, porque, a pesar de no estar presente todo el tiempo, siempre de alguna forma nos ha demostrado a mi hermana y a mi lo mucho que nos ama y quiere vernos crecer. De igual forma agradezco a mi abuela Magdalena González López por apoyarme en mi educación, porque sé que sin ella jamás habría llegado a donde estoy.

Por último, pero no menos importante, le agradezco eternamente al Doctor Cristian Heber Zepeda Fernandez, por apoyarme siempre y guiarme en todo este proceso, por enseñarme todo lo necesario para la creación de esta tesis y sobre todo por la paciencia que me tuvo a lo largo de todo

## AGRADECIMIENTOS

---

## AGRADECIMIENTOS

ese proceso tanto académico como personal. El Dr. Heber fue un gran ejemplo para mí y una de las razones por las que decidí no rendirme en los últimos pasos de este viaje, ya que lo único que deseo ahora es superarme, seguir adelante, y sobre todo, algún día ser tan bueno en lo que hago como lo es el.

Y aunque las heridas causadas por ciertas personas fueron los más grandes obstáculos ahora entiendo que el único responsable de sanar esas heridas soy yo, aunque seamos sinceros, si las heridas no hubieran estado desde un principio, todo esto hubiera sido más fácil, aún así esas personas son parte de mi familia, por lo que, gracias, supongo, por hacerme una persona más fuerte, pero aun mas, gracias por hacer de mi mejor persona que ustedes.

# Índice general

<b>Agradecimientos</b>	<b>3</b>
<b>Lista de figuras</b>	<b>7</b>
<b>Lista de tablas</b>	<b>9</b>
Resumen . . . . .	11
<b>1. Introducción</b>	<b>13</b>
1.1. Conceptos físicos . . . . .	13
1.2. Centelladores . . . . .	15
1.2.1. Centelladores orgánicos. . . . .	17
1.2.2. Centelladores inorgánicos. . . . .	18
1.3. FOTOSENSORES . . . . .	19
1.4. Detectores . . . . .	19
1.5. Tomografía por emisión de positrones (positron emission tomography: PET) . . . .	21
1.5.1. PET para animales pequeños. . . . .	22
1.5.2. La importancia de la resolución temporal en PET . . . . .	24
<b>2. Metodología</b>	<b>27</b>
<b>3. Resultados y análisis</b>	<b>33</b>
<b>4. Conclusiones</b>	<b>39</b>
<b>A.</b>	<b>41</b>
<b>Bibliografía</b>	<b>49</b>



# Índice de figuras

1.1. Producción de pares por aniquilación positrón-electrón . . . . .	13
1.2. Corrimiento al rojo del espectro de emisión respecto al de absorción, conocido como Stokes shift, que explica la transparencia de los centelladores plásticos a su propia luz emitida. . . . .	16
1.3. Centelladores plásticos en distintas geometrías. [7] . . . . .	18
1.4. Sensores SiPM . . . . .	19
1.5. Bloques detectores en PET . . . . .	20
1.6. Tomografía por emisión de positrones. . . . .	21
1.7. Unidad de Radiofarmacia-Ciclotrón, UNAM . . . . .	22
1.8. Equipo MicroPET focus 120 [16] . . . . .	23
1.9. Estudio en proceso de un modelo murino [16] . . . . .	24
1.10. Imágenes obtenidas por MicroPET administrando distintos radiofármacos a) $^{18}F - FDG$ b) $^{18}F - FLT$ [16] . . . . .	24
1.11. Arreglo del telescopio usado para comprobar experimentalmente valores de resolución temporal obtenidas teóricamente. . . . .	25
2.1. Espectro de emisión del cristal centellador LYSO . . . . .	28
2.2. Representación de las tres zonas de interacción en el cristal. Cada una de estas zonas con medidas iguales de $3 \times 3 \times 4 \text{mm}^3$ . . . . .	28
2.3. Distribución Landau del tiempo de llegada de los fotones ópticos para un evento . . . . .	29
2.4. Distribución Gaussiana obtenida en la primera ronda de simulaciones, se puede observar la clara falta de estadística. . . . .	30
3.1. Distribución del promedio de llegada de los fotones ópticos para los ángulos $15^\circ$ y $90^\circ$ en la Región 1 . . . . .	34
3.2. Distribución del promedio de llegada de los fotones ópticos para los ángulos $15^\circ$ y $90^\circ$ en la Región 2 . . . . .	35
3.3. Distribución del promedio de llegada de los fotones ópticos para los ángulos $15^\circ$ y $90^\circ$ en la Región 3 . . . . .	37
3.4. Resolución temporal y tiempo de llegada media contra ángulo de interacción de las regiones 1, 2 y 3 . . . . .	38
A.1. Gaussianas obtenidas en los casos de interacción a $30^\circ$ y $45^\circ$ en la Región 1 . . . . .	42
A.2. Gaussianas obtenidas en los casos de interacción a $60^\circ$ y $75^\circ$ en la Región 1 . . . . .	43
A.3. Gaussianas obtenidas en los casos de interacción a $30^\circ$ y $45^\circ$ en la Región 2 . . . . .	44
A.4. Gaussianas obtenidas en los casos de interacción a $60^\circ$ y $75^\circ$ en la Región 2 . . . . .	45
A.5. Gaussianas obtenidas en los casos de interacción a $30^\circ$ y $45^\circ$ en la Región 3 . . . . .	46
A.6. Gaussianas obtenidas en los casos de interacción a $60^\circ$ y $75^\circ$ en la Región 3 . . . . .	47



# Índice de tablas

1.1. Características de algunos centelladores empleados en PET. . . . .	16
1.2. Tabla comparativa entre un MicroPET Focus 120 y un PET [17] [16] . . . . .	23
2.1. Composición química del cristal centellador LYSO . . . . .	29
2.2. Propiedades ópticas del cristal centellador LYSO . . . . .	29



# Resumen

El método de tomografía por emisión de positrones o PET por sus siglas en ingles ha sido una de las mas grandes aportaciones de la ciencia a la medicina, debido a su precisión y a la forma en que es posible obtener imágenes claras, en tiempo real o estáticas, en 2D o 3D sin una intervención mayor a la aplicación de un radio fármaco que no representa ningún riesgo para el paciente.

Sin embargo, desde que se empezó a utilizar ha tenido muy pocos cambios, algunos que mejoran la calidad de la imagen, como lo es la implementación de pixeles formados por cristales centelladores cortados completa o parcialmente en prismas aun mas pequeños, pero muy poco se ha pensado en un cambio completo en el tamaño y forma del bloque detector actualmente usado en cámaras de positrones para PET, con esto en mente sustituimos el fotosensor PMT por uno mas compacto y con menor consumo de energía, y lo acoplamos en un cristal LYSO, de tal forma que reducimos el consumo energético en un bloque detector, reducimos el tamaño que ocupa y mantiene o mejora a cierto grado la calidad de la imagen.

De esta forma el objetivo fue caracterizar la resolución temporal intrínseca de un cristal LYSO de dimensiones  $3x3x12mm^3$  como función del ángulo de incidencia de los rayos gamma, mientras este es acoplado con un fotosensor SiPM. Este tamaño de cristal es típicamente usado en una Máquina de tomografía por emisión de positrones (PET, por sus siglas en inglés), para poder descartar la resolución temporal como un factor que impida la aplicación de este nuevo modelo de bloque detector en una maquina PET.

Así, se utilizaron los datos obtenidos en el artículo [1] y se simularon en GEANT4 donde el foto sensor acoplado al cristal se emulo simplemente como un área efectiva, la cual contabilizara ciertos datos de los fotones cuando estos lleguen ahí. Utilizamos para las simulaciones la versión geant4.10.05, la cual es un conjunto de herramientas desarrollada por una comunidad de científicos e ingenieros informáticos de todas partes del mundo, con la capacidad de simular el paso de partículas a través de la materia, esta herramienta ha sido muy útil en distintas áreas de la Física, como lo son física de altas energías, física de aceleradores, física nuclear y por supuesto física médica, es por esto que esta herramienta fue perfecta para la realización de este trabajo.

Así, se realizaron las simulaciones mandando al principio 1000 gammas a incidir con el cristal, pero notamos que esta cantidad de gammas no era suficiente, ya que era complicado obtener resultados confiables con una estadística tan baja, por lo que al final subimos la estadística a 10,000 gammas para incidir con el cristal LYSO simulado en GEANT4, se variaron los ángulos de incidencia con respecto al cristal y se obtuvo una media de tiempo de llegada con la que se determinó la resolución temporal que presentaba nuestra nueva configuración de bloque detector, esto mismo se repitió con tres zonas de igual tamaño del cristal, una más cercana al área efectiva, una más alejada y la que está entre las dos anteriores.



# Capítulo 1

## Introducción

### 1.1. Conceptos físicos

Los procesos que hacen posible el funcionamiento de PET, son en primera, la aniquilación positrón electrón, que ocurre justo en el momento en el que el positrón producido por el radioisótopo o "marcador" suministrado al paciente es aniquilado por la interacción con su antipartícula, el electrón. Es decir que el electrón y el positrón poseen la misma magnitud de masa y carga, con la diferencia que sus cargas son opuestas entre sí.

Recordemos que la carga eléctrica es una propiedad física intrínseca en algunas partículas subatómicas, y que además se manifiesta por medio de campos con fuerzas de atracción o repulsión, según sea el caso, es decir, cargas opuestas se atraen y cargas iguales se repelen. De esta forma, la materia cargada eléctricamente es afectada por campos eléctricos que de igual forma se generan por la presencia de estas cargas.

Antes de llegar al punto de la aniquilación es necesario comentar y explicar algunas propiedades físicas de las partículas subatómicas. Esto es indispensable para entender la naturaleza física de lo que ocurre en el momento posterior a la aniquilación de la partícula antipartícula o aniquilación de pares.

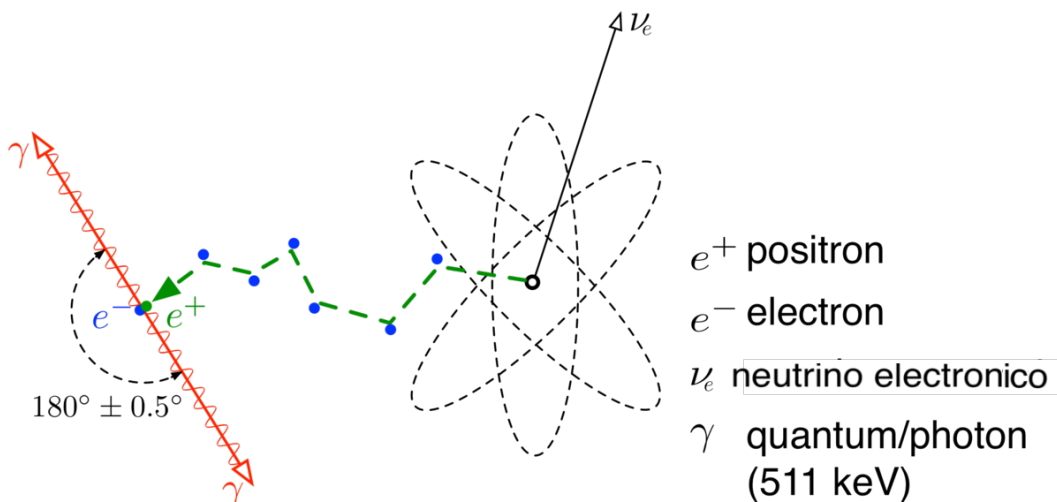


Figura 1.1: Producción de pares por aniquilación positrón-electrón

## CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN

### 1.1. CONCEPTOS FÍSICOS

---

Sabemos que el PET principalmente detecta fotones (provenientes del proceso de aniquilación) con una energía de 511 keV como se ilustra en la Figura 1.1 la cual muestra el proceso de desintegración la cual lleva al momento de aniquilación, pero, el motivo por la que la aniquilación de protón-electrón produce dos Gammas de esta energía específica tiene que ver con el hecho que la masa y la energía son equivalentes. Esto podemos saberlo gracias a la Teoría especial de la relatividad de Einstein, la cual fue publicada en el año de 1905, la importancia de esta famosa teoría trasciende, ya que hizo grandes aportaciones a la física, como que la masa y la energía son equivalentes. De tal forma que podemos relacionar cierta energía a la masa de una partícula en reposo, es decir, se considera sin energía cinética.

$$E = mc^2 \tag{1.1}$$

De esta forma y con la famosa ecuación 1.1 podemos calcular la energía que produciría un electrón si toda su masa se convirtiera en energía que es equivalente a la energía producida por el positrón. Así con  $m_e = 9,11 \times 10^{-31} kg$  y sabiendo el valor de  $c = 3 \times 10^8 m/s$  la velocidad de la luz. Sustituyendo estos datos en la ecuación 1.1 tenemos que: Sustituyendo tenemos que:

$$\begin{aligned} E &= m_e c^2 \\ \Rightarrow E &= (9,11 \times 10^{-31} kg)(3 \times 10^8 m/s)^2 \\ \Rightarrow E &= 8,199 \times 10^{-14} J \end{aligned} \tag{1.2}$$

Haciendo la conversión a electronvoltios y sabiendo que  $1eV = 1,602 \times 10^{-19} J$ .

$$\begin{aligned} \Rightarrow E &= \frac{8,199 \times 10^{-14} J}{1,602 \times 10^{-19} J/eV} \\ \Rightarrow E &= 511 keV \end{aligned} \tag{1.3}$$

Con esto, podemos decir que, como podemos ver en la Figura 1.1, los dos rayos gamma de 511 keV cada uno, creados por la aniquilación, de tal forma que, podemos darnos cuenta que después de la aniquilación la masa total del electrón y el positrón son transformadas en energía en forma de gammas.

Ahora que ya sabemos el porqué de la energía de los gammas generados por la aniquilación, explicare un poco qué es lo que sucede con las cargas de las partículas una vez que se aniquilan, esto se puede explicar muy fácilmente debido a la ley de conservación de las cargas, lo que dice esta ley es que, no existe creación ni destrucción de carga eléctrica y que además, en cualquier proceso electromagnético la carga neta del sistema se conserva.

Sin embargo esta ley no restringe a la creación o destrucción de cargas individuales, ya que, estas cargas individuales pueden ser creadas o destruidas en reacciones de partículas elementales, siempre y cuando el número de cargas positivas y negativas corresponden a la cantidad neta de carga sin cambiar [2].

Con esto en mente podemos darnos cuenta de lo que sucede con las cargas de estas dos partículas, ya desde un principio la carga neta del sistema fue  $q_e + (-q_e) = 0$  donde  $q_e$  es la carga del electrón, así, al aniquilarse estas dos partículas no producen ninguna partícula cargada, mas bien producen dos fotones de 511 keV con carga cero, manteniendo así la carga neta inicial del sistema.

Por último, hablemos del porqué de las direcciones de los gammas producidos por la aniquilación, ya que, por la Figura 1.1 podemos ver que estos dos gammas tienen un ángulo de  $180^\circ \pm 5^\circ$ , esto se debe a la última ley de conservación de la que hablaremos en este capítulo, la ley

de conservación del momento lineal. Que como ya sabemos nos dice que en un sistema cerrado el momento lineal  $\vec{P} = m \cdot \vec{v}$  se mantendrá constante, es decir que sea cual sea el cambio que se produzca en un sistema cerrado, la suma de los vectores del momento lineal siempre será el mismo.

Con esta información y considerando que la aniquilación sucede con las partículas en reposo, tenemos que, el momento lineal inicial  $\vec{P}_i = 0$  de tal forma que la suma de momentos después de la colisión, debe ser cero por la ley de conservación del momento lineal, y eso lo podemos comprobar debido a que los rayos gamma producidos en la aniquilación tendrían direcciones opuestas, es decir, los vectores de momento lineal de los rayos gamma se cancelan entre sí, dando como resultado un total de cero.

## 1.2. Centelladores

En el caso del PET se hace uso de centelladores, los cuales son materiales que cuando son expuestos a radiación ionizante, emiten un pequeño destello de luz, llamado centelleo. Este fenómeno ocurre cuando la radiación interactúa con la materia, excitando e ionizando un gran número de átomos y moléculas del material, las cuales, al volver a su estado fundamental, se desexcitan produciendo fotones con rango de energía en el espectro visible o alrededor de él. 'Esto se debe a que, en el momento en que el Rayo gamma interactuó con el centellador, algunos electrones de la banda de valencia saltan a la de conducción, posteriormente dichos electrones retornan a la banda de valencia a través de los estados energéticos creados por las impurezas del material, produciéndose transiciones de menor energía en los fotones emitidos. Es decir, el espectro de emisión se desplaza hacia longitudes de onda más largas, en el rango del ultravioleta o visible.' [5].

Podemos decir que este efecto de centelleo ocurre en la mayoría de elementos transparentes, es decir, se produce un centelleo cuando se le hace incidir radiación ionizante, sin embargo, la gran diferencia que existe entre los materiales centelladores y cualquier otro material que pueda reproducir un centelleo, es que en los materiales centelladores, la conversión de energía de excitación a luz es eficiente en los materiales centelladores, además, en estos materiales se pueden observar dos procesos de emisión de luz: fluorescencia y fosforescencia.

La fluorescencia es un proceso instantáneo, tomando como referencia las escalas de tiempos de las transiciones atómicas, este proceso ocurre alrededor de 10 ns después de la interacción de radiación con el material, de otro modo, si la reacción tarda un poco más, le llamamos fosforescencia, que ocurre cuando la interacción de la radiación con el material da lugar a un estado meta-estable y este proceso puede durar minutos o hasta horas dependiendo de el material.

De esta forma, un centellador ideal sería el que convierte la mayor cantidad de energía del rayo gamma en fluorescencia inmediata, disminuyendo en mayor medida la fosforescencia. De tal forma que un centellador ideal debería tener las siguientes propiedades básicas:

- Debe convertir la energía cinética de las partículas cargadas en luz visible con alta eficiencia.
- Esta conversión debe ser lineal, aunque no siempre esta conversión es lineal en todo el espectro del centellador, siempre se buscará una linealidad en un rango cercano al nivel de energía con el que se trabajara, en el caso de PET sería  $\approx 511keV$ .
- El material debe ser transparente a la longitud de onda de luz que emite. Esto ocurre gracias al corrimiento en rojo del espectro de emisión respecto al de absorción de los materiales centelladores. Este efecto se muestra esquemáticamente en la Figura 1.2, hay que tomar en cuenta que lo preferente es que estas dos curvas de absorción y emisión estén lo más separadas posibles para un centellador más eficiente.
- Se debe buscar siempre que el tiempo de decaimiento de la luminiscencia sea el menor posible.

Como pudimos notar en esta sección, la elección de un centellador que sea eficiente según las características con la que trabajaremos, es muy importante. Por ejemplo, en el caso de PET, se

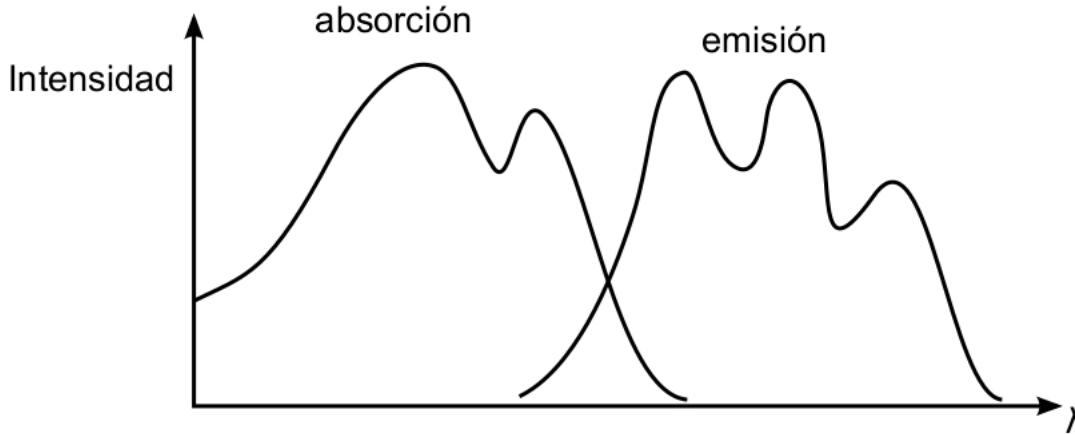


Figura 1.2: Corrimiento al rojo del espectro de emisión respecto al de absorción, conocido como Stokes shift, que explica la transparencia de los centelladores plásticos a su propia luz emitida.

Tabla 1.1: Características de algunos centelladores empleados en PET.

	<b>BGO</b>	<b>LSO(Ce)</b>	<b>LYSO(Ce)</b>	<b>GSO(Ce)</b>	<b>LuAP(Ce)</b>
$Z_{eff}$ ( $Z$ efectivo)	74	66	63	59	65
$\rho(g/cm^3)$ (densidad)	7.13	7.4	7.1	6.7	8.4
$n$ (índice de refracción)	2.15	1.81	1.82	1.89	1.94
Producción de luz (foto/MeV)	$\approx 9000$	$\approx 29000$	$\approx 27000$	$\approx 9000$	$\approx 17000$
$\lambda(ns)$ (longitud de onda)	480	420	420	430	365
$t_{decai}(ns)$ (tiempo de decaimiento)	300	40	41	56	17

han elegido y probado muchos y diferentes centelladores, donde el más utilizado actualmente es el cristal LYSO, así, en la Tabla 1.1 se presentan distintos centelladores utilizados en PET con sus características ópticas.

A lo largo de los años, para PET se han usado varios centelladores para su sistema de detección, sin embargo muchos se han descartado por su composición a base de agua, ya que la higroscopicidad, la longitud de atenuación, el tiempo de decaimiento, la susceptibilidad magnética, y evidentemente la probabilidad de interacción por efecto fotoeléctrico a 511 keV así como el coste o la facilidad de fabricación en el mercado [6], son características que determinan la idoneidad de un centellador para su uso, en específico para el uso del sistema PET. Un ejemplo fue el yoduro de sodio dopado con Talio (NaI:Tl), este fue hasta los años 70 el único centellador disponible y de hecho fue utilizado en los comienzos de desarrollo de PET ya que este tenía un alto rendimiento de luz y resoluciones energéticas en torno al 8% , sin embargo, fue retirado de su uso por su higroscopicidad. De igual forma ocurrió con el centellador BGO (Germanato de bismuto), el cual fue muy usado por su alta densidad y alto número atómico efectivo, pero, fue cambiado por su bajo rendimiento de luz y su baja resolución energética a 511 keV.

Los centelladores son materiales bastante diversos, esto ya que existen materiales centelladores orgánicos e inorgánicos. De los cuales, los inorgánicos son usualmente usados para tomografías de rayos  $\gamma$ , esto se debe a que los centelladores inorgánicos cuentan una alta densidad y un alto

número atómico, lo cual se traduce, a un mayor poder de frenado y mayor probabilidad de que se dé un efecto fotoeléctrico.

A continuación se hablará de los centelladores orgánicos e inorgánicos, aunque haré más énfasis en los centelladores inorgánicos ya que LYSO es un centellador inorgánico.

### 1.2.1. Centelladores orgánicos.

Este tipo de centelladores están normalmente conformados por *flúor* el cual es el responsable de la fluorescencia del material y por lo tanto del centelleo, el cual está disuelto en un solvente base. Los centelladores orgánicos, normalmente se encuentran en soluciones líquidas o en matrices poliméricas, llamándolos centelleadores líquidos y plásticos respectivamente.

Además se usan compuestos centelladores contienen átomos de carbono ligados entre sí en forma de anillo, llamados hidrocarburos aromáticos, esto hace que los materiales sean ricos en carbono e hidrógeno, por lo que el número atómico promedio es 3, 5 y 5. Estos compuestos poseen los llamados orbitales moleculares  $\pi$ , en estos orbitales los electrones no se encuentran asociados a un átomo como tal, más bien, están deslocalizados en la molécula, debido a que estos orbitales son los que general los enlaces químicos entre los átomos de carbono que forman el anillo característico de estos compuestos.

#### ■ Centelladores líquidos.

Este tipo de centelladores son sintetizados a base de soluciones de un material centellador en un solvente líquido en los que se encuentran el xileno, tolueno, benceno, fenilciclohexano, entre otros con nombres más complicados. De tal forma que la concentración del material centellador en el solvente sea de entre 2 a 4 gramos por litro de solvente.

Algunas de las ventajas que tienen los centelleadores líquidos sobre los demás, es su tiempo de respuesta, ya que este suele ser corto, en el orden de unos nanosegundos o menos, otra característica es su bajo costo de producción, esta última característica es bastante importante, ya que suele aprovecharse esto para situaciones en las que se necesitan grandes volúmenes de centellado. Además de la clara ventaja que conlleva el tener presentación líquida, ya que, de esta forma el material se puede combinar y diluir con otras sustancias para añadir propiedades al centellador, como por ejemplo, diluir un material convertidor al centellador para poder detectar neutrones.

#### ■ Centelladores plásticos.

Este tipo de centelladores corresponden a los más utilizados para física nuclear y de altas energías, estos, son fabricados con un plástico base, de los cuales, los más utilizados son el poliestireno, el cual es el plástico bastante utilizado en nuestro día a día, junto con el acrílico (polimetilmetacrilato) y poliviniltolueno. El plástico base se mezcla junto con un material centellador disuelto, en este proceso de fabricación el material centellador primario se disuelve en el solvente precursor para luego polimerizar la solución, dando a lugar un plástico con un material centellador disuelto homogéneamente en el.

Los centelladores plásticos son bastante sencillos en su fabricación, con una clara ventaja sobre los centelleadores líquidos ya que estos no necesitan un recipiente, y por su naturaleza se pueden conseguir múltiples geometrías de este, por lo que es bastante útil en casos en los que se necesite de una geometría específica como cilindros, distintos tipos de prismas, barras y hasta láminas delgadas, todo esto a un precio relativamente bajo. Además de contar con un tiempo de decaimiento corto y poseer la ventaja de poder ser utilizados directamente sobre cualquier muestra radiactiva.



Figura 1.3: Centelladores plásticos en distintas geometrías. [7]

### 1.2.2. Centelladores inorgánicos.

Los centelladores inorgánicos son generalmente cristales formados en hornos a altas temperaturas, podemos decir que este tipo de centelladores tiene entre sus 'desventajas' un tiempo de decaimiento mucho mayor al de los centelladores orgánicos, estamos hablando del orden de los 300 ns, otra desventaja de estos materiales es su higroscopicidad; la cual es la capacidad del material de absorber humedad del ambiente, de hecho es necesario que el cristal sea recubierto con una cubierta estanca para evitar que este absorba humedad y de esta forma se pueda evitar la pérdida o degradación de sus propiedades.

Por otro lado los centelladores inorgánicos presentan una ventaja por su *stopping power*, eso ya que presentan una alta densidad y alto número atómico; otra ventaja es su alta densidad lumínica de salida que es superior a los centelladores orgánicos, lo cual nos proporciona una mejor resolución en energía de partículas ionizantes que se están midiendo. Es por esto último que los cristales centelladores son adecuados para la detección y espectroscopia de rayos gamma.

Los cristales más usados son compuestos binarios de un metal del grupo uno con flúor o yodo, donde usualmente también se colocan pequeñas impurezas. NaI(Tl) (Yoduro de sodio dopado con talio) y CsI(Tl) (Yoduro de cesio dopado con talio) como componentes activadores y como impureza activadores respectivamente.

#### Cristal LYSO

El cristal LYSO:Ce ha sido uno de los centelladores más utilizados en los últimos años para su implementación en PET comerciales, por otro lado al tratarse de un cristal [8], este cuenta con las ventajas presentadas en el capítulo 1.2.2, como lo es su alto *stopping power*, un alto rendimiento de luz, un tiempo de decaimiento relativamente corto y buenas propiedades mecánicas.

Los centelladores inorgánicos han sido catalogados como los mejores para ser utilizados en máquinas tipo PET, y todo esto lo podemos saber gracias al gran historial que han tenido respecto al desarrollo de máquinas de tomografía, y más aún, ya que tenemos aun mas información por centelladores que preceden al LYSO, específicamente hablando del centellador LSO, los cuales tienen características similares, aunque en [8] se muestra que, estos dos presentan menores salidas de luz que el cristal LSO más antiguo, pero mostrando poca ganancia en resolución energética. De

igual forma en [9] se propone a LYSO un centellador análogo a LSO con un esfuerzo de tracción de entre 0.25 y 0.80 GPa.

### 1.3. Fotosensores

Los sensores mayormente ocupados en PET actualmente son demasiado grandes y requieren de un alto consumo de energía, así, como se muestra en la Figura 1.5 lo usual es tener un bloque detector compuesto de 4 PMTs acoplados a un centellador. Los cuales son dispositivos que absorben la luz captada desde el cristal centellador y mediante el efecto fotoeléctrico convierte los fotones en electrones, los cuales son multiplicados a medida pasan por el tubo, para al final obtener una señal más grande.

Y aunque este sensor es eficaz en lo que se le emplea y además, ha dado muy buenos resultados a lo largo de la historia de PET, sin embargo, su tamaño y su consumo de energía son cosas que se pueden mejorar, de hecho no es solo eso, hay un grupo de características que se podrían ver mejoradas, por lo que se propuso que se sustituyeran por sensores SiPM, los cuales son de un menor tamaño y requieren de menor energía para funcionar. De tal forma que se esperan grandes mejoras en resolución de imagen además de lo antes mencionado.

Es por eso que se presentará en este capítulo ciertas características, ventajas y desventajas del fotomultiplicador de Silicio (SiPM). Son fotosensores semiconductores los cuales basan su estructura en la integración de una gran cantidad de microcélulas iguales e independientes con una capacidad de respuesta limitada a un solo fotón.

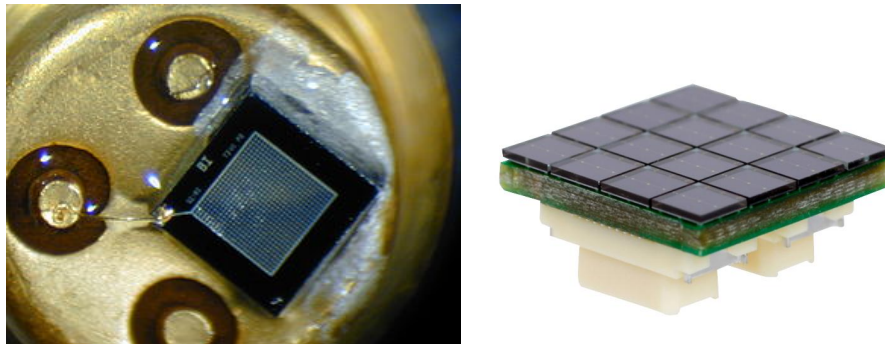


Figura 1.4: Sensores SiPM

Cada microcélula está conformada por un fotodiodo de avalancha y a su vez cada uno de estos está agrupado en paralelo en un sustrato de silicio, de tal forma que la corriente de salida sea la suma de todas las corrientes generadas por cada microcélula, de tal forma que el SiPM es capaz de contar el número de fotones incidentes.

Además de todo eso en [10] muestra una clara mejora en la resolución de imagen con imágenes tomadas a base de SiPM que con PMT, además que en [11] obtuvieron resultados que demuestran que el sistema compuesto por SiPM obtuvo mayor sensibilidad y rendimiento en condiciones de altas tasas de recuento y calidad de imagen que el sistema convencional conformado por PMT, de igual forma, como se muestra en [12] se muestra que SiPM es mejor que el sistema PMT convencional.

### 1.4. Detectores

Para PET son comúnmente usados módulos detectores, los cuales consisten en un cristal centellador, el cual es cortado parcial o completamente de tal forma que se obtiene una red de cristales

independientes, de esta forma, obtenemos un cristal pixelado como se ilustra en la Figura 1.5, y así mejorar la resolución de la imagen obtenida por el PET, este cristal estaría acoplado a uno o varios PMTs, o en su defecto sensores basados en semiconductores, en los cuales se encuentran los APDs y SiPM, los cuales son insensibles ante campos magnéticos y actualmente ofrecen una alternativa a la opción clásica basada en PMTs.[13] 'Durante los últimos años se han introducido foto-detectores de estado sólido compatibles con altos campos magnéticos: APDs (*Avalanche Photodiode*) y SiPMs' [5], de los cuales hablamos en la sección de fotodetectores.

Como se mencionaba, los cristales centelladores son unidos al sensor, esto por medio de una grasa óptica con índice de refracción similar a la del cristal centellador, esto se hace para evitar pérdidas. A estos módulos tal y como fueron descritos se les conoce como bloque detector. De esta forma, al pasar el gamma por el cristal centellador [13].

De esta forma, los requisitos de un fotodetector para PET son: Una buena eficiencia cuántica ( $QE$ ), un bajo ruido y un alto factor de multiplicación. Estos requisitos son de suma importancia, al igual que una buena resolución temporal ayuda a evitar eventos aleatorios, entre otras cosas de las cuales hablaremos en la sección específica de la Resolución Temporal.

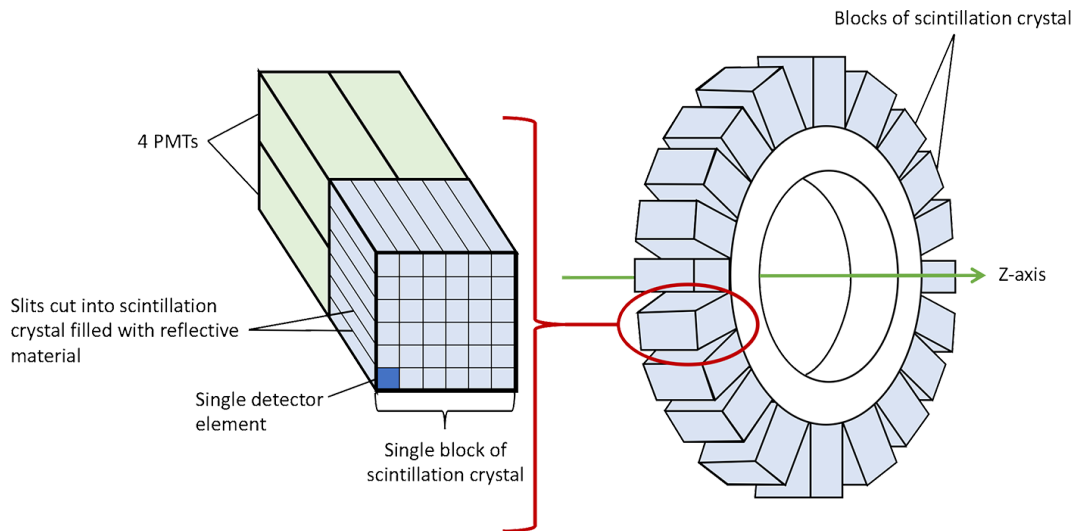


Figura 1.5: Bloques detectores en PET

Por otro lado, podemos resumir el proceso y funcionamiento de un detector en los siguientes puntos:

- Cuando el Rayo gamma llega al centellador, de tal forma que la energía de gamma transfiere casi toda su energía (o toda) como ionización o excitación.
- Gran parte de la energía absorbida por el material centellador es emitida en forma de luz a través de los mecanismos de centelleo.
- Los fotones producidos por el centelleo es dirigida al sensor que puede ser un PMT o más recientemente APDs o SiPMs.
- El fotocátodo del fotomultiplicador absorbe los fotones del centelleo y emite fotoelectrones.
- En este punto el multiplicador del sensor se encarga de magnificar los electrones incidentes al orden de  $10^6$  aproximadamente.
- Ya con la señal magnificada, esta señal es procesada electrónicamente, en primer lugar en una etapa analógica y posteriormente en una digital.

## 1.5. Tomografía por emisión de positrones (positron emission tomography: PET)

La implementación de la física de partículas a la medicina fue un gran paso y un gran avance también para la medicina y todo lo que conlleva esta, de esta forma se ha podido identificar varias enfermedades en la compleja inmensidad que representa nuestro cuerpo, sin la necesidad de ser tan invasivos.

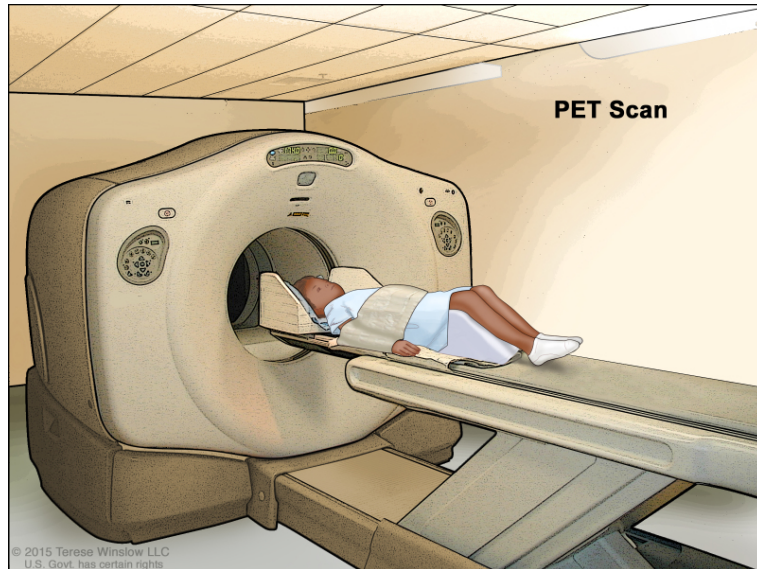


Figura 1.6: Tomografía por emisión de positrones.

Así en 1930 se construyó el primer ciclotrón, un acelerador de partículas de tipo circular capaz de producir elementos radiactivos de forma artificial, en 1932 Carl David Anderson demostró la existencia del positrón, en 1953 se inventó el primer prototipo de cámara de positrones de la cual se presenta una versión más moderna en la Figura 1.6, un equipo de multidetectores para localizar tumores cerebrales a partir de sustancias radiactivas emisoras de positrones llamadas marcadores, las cuales se administraban al paciente [13].

Podemos ver que la Figura 1.6 más bien representa el estudio PET, que es el que detecta los rayos gamma provenientes de la aniquilación de pares, es decir, aniquilación electrón positrón. El ciclotrón que como ya vimos es un acelerador de partículas, impulsa constantemente protones en una trayectoria circular, las cuales bombardean isótopos estables provocando una reacción nuclear transformándolos en radioisótopos [14], de estos elementos radiactivos, lo que realmente nos interesan son aquellos que producen positrones como partícula de decaimiento, ya que, estos son fundamentales para el funcionamiento de un estudio PET.

De esta forma y con el paso de todos estos acontecimientos, se recaudaron los conocimientos y tecnología necesarios para el nacimiento de la tomografía por emisión de positrones, por un intento de contar con una herramienta de diagnóstico efectiva y precisa, de esta forma, es que la tomografía por emisión de positrones o PET por sus siglas en inglés, se ha convertido en la técnica de diagnóstico por imagen más moderna que existe hasta el momento.

Se ha buscado ardua y constantemente su mejora, tanto en imagen como en resolución temporal, esto porque en la medicina es muy importante la precisión, en todo aspecto, de sus aparatos auxiliares para el diagnóstico de los pacientes, sin embargo es un método bastante complejo en todo su procedimiento, desde el uso del ciclotrón, la síntesis de los radioisótopos, necesarios para la producción de positrones, su administración al paciente y al final la toma de datos dentro de

## CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN

### 1.5. TOMOGRAFÍA POR EMISIÓN DE POSITRONES (POSITRON EMISSION TOMOGRAPHY: PET)

---

la cámara de positrones, recordemos que estos radioisótopos deben tener tiempos de semidesintegración cortos, precisamente para evitar radiar el cuerpo del paciente de más y causarle algún mal mayor.



Figura 1.7: Unidad de Radiofarmacia-Ciclotrón, UNAM

Los radioisótopos más usados son  $^{15}\text{O}$  con un tiempo de semidesintegración de 2 min,  $^{13}\text{N}$  con un tiempo de semidesintegración de 10 min,  $^{18}\text{F}$  con un tiempo de semidesintegración de 110 min, entre otros con tiempos de semidesintegración cortos [15], todos estos radioisótopos son producidos en el Ciclotrón, mediante un proceso de aceleración de partículas, de ahí el proceso sigue en el laboratorio de radioquímica, donde se agregan estos radionúclidos a moléculas más complejas, ya que por sí solos no son óptimos para servir de marcadores en el cuerpo humano, podemos ver un ejemplo en la Figura 1.7 donde se muestra la unidad de Radiofarmacia y ciclotrón de la UNAM.

En resumen, la tomografía por emisión de positrones es el método de obtención de imágenes clínicas más moderna por su naturaleza y los procesos físicos que se implican en él para su implementación, este proceso de toma de imágenes está conformado por varios sistemas, los cuales en su conjunto son capaces de producir, procesar y proyectar imágenes de un cuerpo humano en tiempo real, estos sistemas son el Ciclotrón, el cual es un pequeño acelerador de partículas cargadas, tanto positivas como negativas, estas partículas son aceleradas a tal punto que producen reacciones nucleares a ciertos materiales, los cuales son llamados "Blanco" o "Diana" para así formar los radioisótopos los cuales llamamos "Marcadores", que como ya sabemos producirán positrones y se les suministrarán a los pacientes.

Una vez administrado el marcador al paciente, este empezará a emitir positrones debido al marcador que recorre su cuerpo, estos positrones se aniquilan con electrones de las moléculas de el cuerpo del paciente y debido a esta aniquilación de producirán dos rayos Gamma de energía 511 keV cada uno, en la misma dirección pero en sentidos opuestos, estos rayos gamma serán captados por dos detectores opuestos de la cámara de positrones como la que se presenta en la Figura 1.6.

#### 1.5.1. PET para animales pequeños.

Comúnmente llamado MicroPET, que por sus sigla en inglés es; positron emission Microtomography, es un equipo utilizado en estudios en animales pequeños, más comúnmente en animales de laboratorio por medio de imágenes tipo PET.

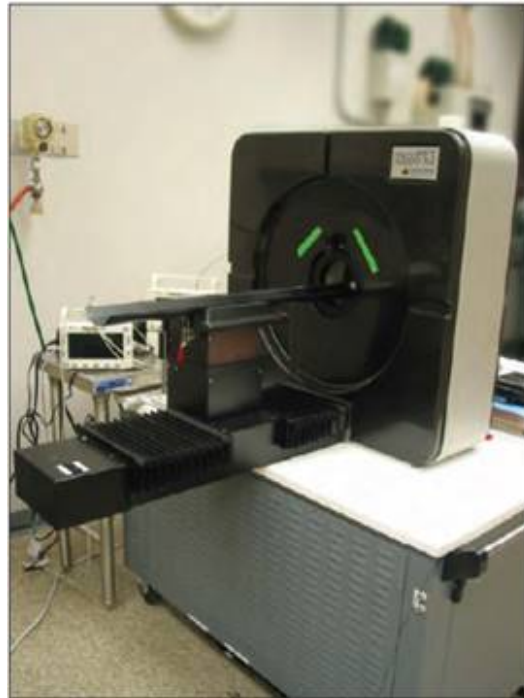


Figura 1.8: Equipo MicroPET focus 120 [16]

Tabla 1.2: Tabla comparativa entre un MicroPET Focus 120 y un PET [17] [16]

	PET	MicroPET Focus 120
Campo de visión (axial)	de 20 a 30 cm	7.6 cm
Campo de visión (transaxial)	de 50 a 70 cm	10 cm
Bloques detectores	de 300 a 800	96
Elementos detectores	de 10,000 a 20,000	13844

La implementación del MicroPET para es sumamente importante para el monitoreo no invasivo de los pequeños animales de laboratorio, esto porque, tal y como el PET; el MicroPET muestra imágenes que proporcionan información metabólica a nivel molecular, dando la posibilidad de detectar enfermedades en etapas muy tempranas, además, es un proceso que se puede realizar más de una vez a un mismo paciente por lo poco invasivo que es el método.

Como es de esperarse el proceso por el que se rige el MicroPET es el mismo que PET, por lo que se basa en un decaimiento beta más ( $\beta^+$ ), así como en PET al paciente (los cuales son roedores) se les administran radionúclidos emisores de positrones y dependiendo la zona a explorar se añaden a molecular específicas para poder ser administradas con seguridad. Por ejemplo en la Figura 1.8, se presenta un Focus 120, un MicroPET ubicado en la facultad de medicina de la UNAM, este dispositivo cuenta con una ventana temporal de 2, 6, 10 y 14 ns, es capaz de obtener imágenes estáticas y dinámicas, cuenta con algoritmos para reconstrucción de imágenes en 2D y 3D. Algo que se debe recalcar es que el centellador ocupado mayormente en MicroPET es LSO, de igual forma se muestran diferencias mas puntuales entre el PET y el MicroPET focus 120 en la Tabla 1.2.

De hecho actualmente en la UNAM el MicroPET es ocupado para experimentación y pruebas para distintos radiofármacos como control de calidad, así como diversos proyectos de investigación,

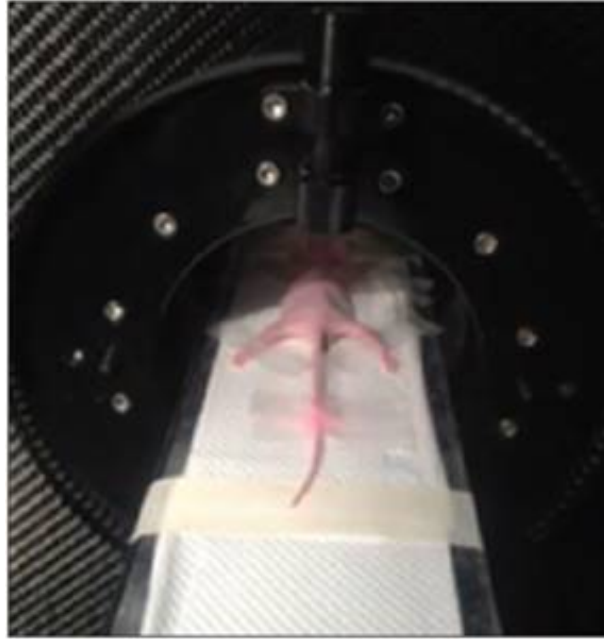


Figura 1.9: Estudio en proceso de un modelo murino [16]

como se muestra en la Figura 1.9 donde se puede mostrar un ejemplo de cómo se utiliza el Focus 120 para obtener imágenes de roedores, y en la Figura 1.10 donde se hace una comparación entre dos radiofármacos distintos, en donde se observa una diferencia entre los tejidos marcados por un radiofármaco y el otro.

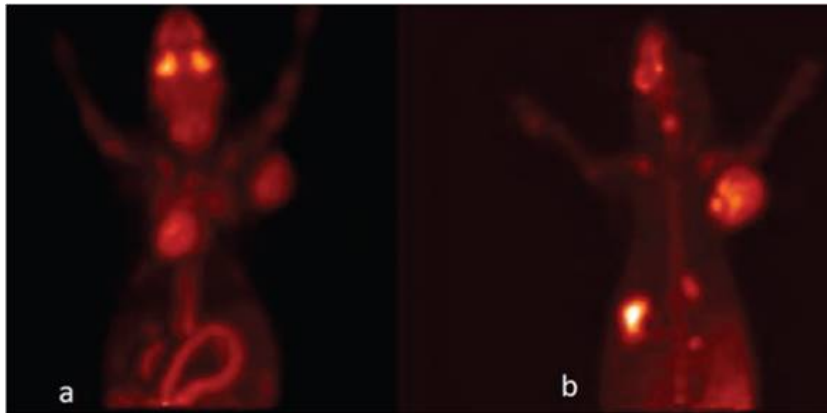


Figura 1.10: Imágenes obtenidas por MicroPET administrando distintos radiofármacos a)  $^{18}\text{F}$  –  $\text{FDG}$  b)  $^{18}\text{F}$  –  $\text{FLT}$  [16]

### 1.5.2. La importancia de la resolución temporal en PET

Vamos a definir la resolución temporal como el tiempo que tiene el sistema detector para diferenciar entre dos eventos, tomando como sistema detector (para este caso), al conjunto de cristal centellador acoplado al sensor y es por esto que la resolución temporal tiene como variables la forma del cristal centellador, como o es tu tamaño y geometría el tipo de centellador al igual que

sus características ópticas, de igual forma, depende el sensor que se esté utilizando en el sistema detector y su electrónica.

La resolución temporal intrínseca, esta es la resolución temporal que se obtuvo con este trabajo y esto es porque la resolución temporal intrínseca a diferencia de la resolución temporal no toma en cuenta la electrónica de (en este caso) el sensor utilizado, es decir, la resolución temporal intrínseca únicamente toma en cuenta el tiempo que le toma a los fotones llegar al sensor que al no tener electrónica será únicamente el área efectiva llamada 'scorer'.

La resolución temporal es un factor bastante importante a considerar al probar la funcionalidad de nuevas configuraciones de bloques detectores, esta característica se ve altamente reflejada en la cantidad de datos que puede obtener el bloque detector en la menor cantidad de tiempo, esto a su vez supone una mayor cantidad de datos que procesar y por lo tanto se refleja en el tiempo en que se obtiene la imagen en el caso de PET y MicroPET.



Figura 1.11: Arreglo del telescopio usado para comprobar experimentalmente valores de resolución temporal obtenidas teóricamente.

Aun cuando este trabajo es teórico y se basa en los resultados obtenidos de simulaciones hechas en GEANT4, los resultados de la resolución temporal intrínseca se pueden estimar con un arreglo de telescopio donde se utiliza un sensor de referencia y con la ecuación 1.4, donde  $\sigma_{AB}$  es la resolución temporal del sistema detector conformado por el detector A y el detector B como se muestra en la Figura 1.11 y representa la diferencia de tiempo en que en que el fotón es detectado por ambos detectores, así, el cuadrado de esta magnitud es igual al valor de la resolución temporal de nuestro detector de referencia al cuadrado, el cual conocemos, mas la resolución temporal de nuestro detector al cuadrado, el cual será el valor que buscaremos comprobar, mas la resolución temporal de la electrónica del sistema detector.

$$\sigma_{AB}^2 = \sigma_A^2 + \sigma_B^2 + \sigma_{EE}^2 \tag{1.4}$$



## Capítulo 2

# Metodología

Se utilizó GEANT4 en la versión geant4.10.05. para simular el detector, conformado por un cristal centellador LYSO. La condición de frontera entre el cristal y el ambiente fue simulada como 100 % reflejante, de esta forma los fotones de centelleo no pueden salir del cristal, con lo que evitaremos cualquier pérdida de información, la electrónica correspondiente al SiPM no fue simulada, esto debido a la naturaleza de GEANT4, que no esta hecho para simular electrónica, lo que se hizo, más bien, fue un área efectiva representando el área efectiva del sensor SiPM, en la cual se reciben los fotones de centelleo y a la que llamaremos scorer. Este scorer fue programado 100 % absorbente, esto se eligió así para evitar errores de conteo en fotones ópticos creados por centelleo en el cristal, de esta forma, una vez que llegaba un fotón al sensor, este era absorbido y ya no era posible que se volviera a contar de nuevo, así que todos estos fotones absorbidos nos brindaron datos de la posición, tiempo de llegada y energía de cada uno de los fotones de centelleo.

Para la construcción del cristal LYSO nos basamos en el artículo [1] ya que fue necesario especificar en el código sus propiedades ópticas, cada uno de los elementos que lo componen y sus porcentajes en el material, dichas características y porcentajes se muestran en las Tablas 2.1 y 2.2. Recordemos que cada cristal centellador tiene su propio espectro de emisión, en el caso de LYSO el espectro de emisión se presenta en la Figura 2.1.

Las dimensiones del cristal en la simulación fueron de  $3 \times 3 \text{ mm}^2$  por  $12 \text{ mm}$  de largo, estas dimensiones se ocuparon, ya que el trabajo se basa en una máquina PET para animales pequeños, lo que no quiere decir que los resultados de esta investigación no se puedan usar como referencia para futuros trabajos para un PET de tamaño normal, pero todo esto, como lo mencione depende de los resultados. Para terminar, el scorer se ubico a una de las caras del prisma de  $3 \times 3 \text{ mm}^2$  de área, ya que el prisma es simétrico y homogéneo no importa en cual de las dos caras de estas dimensiones se ubique el scorer mientras que respeten las demás convenciones.

Se eligieron seis ángulos, estos fueron,  $15^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $45^\circ$ ,  $60^\circ$ ,  $75^\circ$  y  $90^\circ$ , los cuales pertenecen a fotones incidentes y es medido respecto al cristal. También se dividió el cristal centellador en tres regiones de igual tamaño entre ellas (Estas divisiones no son físicas, únicamente se utilizaron en convención para diferencias los resultado), para notar una posible dependencia entre la resolución temporal, el ángulo y la región en la que incide el rayo gamma, estas regiones del cristal se nombraron como se muestra en la Figura 2.2 y están representadas con distintos colores. Se realizó una simulación de cada ángulo por cada una de las regiones del cristal centellador.

La fuente que se usó para esta simulación, fueron rayos gammas de  $511 \text{ keV}$ , que en promedio es la energía de un gamma generado por la aniquilación positrón electrón. No fue necesario considerar el efecto de aniquilación comúnmente usado en un PET, debido al largo tiempo en simulación que esto conlleva, además de que el objetivo de este trabajo es caracterizar un cristal. Así, se simularon

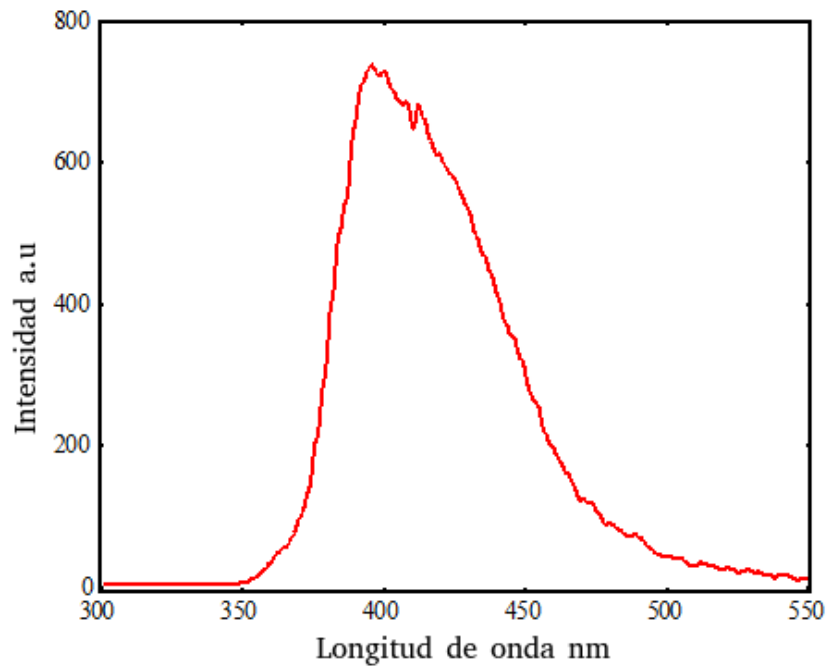


Figura 2.1: Espectro de emisión del cristal centellador LYSO

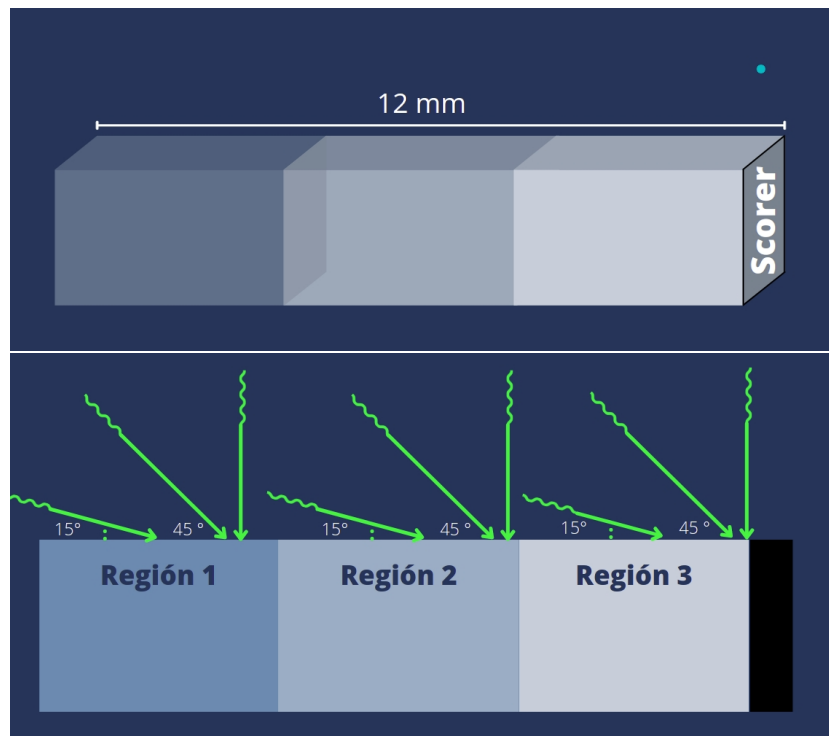


Figura 2.2: Representación de las tres zonas de interacción en el cristal. Cada una de estas zonas con medidas iguales de  $3 \times 3 \times 4 \text{ mm}^3$

Tabla 2.1: Composición química del cristal centellador LYSO

Elemento químico	Porcentaje
Lu (Lutecio)	71.45 %
Y (Itrio)	4.03 %
Si (Silicio)	6.37 %
O (Oxígeno)	18.15 %

Tabla 2.2: Propiedades ópticas del cristal centellador LYSO

Densidad ( $g/cm^3$ )	7.10
Índice de refracción	1.82
Pico de emisión (nm)	402
Rendimiento de centelleo (fotones/MeV)	27600

al principio 1000 rayos gamma por cada ángulo para cada región, es decir, se realizaron un total 18 simulaciones con 1000 eventos cada una, tomando en cuenta que un evento se refiere a cuando un rayo gamma interacciona con el cristal centellador. Los datos obtenidos de estas primeras simulaciones fueron analizadas con el siguiente proceso:

- Se seccionó el scorer en nueve cuadrantes de misma superficie y se contabilizaron de forma independiente los fotones de centelleo registrados en cada uno de estos sectores, debido a que en un inicio consideramos 9 cristales centelladores acoplados, los cuales no estaban sellados entre sí, formando el cristal antes mencionado.
- Registrando el tiempo de llegada de cada fotón de centelleo en cada uno de estos sectores, se obtuvieron nueve distribuciones a las cuales se les realizó un ajuste a una distribución Landau como un ejemplo se mostrará el tiempo de llegada de los fotones para un evento, Figura 2.3, de estas se obtuvo una de cada sector del scorer.

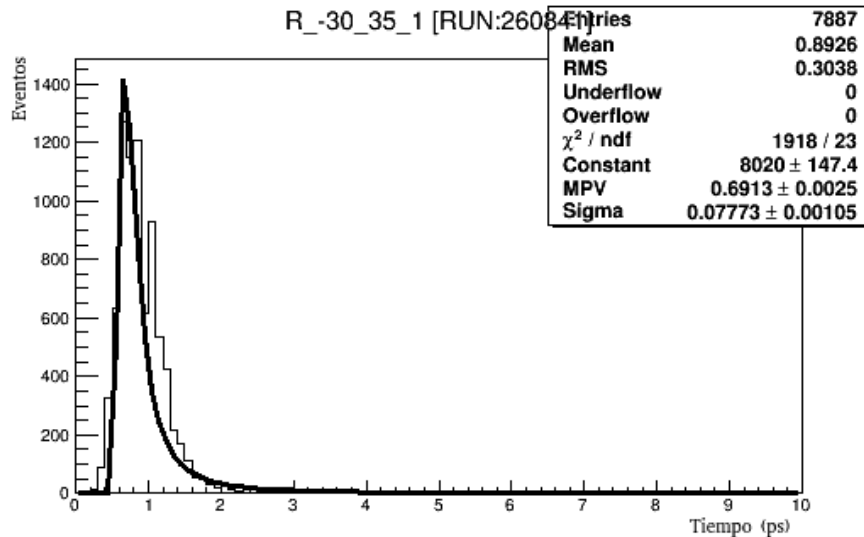


Figura 2.3: Distribución Landau del tiempo de llegada de los fotones ópticos para un evento

- Se tomó la media de cada una de estas distribuciones ,por ejemplo, la media de la distribución para la Figura 2.3 es de 0.8926 ps ,con esto se obtuvo el promedio del tiempo de llegada de los fotones de centelleo de cada rayo gamma enviado, para cada sector del sensor, obteniendo un total de 9 medias de tiempo de llegada para cada rayo gamma enviado.
- De las nueve medias obtenidas se tomó la menor de ellas, ya que este tiempo de llegada medio mínimo entre las nueve medias obtenidas representa el primer fotón en llegar al scorer (que como ya sabemos representa el sensor SiPM), de esta forma se obtuvo el dato del tiempo en el que el sensor registraría la llegada del rayo gamma.
- Con este dato de cada evento, se obtuvieron las primeras gráficas de tiempo de llegada contra el número de fotones detectados.
- Se procedió a realizar un ajuste Gaussiano con la distribución de todas las medias, de tal forma de poder obtener la media (de los tiempos de llegada) y de igual forma, obtener con mayor facilidad la desviación estándar o dispersión que en este caso se representa como la resolución temporal del evento.

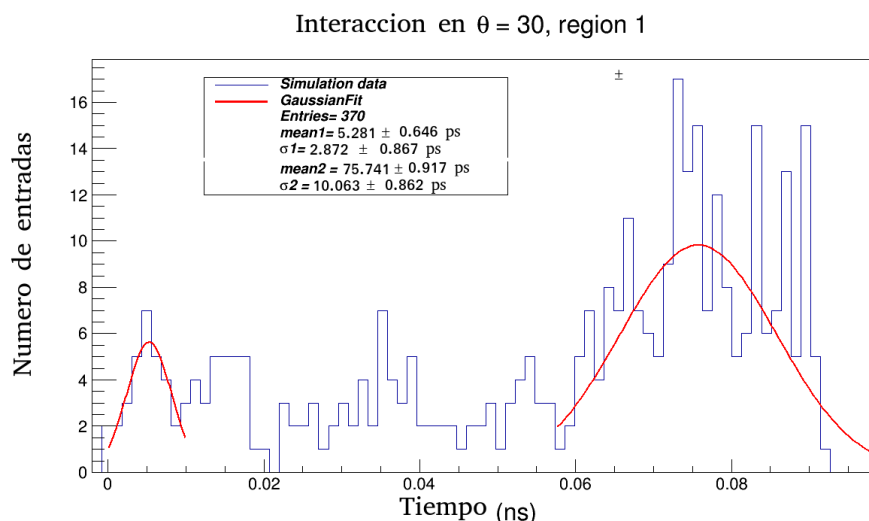


Figura 2.4: Distribución Gaussiana obtenida en la primera ronda de simulaciones, se puede observar la clara falta de estadística.

Las gráficas obtenidas presentaron una distribución Gaussiana como se muestra en la Figura 2.4 las cuales representan el tiempo de llegada promedio de los fotones, pero a medida que aumentaba el ángulo de interacción del rayo gamma y estos se acercaban más al sensor, es decir, a medida que nos acercamos más a la Región 3, en las simulaciones fue evidente la falta de estadística. Lo que se observó fue que a medida que los rayos gamma se acercaban al scorer era más probable que los rayos gamma llegarán este sin producir ningún fotón de centelleo, debido a que en la Región 3 el camino óptico del rayo gamma era el menor para los ángulos menores a  $90^\circ$ , por lo que el total de datos válidos para el análisis disminuían considerablemente, haciendo aún más complicado el ajuste a la distribución Gaussiana y por lo tanto a la obtención de los datos de resolución temporal y la media del tiempo de llegada.

Al determinar, que para la obtención de buenos y precisos datos en las simulaciones era necesario aumentar el número de eventos por simulación, se eligió aumentar la estadística, es decir, el número de rayos gamma mandados, el aumento fue, de 1000 rayos gamma enviados en las primeras simulaciones, a 10,000 rayos gamma por cada una de las distintas configuraciones ya antes mencionadas.

## CAPÍTULO 2. METODOLOGÍA

---

Así se inició con la segunda ronda de simulaciones, con un total de 10,000 eventos cada una, además de eso se decidió eliminar la idea de los nueve cristales centelladores independientes acoplados entre sí, de tal forma que esta vez se tomó todo el sistema de los nueve detectores como uno solo, obteniendo solo una gráfica con tendencia a una distribución Landau correspondiente a cada evento. Posteriormente simplemente se obtuvo la media del tiempo de llegada de cada gamma para al final poder obtener las gráficas que como ya sabíamos desde un principio, presentaron una distribución Gaussiana, de este modo se realizó nuevamente para los nuevos resultados un ajuste Gaussiano. Estas gráficas junto con los resultados registrados se mostrarán en el siguiente capítulo.



## Capítulo 3

# Resultados y análisis

Notamos cierta dependencia de la distribución del promedio de los tiempos de llegada como función de las regiones previamente definidas. Una de las más notables es el número de distribuciones Gaussianas que se presentan. En las Figuras 3.1, 3.2 y 3.3 se muestra la distribución de llegada para cada región, en la región 1 se presentan un máximo de 3 Gaussianas, mientras que en la región 2 disminuyen a 2 y en la región 3 solo se presenta una Gaussiana a excepción de los resultados de la interacción a 90 grados en esta región.

Podemos notar que en los resultados correspondientes a la región 1 de la Figura 3.1, donde se presentan tres Gaussianas en el caso del ángulo de 15° y 30° el cual pueden revisar en la primera imagen de la Figura A.1, esto se debe a la naturaleza de estos, ya que el recorrido que hacen los rayos gamma con estos ángulos es el más directo hacia el scorer, de igual forma recordemos que los fotones de centelleo se producen en todas direcciones, de esta forma, la misma cantidad en promedio de fotones de centelleo que tienen dirección al área efectiva, también van en dirección contraria, con la diferencia que los fotones de centelleo que son generados con dirección contraria al área efectiva tardaran mas en llegar a ser detectados, debido al recorrido que hacen, el cual es casi el doble que el de los fotones que se generaron en dirección al área efectiva.

De igual forma podemos notar que en los casos a 90° de interacción se presenta distinta a los demás ángulos, esto puede ser fácilmente explicado, ya que, en efecto un ángulo recto es una variante especial, recordemos que los fotones de centelleo se producen a todas direcciones a lo largo del recorrido, así, estos fotones, se distribuyen de tal forma que pueden cuantificar un tercer tiempo de llegada, nuevamente debido a el recorrido del Gamma y por lo tanto a su interacción con el cristal.

Podemos notar también que el efecto que tiene el ángulo de interacción de 90° es distinto para cada una de las tres Regiones, y esto es gracias a la lejanía que tuviera la fuente con scorer, como ejemplo en el caso de la Región 1 podemos ver que solo se presentan dos tiempos de llegada únicamente, a diferencia de la Región 2 la cual presente 3 tiempos de llegada distintos.

En el caso de la Región 1 para el ángulo de 90°, aparecen dos tiempos de llegada, considerando que esta es la única región en la que el número de Gaussianas disminuye realmente en el ángulo de 90°, esto es porque el camino óptico de los fotones ópticos para este caso recorren en su mayoría la misma distancia, ya que tomando el razonamiento que usamos ya anteriormente, los fotones que se crean en dirección opuesta al scorer no tendrían realmente un camino considerablemente mayor al de los fotones que se crean en dirección al sensor, estos fotones que salen en otras direcciones se distribuyen de tal forma que obtenemos únicamente dos tiempos de llegada.

Lo que ocurre en el caso de la Región 2, es que, al ser la que se ubica al centro de el cristal se producen tres Gaussianas, lo que se logra ya que los fotones de centelleo creados con dirección opuesta al scorer recorren un aproximado de tres veces la distancia de los fotones que tienen dirección al sensor, más los fotones con direcciones alternativas, ya que, recordemos, los fotones de centelleo se producen a todas direcciones, de esta forma, se distribuyen para formar tres tiempos

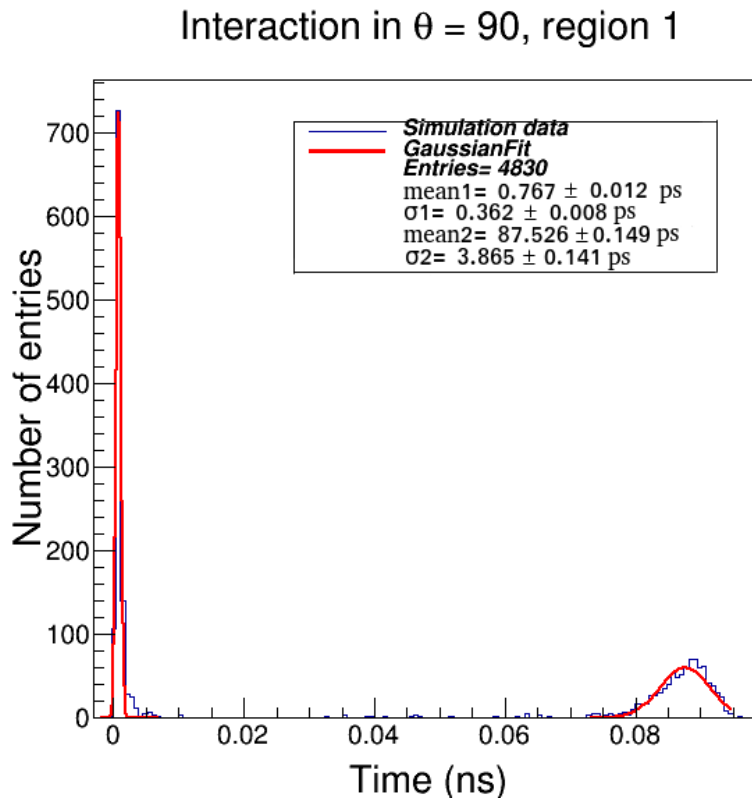
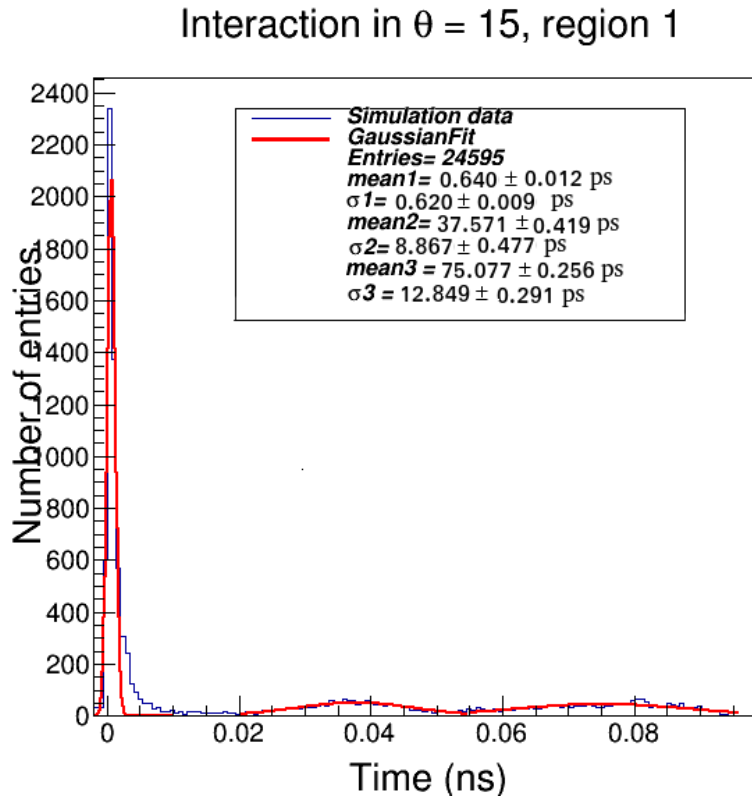
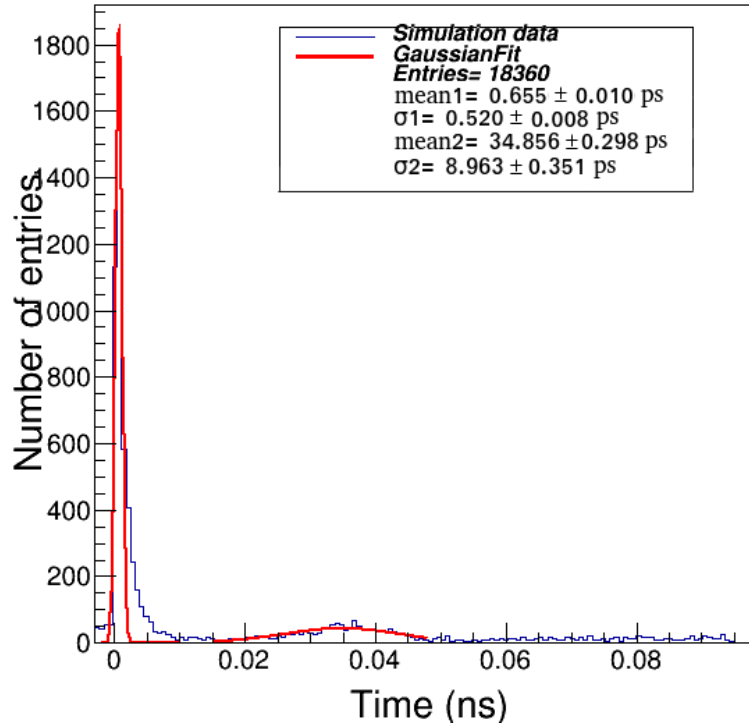


Figura 3.1: Distribución del promedio de llegada de los fotones ópticos para los ángulos  $15^\circ$  y  $90^\circ$  en la Región 1

Interaction in  $\theta = 15$ , region 2



Interaction in  $\theta = 90$ , region 2

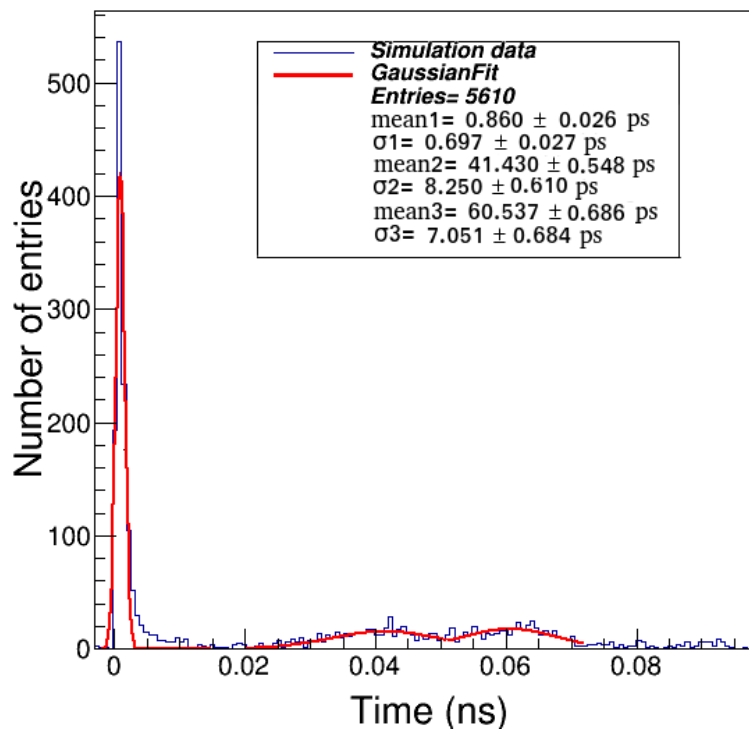


Figura 3.2: Distribución del promedio de llegada de los fotones ópticos para los ángulos  $15^\circ$  y  $90^\circ$  en la Región 2

## CAPÍTULO 3. RESULTADOS Y ANÁLISIS

---

de llegada distintos.

Las distribuciones para la Región 3, son las únicas que presentan únicamente una Gaussiana, con excepción de la gráfica de interacción a  $90^\circ$ . Estos resultados se deben más que nada a la posición en la que se están simulando los rayos gamma, está siendo la región más cercana al scorer.

Debido a que la región 3 es la más cercana al scorer el camino óptico de los rayos gamma simulados son los más cortos de todos, de tal manera que incluso se registraron varios rayos gamma que no produjeron ningún fotón de centelleo, en los casos en los que sí se produjeron fotones de centelleo recordemos que estos se generan hacia todas direcciones de esta forma podemos notar que como ya lo habíamos mencionado los fotones de centelleo con dirección contraria al scorer, hacen su recorrido hasta el extremo opuesto del centellador y de regreso para poder ser detectados.

Como resumen, en la Figura 3.4, se muestra la dependencia de la resolución temporal y el tiempo medio de llegada de los fotones como función del ángulo de incidencia para las tres regiones. Solo se utilizaron los valores presentados en la primera Gaussiana de cada evento, ya que estos datos representan el tiempo de llegada promedio registrado, y por esto también se toma la resolución temporal correspondiente a esos eventos.

También podemos notar que los valores tanto de la resolución temporal como del tiempo de llegada media, mantienen un cambio de la magnitud de décimas de ps y aunque se muestre un cambio mas notable en la región 3, aun así, este es insuficiente para ser detectado con un fotosensor en un experimento, este aumento en el tiempo de llegada y la resolución temporal de debe precisamente a la zona en la que se hicieron incidir los rayos gamma, ya que como se mencionó anteriormente, como los fotones producidos del centelleo tienen un mayor recorrido óptico, por lo tanto tarda más tiempo en llegar al scorer donde son absorbidos y registrados. En el caso de la resolución temporal la razón es la misma, por lo mismo que el camino óptico es mayor existe más dispersión en la llegada de los fotones al scorer, por lo que la resolución temporal aumenta.

A pesar del evidente aumento en la resolución temporal y el tiempo de llegada promedio en la Región 3, recordemos que estamos hablando en término de pico-segundos, por lo que el cambio más grande en la resolución temporal está aproximadamente por 0.7 ps, que a grandes rasgos no es nada para la tecnología actual ya que aún no es posible hacer distinciones con cambios en el tiempo tan pequeños.

El resto de las imágenes del análisis de resultados se pueden encontrar en el Apéndice A.

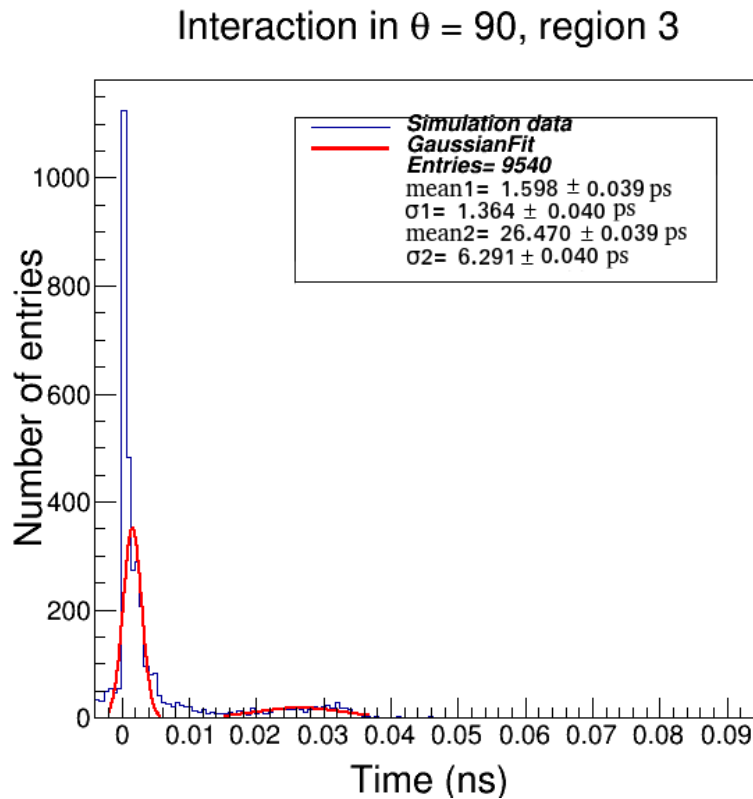
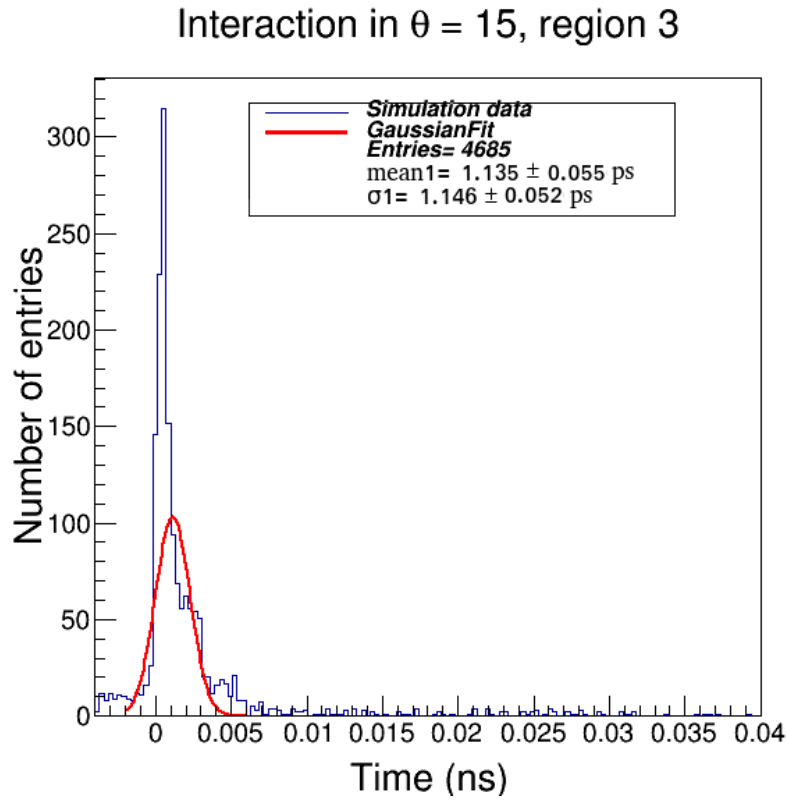


Figura 3.3: Distribución del promedio de llegada de los fotones ópticos para los ángulos  $15^\circ$  y  $90^\circ$  en la Región 3

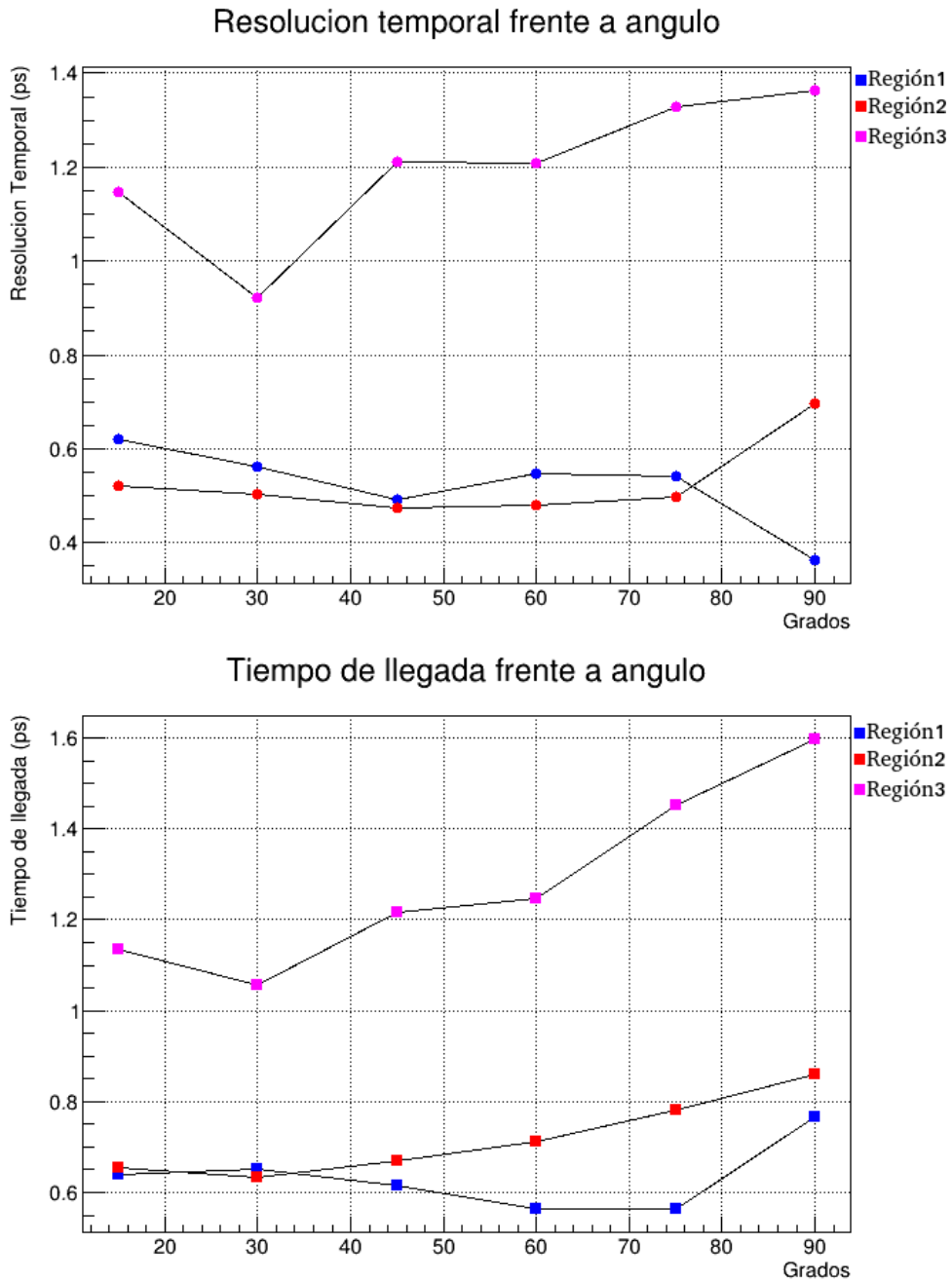


Figura 3.4: Resolución temporal y tiempo de llegada media contra ángulo de interacción de las regiones 1, 2 y 3

## Capítulo 4

# Conclusiones

Logramos simular exitosamente un cristal LYSO con sus propiedades ópticas por lo que se obtuvieron resultados confiables y lo más acercados a la realidad posible, por otro lado, se omitió el proceso de aniquilación en la simulación, esto es debido a que de no ser por eso el tiempo de cómputo se hubiera aumentado demasiado, además este proceso no era estrictamente necesario para obtener los resultados que buscábamos, por lo que al final sólo simulamos los rayos gamma.

Es evidente, por lo presentado en la Figura 3.4, que existe un cambio en los valores de resolución temporal y tiempo de llegada para las distintas regiones a los ángulos ya antes mencionados, pero, el cambio existente en la resolución temporal e incluso en el tiempo de llegada promedio es prácticamente insignificante respecto a la tecnología de detección de hoy en día, incluso, un sensor recientemente desarrollado por el CERN llamado picoTDC el cual es capaz de diferenciar a dos fotones en una ventana de tiempo de 3 ps, sería incapaz de diferenciar entre dos eventos tomando en cuenta la configuración del detector en este trabajo, ya que como vimos tenemos un cambio máximo de 1 ps.

Por lo tanto podemos concluir que la resolución temporal no es invariante ante el cambio del ángulo de interacción, sin embargo el cambio es tan mínimo que resultaría imposible notarlo, lo que es una buena señal para la implementación de esta configuración de detectores en un MicroPET, ya que, como ya sabemos en la realidad, dentro de un PET o MicroPET los gamma no llegan al detector a solamente 6 ángulos de interacción, estos llegarán a todas direcciones a múltiples ángulos de interacción, y con los resultados obtenidos en esta tesis podemos estar seguros, que la resolución temporal no se verá afectada por estos factores.

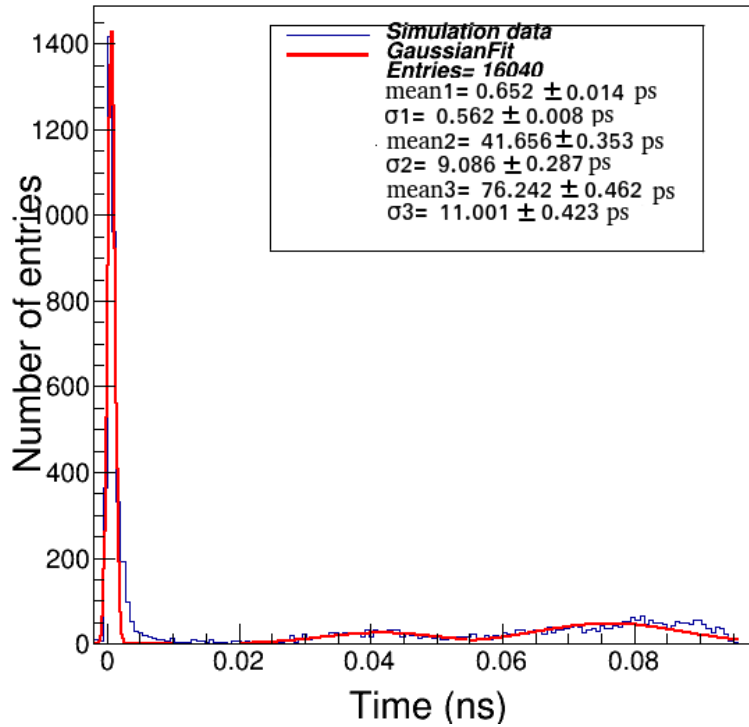
No podemos olvidar que los resultados obtenidos corresponden únicamente a las dimensiones del sistema detector utilizado, por lo que en futuros trabajos se puede experimentar con mas ángulos e incluso poder variar el tamaño y forma del cristal de forma que podamos observar el tipo de cambios que se presentarían si vamos aumentando poco a poco el tamaño del cristal.

De esta forma, tenemos un poco más de información acerca de la viabilidad de un cambio en el sistema de detección en PET, que en principio se probaría solo en MicroPET por las dimensiones del bloque detector simulado, pero, no se descarta la idea de implementarlo en PET de tamaño normal, añadiendo o cambiando algunas variables, buscando las diferentes ventajas y avances que esto conlleva, como por ejemplo un evidente descenso en el consumo energético de la máquina de tomografía, y por supuesto un aumento en la resolución de las imágenes obtenidas, por el evidente aumento de detectores que supone un considerable aumento en los pixels centelladores y por lo tanto de las imágenes.



# Apéndice A

Interaction in  $\theta = 30$ , region 1



Interaction in  $\theta = 45$ , region 1

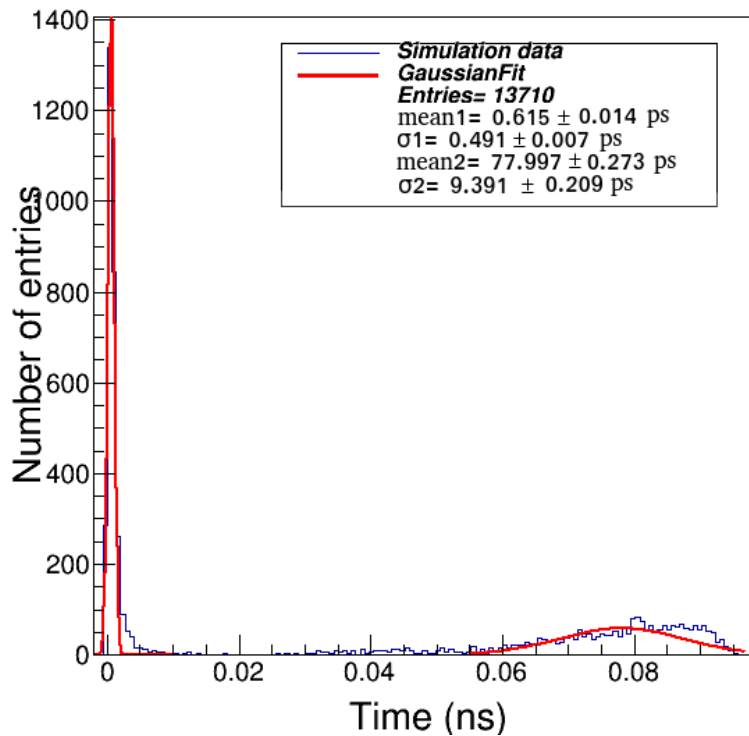
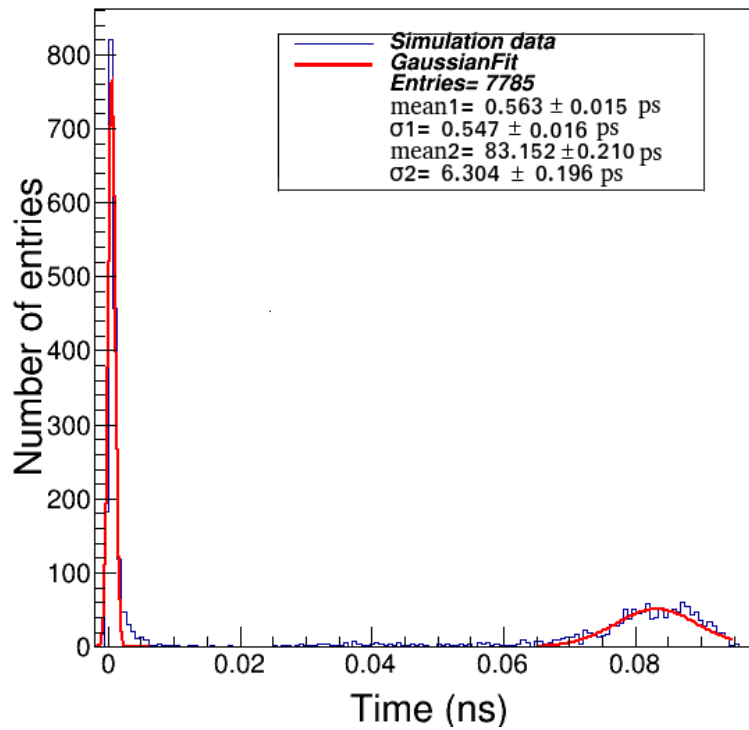


Figura A.1: Gaussianas obtenidas en los casos de interacción a  $30^\circ$  y  $45^\circ$  en la Región 1

Interaction in  $\theta = 60$ , region 1



Interaction in  $\theta = 75$ , region 1

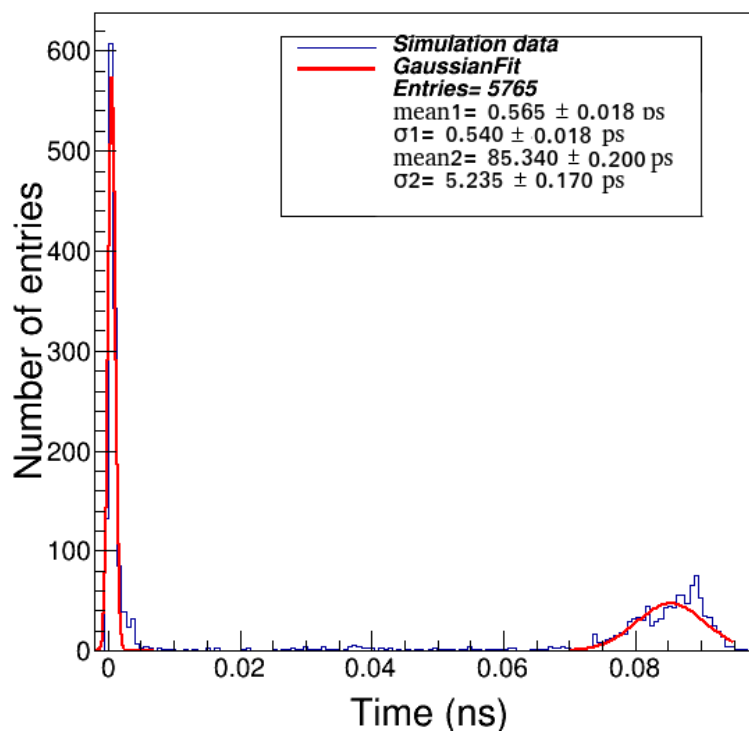
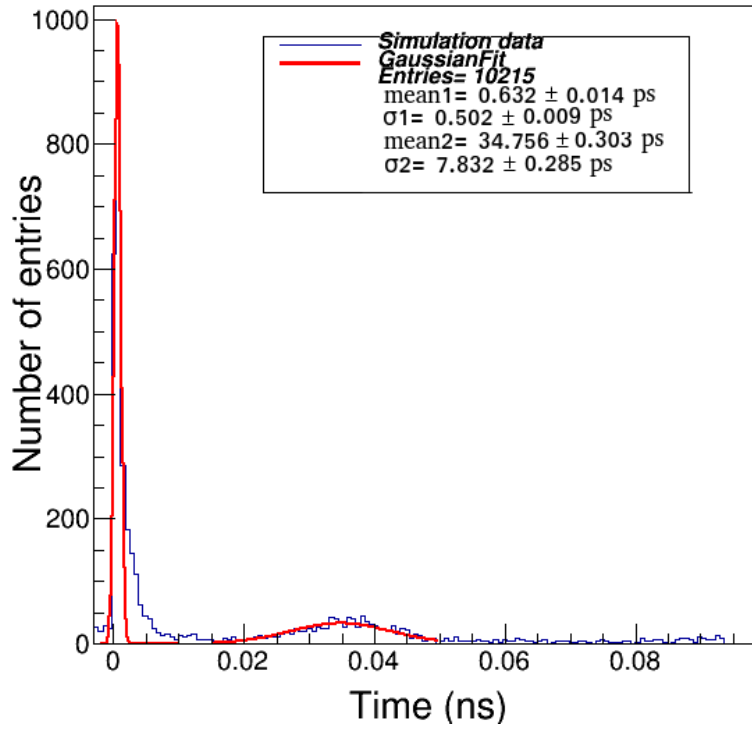


Figura A.2: Gaussianas obtenidas en los casos de interacción a  $60^\circ$  y  $75^\circ$  en la Región 1

Interaction in  $\theta = 30$ , region 2



Interaction in  $\theta = 45$ , region 2

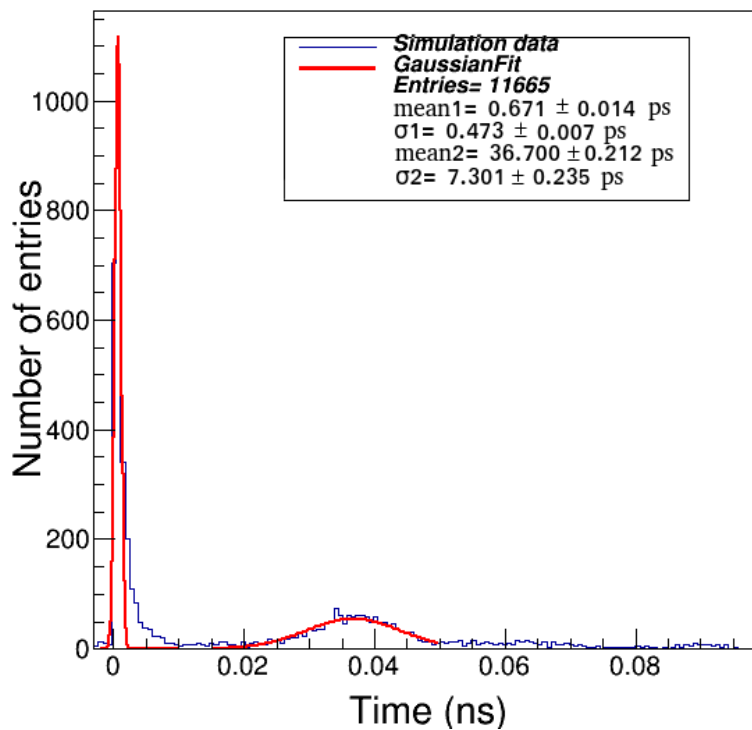
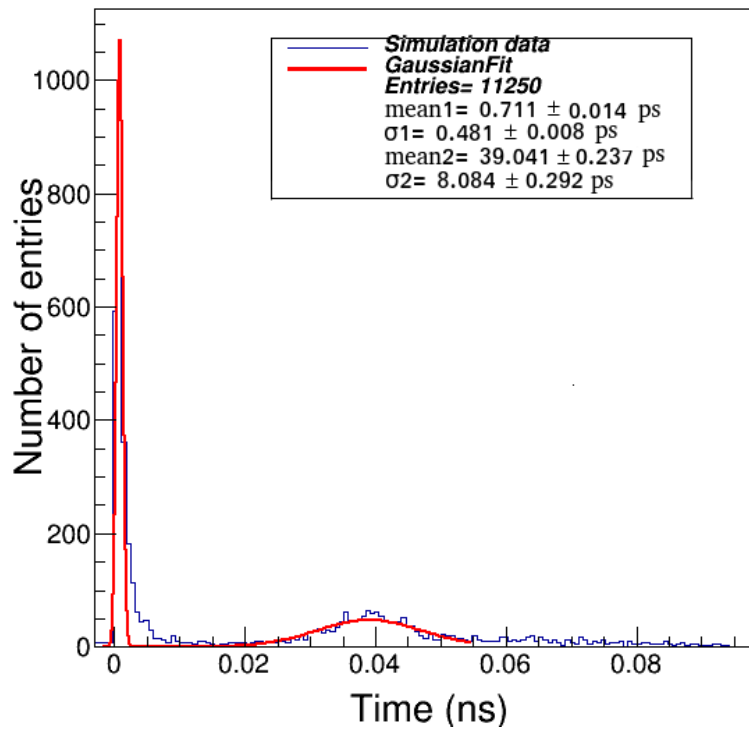


Figura A.3: Gaussinas obtenidas en los casos de interacción a  $30^\circ$  y  $45^\circ$  en la Región 2

Interaction in  $\theta = 60$ , region 2



Interaction in  $\theta = 75$ , region 2

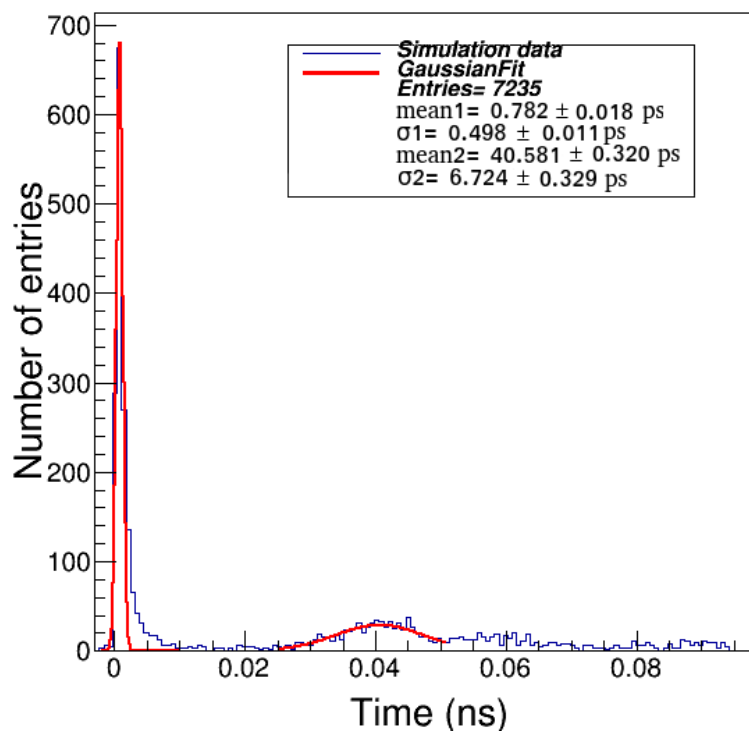
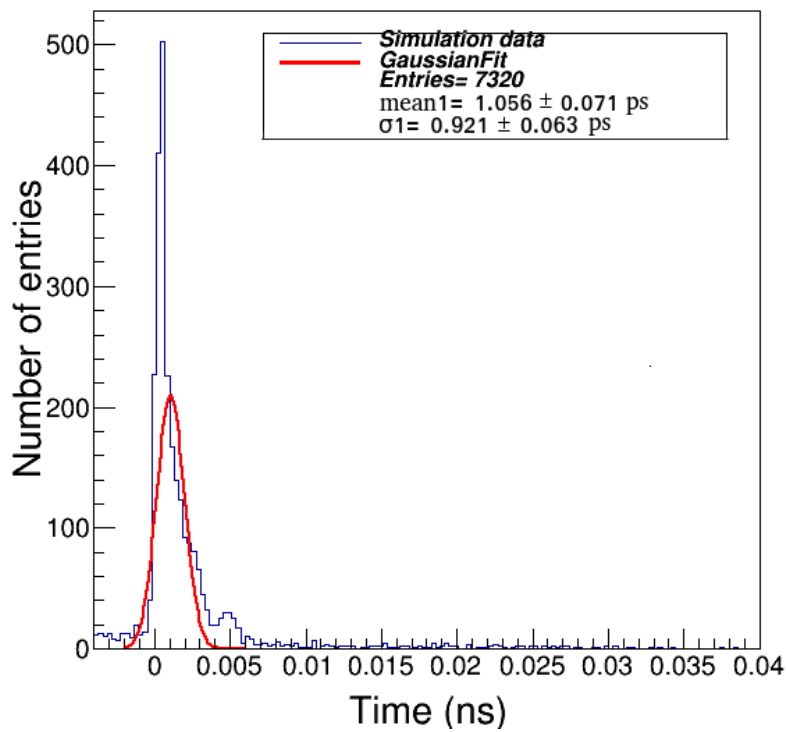


Figura A.4: Gaussianas obtenidas en los casos de interacción a  $60^\circ$  y  $75^\circ$  en la Región 2

Interaction in  $\theta = 30$ , region 3



Interaction in  $\theta = 45$ , region 3

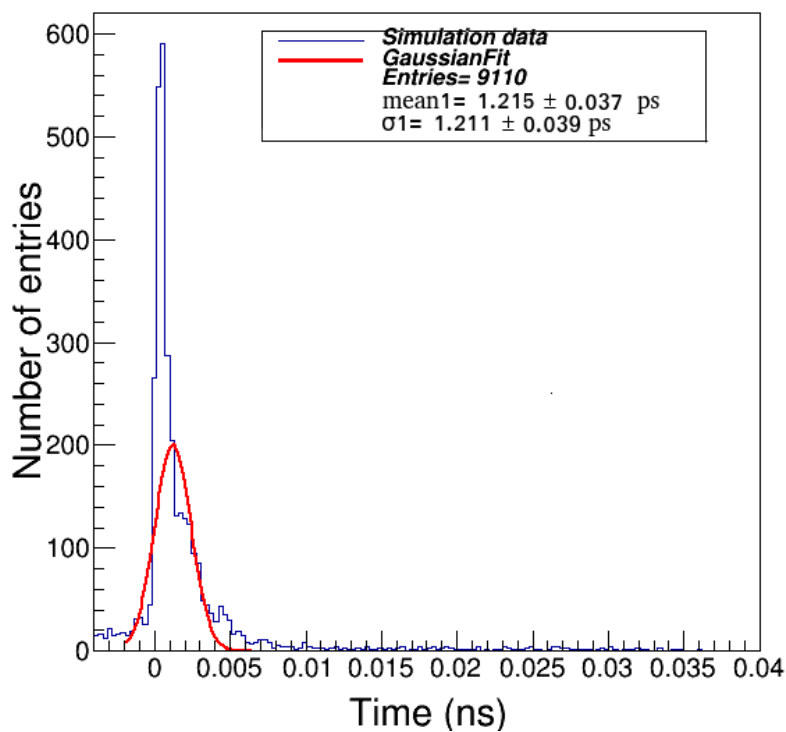
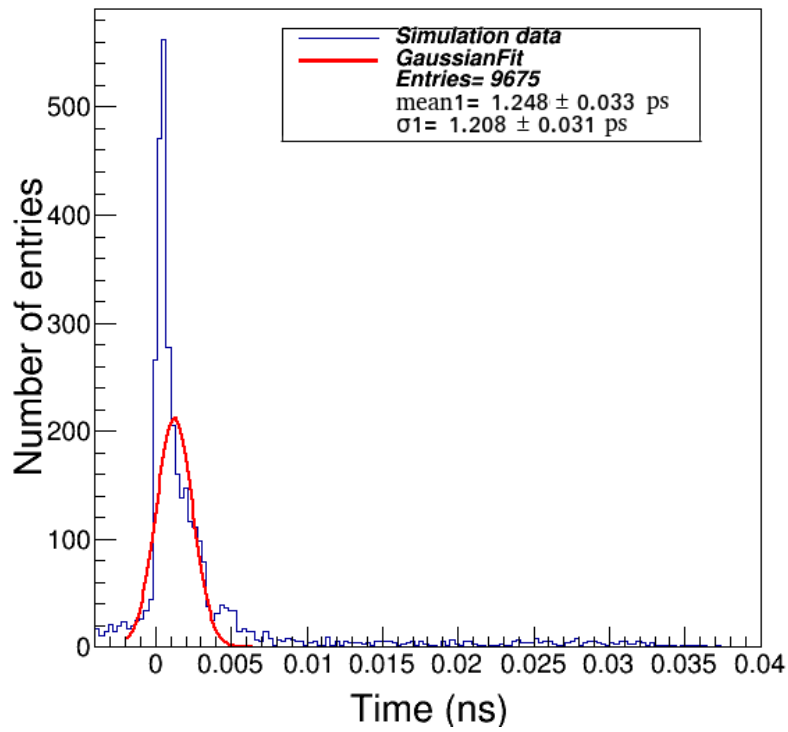


Figura A.5: Gaussianas obtenidas en los casos de interacción a  $30^\circ$  y  $45^\circ$  en la Región 3

Interaction in  $\theta = 60$ , region 3



Interaction in  $\theta = 75$ , region 3

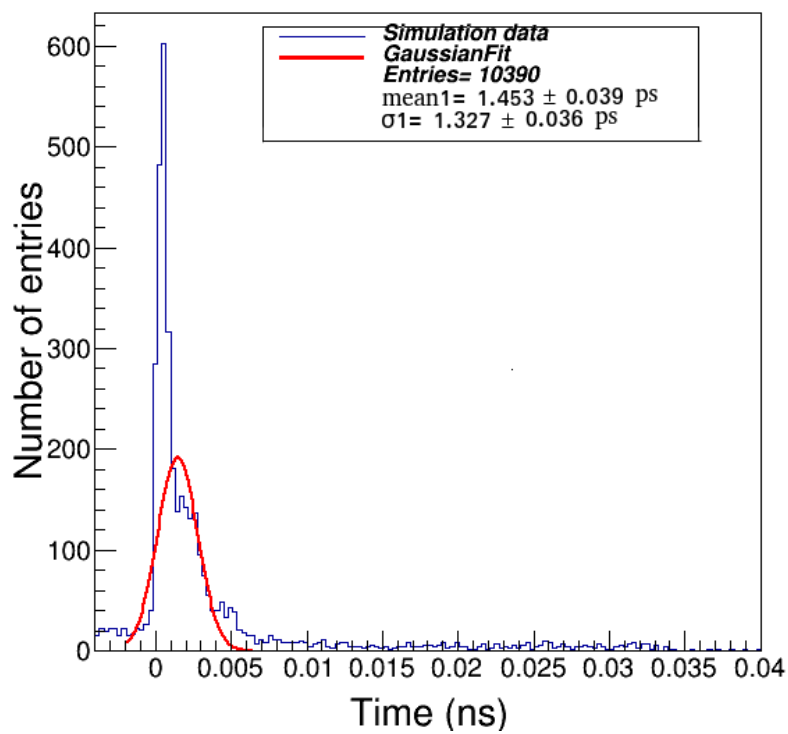


Figura A.6: Gaussianas obtenidas en los casos de interacción a  $60^\circ$  y  $75^\circ$  en la Región 3



# Bibliografía

- [1] C H Zepeda 2020 J. Phys.: Conf. Ser. 1540 012031
- [2] Recuperado de: [https://es.qaz.wiki/wiki/Charge\\_conservation](https://es.qaz.wiki/wiki/Charge_conservation), en 2021 febrero.
- [3] Recuperado de: <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbasees/Particles/parint.html#c3>, en 2021
- [4] Recuperado de: <https://cnx.org/contents/tkepuXYx@2.3:IxX6YLIV@4/11-2-Leyes-de-conservaci%C3%B3n-de-las-part%C3%ADculas>, en 2021 enero.
- [5] Martín, I. S., and Morales, J. M. P. (2015). Detectores monolíticos y sensores compatibles con altos campos magnéticos para tomografía por emisión de positrones (Doctoral dissertation, Universidad Politécnica de Madrid). 45-
- [6] Carel et al., "Inorganic scintillators in medical imaging," *Phys. Med. Biol.*, vol. 47, pp. R85-R106, 2002.
- [7] Díaz Valdiviezo, K. A., and Carrasco Montesdeoca, C. Y. (2017). Estudios preliminares para la construcción de un prototipo de detector de radiación basados en centelleadores plásticos (Bachelors thesis, Escuela Superior Politécnica de Chimborazo).
- [8] C. M. Pepin et al., "Properties of LYSO and recent LSO scintillators for phoswich PET detectors," in *IEEE Transactions on Nuclear Science*, vol. 51, no. 3, pp. 789-795, June 2004, doi: 10.1109/TNS.2004.829781.
- [9] D. Chiriu et al., "Structural Characterization of  $Lu_{1,8}Y_{0,2}SiO_5$  crystals" *Physical Review B*, Condensed Matter and Materials Physics 76 no. 5 pp. 054112-1/054112-8 (2007)
- [10] Agulló Antón, M. J. (2011). EVALUACIÓN DE LOS FOTOMULTIPLICADORES DE SILICIO (SiPM) COMO ALTERNATIVA A LOS FOTOMULTIPLICADORES DE TUBO DE VACÍO (PMT) EN UN FRONT-END INTEGRADO PARA APLICACIONES PET.
- [11] Wagatsuma, K., Miwa, K., Sakata, M., Oda, K., Ono, H., Kameyama, M., ... & Ishii, K. (2017). Comparison between new-generation SiPM-based and conventional PMT-based TOF-PET/CT. *Physica Medica*, 42, 203-210.
- [12] A. Alvarado et al. 2020 *Nucl. Instrum. Meth. A* 953 163150
- [13] Ros García, A. (2012). Optimización de cristales centelleadores para la determinación de la DOI en tomografía de rayos gamma.3,9-12
- [14] Recuperado de, <https://www.iaea.org/es/newscenter/news/que-es-un-ciclotron-donde-se-halla>
- [15] Ley, J. A., Sánchez, G. D. R. E., and Arias, J. L. R. (2005). Tomografía por emisión de positrones. *PET Fundamentos e indicaciones. Acta Médica Grupo Ángeles*, 3(3), 179-181.

- [16] Lara Camacho, V. M., and Altamirano Ley, J. (2015). MicroPET: tomografía por emisión de positrones para animales de laboratorio. *Revista de la Facultad de Medicina (México)*, 58(1), 29-32.
- [17] Núñez, M. (2008). *Tomografía por emisión de positrones (PET): Fundamentos*. Escuela Universitaria de Tecnología Médica, Udela R, Montevideo, Uruguay, 3-5.