



Benemérita Universidad Autónoma de Puebla

Facultad de Ciencias Físico Matemáticas

Estudio de la resolución temporal en Geant4 como función  
del tamaño del centellador y del porcentaje de reflexión

Tesis presentada al

**Colegio de Física**

como requisito parcial para la obtención del grado de

**LICENCIADO EN FÍSICA APLICADA**

por

Andrés Alfonso Saavedra Romero

Asesorado por

Dr. Cristian Heber Zepeda Fernández

Puebla, Pue  
Junio 2020





Benemérita Universidad Autónoma de Puebla

Facultad de Ciencias Físico Matemáticas

Estudio de la resolución temporal en Geant4 como función  
del tamaño del centellador y del porcentaje de reflexión

Tesis presentada al

**Colegio de Física**

como requisito parcial para la obtención del grado de

**LICENCIADO EN FÍSICA APLICADA**

por

Andrés Alfonso Saavedra Romero

Asesorado por

Dr. Cristian Heber Zepeda Fernández

Puebla, Pue  
Junio 2020

Título: Estudio de la resolución temporal en Geant4 como función del tamaño del centellador y del porcentaje de reflexión  
Estudiante: ANDRÉS ALFONSO SAAVEDRA ROMERO

COMITÉ



---

Mario Cahuantzi Rodriguez  
Presidente



---

Ricardo Agustín Serrano  
Secretario



---

José Ruben Conde Sánchez  
Vocal



---

Asesor  
Dr. Cristian Heber Zepeda Fernández



---

Co-Asesor  
Dr. Guillermo Tejeda Muñoz



# Agradecimientos

Me gustaría expresar mi más profundo agradecimiento al Dr. Cristian Heber Zepeda Fernández por su guía y asesoramiento en la realización de este trabajo de investigación, también por su paciencia y compromiso con el alumno. Además, me gustaría agradecer al laboratorio de Física Médica de la Facultad de Ciencias Físico-Matemáticas por permitirme desarrollar mi trabajo de investigación en sus instalaciones.

Al Dr. Ricardo Agustín Serrano por su entusiasmo y disposición para colaborar con los estudiantes, a la M. C. María Inés Teresa Pinto Rafael por su paciencia y entrega con la docencia, al Dr. José Rubén Conde Sánchez por su comprensión, apoyo y enseñanzas y al Dr. Iván Fuentecilla Cárcamo por su constante esmero en el desarrollo de las habilidades del alumnado.

Quisiera agradecer también a mi amiga y compañera María L. López Toxqui por haberme acompañado y apoyado desde el principio de mis estudios superiores, a mis amigos Luis A. Hernández Bandala, Jhovanni Medina López y Jorge M. Martínez Espinosa por su sincera amistad y el apoyo incondicional recibido por parte de ellos en diferentes ocasiones a lo largo de estos años. A Jeny Rojas Xóchimitl y Eduardo Salvador Valencia por su amistad, confianza y perspectiva optimista.

A mi hermana menor Vania Saavedra Romero por su disposición para ayudar y su sentido del humor en momentos de gran tensión. También quiero agradecer a mi madre Laura Romero Vargas por dedicar parte de su vida a mí cuidado y crecimiento personal, por fomentar en mí una conducta de respeto y gratitud, por su cariño incondicional y por su sinceridad. Finalmente quiero agradecer a mi padre Hugo Saavedra Fernández por su apoyo ilimitado en cada etapa de mi vida, por sus consejos en situaciones confusas y por siempre estar presente cuando lo he necesitado incluso en la distancia.

# Índice general

Agradecimientos

Índice de figuras

Índice de tablas

Resumen

Introducción.....	1
Planteamiento del Problema .....	5
Capítulo 1 .....	6
Antecedentes.....	6
1.1. Dosis .....	6
1.1.1. Dosis admisible en el organismo .....	6
1.1.2. Rangos en Dosimetría.....	6
1.2. Fuentes de radiación .....	8
1.2.1. Fuentes cósmicas .....	8
1.2.2. Fuentes Terrestres.....	8
1.3. Radiación Ionizante .....	9
1.3.1. Tipos de radiaciones Ionizantes.....	10
1.4. Interacción de la radiación con la materia .....	11
1.4.1. Efecto fotoeléctrico.....	11
1.4.2. Efecto Compton.....	12
1.4.3. Dispersión Coherente .....	13
1.4.4. Producción y aniquilación de pares.....	13
Capítulo 2 .....	15
Aplicaciones en la medicina .....	15
2.1. La radiación y la medicina.....	15
2.1.1. Radiofármaco.....	15
2.1.2. Medicina Nuclear .....	16
2.1.3. Radiología.....	16
2.1.4. Radioterapia.....	17
2.2. TC .....	17
2.2.1. Descripción de la TC .....	18
2.2.2. Tipos de escáner para TC .....	18
2.2.3. Proceso de detección de TC.....	18
2.3. SPECT.....	19
2.3.1. Descripción del SPECT .....	19

2.3.2.	Radiotrazador para SPECT.....	20
2.3.3.	Cámara Gamma .....	21
2.3.4.	La Matriz del SPECT .....	21
2.3.5.	Proceso de detección del SPECT.....	21
2.3.6.	Yoduro de Sodio activado con Talio ( <b>NaI(Tl)</b> ) .....	22
2.4.	PET .....	22
2.4.1.	Descripción del PET.....	22
2.4.2.	Principio de aniquilación.....	23
2.4.3.	Tipos de eventos .....	23
2.4.4.	Micro PET .....	24
2.4.5.	Proceso de detección de PET.....	25
2.5.	Cristales Centelleadores.....	25
2.5.1.	Material Centelleador .....	25
2.5.2.	Centelleadores orgánicos.....	25
2.5.3.	Centelleadores inorgánicos (Cristales inorgánicos) .....	26
2.5.4.	Ortosilicato de lutecio ( <b>LSO</b> ).....	27
2.5.5.	Centelleadores gaseosos .....	27
Capítulo 3	.....	28
Detector	.....	28
3.1.	Características Generales.....	28
3.1.1.	Sensibilidad .....	28
3.1.2.	Respuesta del detector .....	28
3.1.3.	Resolución Temporal.....	29
3.1.4.	Tiempo muerto .....	29
3.2.	Tipos de detectores .....	30
3.2.1.	Detectores de ionización gaseosos .....	30
3.2.2.	Detector semiconductor.....	31
3.2.3.	Detector de centelleo .....	32
3.3.	Tubo fotomultiplicador (PMT).....	32
3.3.1.	Definición de PMT .....	33
3.3.2.	Proceso de emisión.....	33
3.3.3.	Especificaciones del PMT .....	34
3.3.4.	Fotodiodos como alternativa de los PMT.....	35
3.4.	Fotomultiplicadores de Silicio (SiPM) .....	35
3.4.1.	Descripción de un SiPM.....	35
3.4.2.	Estructura del SiPM.....	36
3.4.3.	Preferencia del SiPM sobre el PMT .....	36

Capítulo 4 .....	38
Metodología.....	38
4.1. Caracterización .....	38
4.1.1. Construcción del detector .....	38
4.1.2. Configuraciones.....	39
4.1.3. Procedimiento general .....	40
Capítulo 5 .....	42
Resultados.....	42
5.1. Distribución de las configuraciones .....	42
5.1.1. Distribuciones de 10mmx10mmx20mm .....	42
5.1.2. Distribuciones de 20mmx20mmx40mm .....	44
5.1.3. Distribuciones de 80mmx80mmx160mm .....	46
5.1.4. Resultados generales .....	47
Capítulo 6 .....	50
Conclusiones.....	50
6.1. Conclusiones finales.....	50
Bibliografía.....	51

# Índice de Figuras

Figura 1. Representación del “volumen hija” ubicada en el origen .....	3
Figura 2. Representación del Efecto Fotoeléctrico [22] .....	12
Figura 3. Representación de la dispersión de Compton [22] .....	13
Figura 4. Representación de la dispersión de Reyleigh [22] .....	13
Figura 5. Representación de la producción de pares [22] .....	14
Figura 6. a) Sección eficaz de una cámara gamma dual de cabeza .....	20
Figura 7. Proceso de aniquilación [48] .....	23
Figura 8. Estudios microPET aplicando a) $^{18}\text{F}$ -FDG y $^{18}\text{F}$ -FLT realizados en el .....	24
Figura 9. Detector de ionización gaseoso básico [63] .....	30
Figura 10. Detector de centelleo básico [54] .....	32
Figura 11. Estructura de un PMT [72] .....	34
Figura 12. Estructura básica de un SiPM [77] .....	36
Figura 13. Configuración del detector y scorer simulado. ....	39
Figura 14. Diagrama de la metodología .....	41
Figura 15. Distribución de la llegada de eventos configuración 1 .....	43
Figura 16. Distribución de la llegada de eventos configuración 2 .....	43
Figura 17. Distribución de la llegada de eventos configuración 3 .....	43
Figura 18. Distribución de la llegada de eventos configuración 4 .....	44
Figura 19. Distribución de la llegada de eventos configuración 5 .....	45
Figura 20. Distribución de la llegada de eventos configuración 6 .....	45
Figura 21. Distribución de la llegada de eventos configuración 7 .....	46
Figura 22. Distribución de la llegada de eventos configuración 8 .....	46
Figura 23. Distribución de la llegada de eventos configuración 9 .....	47
Figura 24. Tiempo de vuelo vs. Porcentaje de Forrado .....	48
Figura 25. Resolución Temporal Intrínseca vs. Porcentaje de Forrado .....	48

# Índice de Tablas

Tabla 1. Rangos dosimétricos utilizados por el UNSCEAR [13].....	7
Tabla 2. Dosis máximas y comparación con la dosis anual de radiación [11].....	7
Tabla 3. Composición del LYSO [81].....	39
Tabla 4. Valores de los parámetros por configuración.....	40
Tabla 5. Mean y Resolución temporal de las configuraciones.....	47

## Resumen

En el campo de la medicina muchas veces se recurre a la radiación para la detección de ciertos padecimientos que afectan de manera directa los órganos de un paciente, en particular, la formación de imágenes se basa en la detección de la radiación que proviene de una cantidad de un radiofármaco administrado previamente a un paciente. La radiación dentro del paciente es dañina para todo el cuerpo, por lo cual se requiere tener un sistema de detección eficiente para no tener que repetir el estudio. Dicha eficiencia está relacionada en gran parte con la resolución temporal, es necesario que el detector pueda adquirir la mayor cantidad de información posible en un corto periodo de tiempo. En esta tesis se estudia la resolución temporal del material centellador utilizado normalmente como detector de radiación gamma, dicho material es el cristal centellador oxiortosilicato de lutecio con itrio (LYSO, por sus siglas en inglés). Se presentan los resultados de la resolución temporal como función del porcentaje de reflexión del centellador y del tamaño, para ello se realizaron simulaciones utilizando el programa Geant4 que nos permite construir y modificar los parámetros de acuerdo a nuestra configuración.

**Palabras clave:** *Radiación Gamma, Cristal centellador, Detector, Resolución temporal.*

# Introducción

Paul Villard, químico y físico francés, descubrió la radiación gamma en 1900, mientras estudiaba la radiación emitida por el radio [1]. Otra forma de obtener radiación gamma es mediante un isótopo radioactivo, que es aquél que sufre un cambio espontáneo en la composición de su núcleo, denominado desintegración, lo cual resulta en la emisión de energía [2]. Existen otras técnicas para obtener dicha radiación, la técnica en la que nos basamos para su mejora de detección es en la tomografía por emisión de positrones (PET, por el inglés *Positron Emission Tomography*), que es empleada en medicina nuclear para el diagnóstico no invasivo de determinadas enfermedades. La aplicación de dicha técnica permite el estudio del comportamiento de tejido en un ser vivo, puede tratarse de un tumor o el desarrollo de alguna enfermedad.

En general un tomógrafo de rayos gamma (PET, SPECT) utiliza detectores de centelleo los cuales se caracterizan por emplear cristales centelleadores, existe una variedad selecta de este tipo de cristales y de acuerdo a sus características físicas intrínsecas (tales como el tamaño) estos serán utilizados para la detección en humanos (PET) o en especies pequeñas (MicroPET). Es común ver que los detectores empleados en los equipos de PET y MicroPET utilizan cristales centelleadores de oxiorosilicato de lutecio (LSO) y también cristales centelleadores de oxiorosilicato de lutecio-itrinio (LYSO) [3], más adelante se detallarán las características que estos ofrecen para los estudios de interés.

## Motivación

Con el paso del tiempo las aplicaciones de la física se han extendido a otros campos como la medicina, en general, se ha desarrollado un mayor interés en mejorar los detectores de radiación que se utilizan en diversas disciplinas como física médica, radiología y radiografía. De manera particular, la atención se ha visto dirigida hacia los detectores de rayos gamma (que se utilizan en estudios como la Tomografía por Emisión de Positrones), ya que estos ofrecen gran cantidad de información.

En este trabajo se realiza una caracterización de materiales detectores con propiedades de centelleo de manera teórica (mediante simulaciones), esto permite ahorrar esfuerzos y recursos en la búsqueda de la configuración más adecuada para un detector de centelleo pues nos da la posibilidad de configurar diferentes parámetros de manera computacional sin la necesidad de tener que implementar dichos cambios de manera física, lo cual, entre otras ventajas, reduce costos de investigación.

Para este trabajo se utiliza el software Geant4, este es un conjunto de herramientas diseñadas para simulación del paso de partículas a través de la materia utilizando los métodos de Monte Carlo [4]. Los métodos de Monte Carlo, en general, son una amplia clase de algoritmos computacionales que están basados en un muestreo aleatorio repetido para obtener resultados numéricos [5], con frecuencia se utilizan en problemas físicos y matemáticos siendo especialmente útiles cuando resulta complicado utilizar otros enfoques. Estos métodos datan del año 1946 cuando Stanislaw Ulam jugaba solitario, su nombre proviene de un casino en el principado de Mónaco conocido como “la capital del juego de

azar”, al considerar una ruleta como un generador simple de números aleatorios [6], sin embargo, la base de la probabilidad aleatoria tiene su origen en tiempos previos a la creación del casino. Entre las múltiples áreas de aplicación que tiene Geant4 se encuentran la física de altas energías, la física nuclear y estudios en medicina y ciencia espacial [4]. Geant4 ofrece las siguientes facilidades:

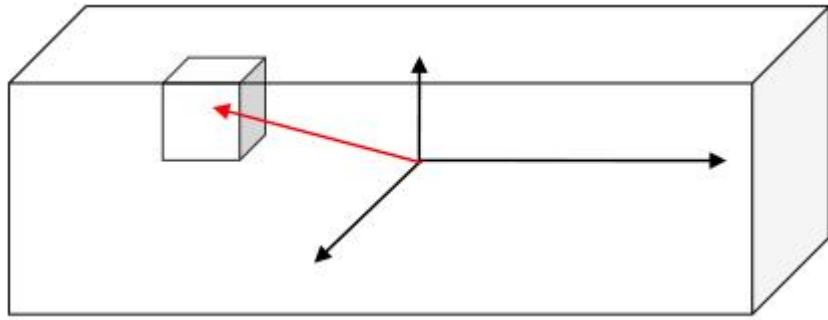
*Geometría*: Es un análisis del diseño físico del experimento, incluyendo los detectores y considerando cómo este diseño afectará la trayectoria y, en general, la dinámica de las partículas del experimento [7].

*Tracking (Trayectoria)*: El tracking consiste en el paso de una partícula a través de la materia, considerando posibles interacciones y decaimientos [7].

*Respuesta del detector*: Consiste en registrar cuando una partícula pasa a través del volumen de un detector y de esta manera se estima cómo respondería un detector real [7].

*Run manager (Administrador de ejecución)*: Consiste en registrar los detalles de cada ejecución, así como la configuración del experimento con diferentes especificaciones [7].

Para poder realizar simulaciones es necesario construir el detector que se va a utilizar, para ello se debe definir la geometría del detector, esto consiste en definir la forma y el tamaño de éste, además de añadir el material que lo conforma. Debido a que estamos utilizando Geant4 podemos realizar esta acción parametrizando el ejemplo OpNovice que viene predeterminado en el código fuente de acuerdo a nuestras necesidades y posteriormente invocarlo como un método en nuestra función principal [8]. Para poder construir el arreglo experimental debemos definir los parámetros necesarios de los métodos G4VSolid(), G4LogicalVolume() y G4VPhysicalVolume. El primer método G4VSolid() se utiliza para definir la forma y el tamaño del detector [8], por otro lado G4LogicalVolume() contiene toda la información del volumen del detector como el material del que está hecho, la sensibilidad y el campo magnético además de la forma y el tamaño debido a que uno de sus parámetros “pBoxSolid” invoca estas características [8]. Ahora bien, para que la simulación pueda llevarse a cabo, debe existir un volumen que represente el área experimental y contener todos los otros componentes, este volumen se conoce como “volumen madre” y contiene dentro un “volumen hija” [9]. La función G4VPhysicalVolume nos permite definir la posición de este “volumen hija” mediante el eje de coordenadas X,Y,Z además de un sistema de rotación, es importante mencionar de que el “volumen hija” es una instanciación del “volumen madre” por lo que sus características geométricas son una herencia del “volumen madre” [9], además se debe tener presente la condición de que los objetos deben ser colocados a partir del origen del volumen madre por cuestiones de la geometría. Estas construcciones se visualizan de manera simple en la Figura 1.



*Figura 1. Representación del “volumen hija” ubicada en el origen del “volumen madre” [9]*

Para que el lector pueda tener una idea del algoritmo empleado se le presenta el siguiente script como ejemplo, se muestra una caja con coordenadas posX, posY y posZ, ubicada dentro de pMotherLog, que es el volumen madre:

```
G4VSolid* pBoxSolid = #Se define el tipo de sólido
new G4Box(“aBoxSolid”, 1.*m, 2.*m, 3.*m); #Se definen las dimensiones de la
caja
G4LogicalVolume* pBoxLog = #Se define el volumen lógico
new G4LogicalVolume( pBoxSolid, pBoxMaterial, “aBoxLog”, 0, 0, 0); #Se define
el material del sólido creado
G4VPhysicalVolume* aBoxPhys = #Se define el volumen físico
new G4PVPlacement( pRotation, G4ThreeVector(posX, posY, posZ), pBoxLog,
“aBoxPhys”, pMotherLog, 0, copyNo); #Se define el “volumen hija” y sus
coordenadas de origen
```

Una vez que se tiene del detector que se va a emplear en la simulación se debe generar la partícula o haz de partículas con las que este va a interactuar, para ello es necesario “disparar” una partícula primaria con una energía determinada inicialmente desde cierto punto con una dirección fija, se pueden mandar diferentes tipos, así como también se pueden definir diferentes posiciones [10]. Geant4VPrimaryGeneratorAction es una clase que nos permite controlar la generación de una partícula primaria, definiendo el tipo, el momento, la masa, la energía cinética y la dirección de momento [10], sin embargo, no nos permite disparar esta partícula por lo que debemos implementar un generador primario que recopile esta información como parámetros para poder generarla y dispararla. En concreto, utilizamos G4ParticleGun debido a que nos permite disparar una partícula primaria con una energía dada por el usuario en un tiempo determinado [10]. Por ello, se invoca el método GeneratePrimaryVertex(anEvent) que nos permite generar un evento con los parámetros establecidos previamente, completando así la implementación de la clase. Es importante mencionar que las partículas primarias deben ser almacenadas en G4Event [10]. Con el fin

de motivar lo anterior, se presenta al lector un ejemplo simple de una función para generar un positrón:

```
void T01PrimaryGeneratorAction::  
GeneratePrimaries(G4Event*anEvent)  
particleGun ->SetParticleDefinition(particle); #Se define el tipo de partícula
```

El ejemplo anterior es bastante básico, para poder invocarlo deberíamos definir otras características de la partícula como su masa, su energía cinética, su momento, su dirección y el evento para almacenar la partícula primaria.

Esta tesis está estructurada en seis capítulos. El Capítulo 1 menciona los conceptos básicos relacionados con la radiación y la manera en que ésta interacciona con la materia, lo cual constituye el fundamento físico de nuestro estudio. Por otro lado, en el Capítulo 2 se profundiza en las aplicaciones de la radiación en el área de la medicina, esto da lugar al proceso de tomografía por emisión de positrones que se aborda en nuestro estudio, así como su respectivo proceso de detección y la relevancia de los cristales centelleadores. El Capítulo 3 presenta de manera detallada el funcionamiento y los elementos que constituyen el detector y el porqué de utilizar fotomultiplicadores de Silicio en nuestra configuración mientras que el Capítulo 4 desarrolla la metodología empleada para nuestras simulaciones. A partir esta metodología se obtienen los resultados que se analizan en el Capítulo 5, finalmente las conclusiones de este trabajo se presentan en el Capítulo 6. Al término de este último capítulo se presenta la bibliografía en la que se basa la presente tesis de licenciatura.

# Planteamiento del Problema

## Enunciado

A pesar de las ventajas que ofrece un estudio de tipo PET, la utilidad de este se halla sujeta a la configuración del detector empleado. Dicha configuración influye no solo en la eficacia del estudio sino también en otros aspectos como los costos de producción y el tipo de materiales empleados. Algunos parámetros como el centelleador empleado y las dimensiones de este, tienen una repercusión sustancial en el proceso de detección ya que ciertas configuraciones pueden ofrecernos resultados aceptables pero de un elevado costo por lo que no resultarían óptimas. Es por ello que resulta indispensable tener un sistema que permita obtener resultados favorables en relación a diversos aspectos.

## Objetivos

### GENERAL

Hallar la configuración ideal para un centelleador que permita mejorar la resolución temporal intrínseca de un detector de PET.

### ESPECÍFICOS

- Determinar cómo las dimensiones del centelleador influyen en la trayectoria óptica de los fotones.
- Determinar como el porcentaje de reflexión influye en la cantidad de eventos contabilizados.
- Hallar la configuración que presente la resolución temporal intrínseca más óptima.

## Justificación

La presente investigación se justifica ya que permitirá analizar diferentes configuraciones para el centelleador de un detector de centelleo empleado en estudios de tipo PET con el propósito de mejorar el tiempo de detección (entiéndase como resolución temporal). Previamente se han realizado estudios de este tipo con otro tipo de centelleadores, sin embargo, vale la pena profundizar más en la utilidad del cristal inorgánico LYSO que empleamos en nuestro estudio pues es de fácil adquisición y presenta una alta salida de luz (lo cual resulta importante para un estudio de centelleo).

# Capítulo 1

## Antecedentes

### 1.1. Dosis

#### 1.1.1. Dosis admisible en el organismo

Constantemente nos encontramos interactuando con radiación proveniente de distintas fuentes, sin embargo, resulta imposible cuantificar los efectos de esta a través de nuestros sentidos. En cambio, somos capaces de percibir los efectos biológicos que experimentamos al ser irradiados por una cantidad considerable de una determinada radiación, siendo unas más perjudiciales que otras como se verá más adelante. En la actualidad, es posible medir la radiación e incluso cuantificar sus efectos, usualmente la exposición y la dosis son las principales magnitudes que se utilizan para medir radiación. Se define la dosis absorbida como una magnitud que expresa la cantidad de energía absorbida por unidad de masa radiada [11]. Esta definición se aplica de manera general para cualquier tipo de radiación y material, se utiliza en radiobiología debido a que permite precisar el daño producido por la radiación en un órgano o tejido que ha sido irradiado por un tipo de radiación [12]. En el Sistema Internacional su unidad es el Gray (Gy), cuyas unidades son J/kg). Por otro lado, la exposición es una magnitud que permite cuantificar la capacidad intrínseca de un haz de rayos X para ionizar una masa de aire, es decir, relaciona la cantidad de carga eléctrica (q) de los electrones, generada por unidad de masa de aire (m) [12]. En el Sistema Internacional su unidad es el Coulomb (C) por cada kg de aire ( $C/kg_{\text{aire}}$ ).

Los descubrimientos que se han realizado sobre los efectos biológicos de la radiación han sido una consecuencia de la exposición sin protección sufrida por seres humanos a lo largo de la historia. Wilhelm Conrad Roentgen (descubridor de los rayos X) y Marie Curie (descubridora del elemento químico Radio) son tan solo dos nombres de peso que figuran entre una larga lista de víctimas de la exposición prolongada a dosis de radiación sin protección [13]. De manera particular nuestro estudio está enfocado hacia especies pequeñas y posiblemente órganos específicos, es por ello que la dosis utilizada por defecto también debe ser pequeña en consideración a la cantidad de masa en que será distribuida por lo que no representa un riesgo para el ente biológico.

#### 1.1.2. Rangos en Dosimetría

Debido a los riesgos biológicos presentes producto de la exposición a la radiación, se ha ido gestando una creciente concienciación acerca de los efectos de esta. De manera concreta, el siglo veinte fue escenario del desarrollo de rigurosas investigaciones sobre los efectos que la radiación producía tanto en seres humanos como en el medio ambiente [13]. El estudio más importante llevado a cabo en grupos de población expuestos a una gran cantidad de radiación es el realizado sobre 86,500 personas aproximadamente que sobrevivieron a los bombardeos atómicos en Hiroshima y Nagasaki en 1945 durante finales de la Segunda

Guerra Mundial [13], no obstante, también se han obtenido datos importantes a partir de trabajadores involucrados en exposiciones accidentales (siendo el trágico accidente en la central nuclear de Chernobyl el más conocido) y de experimentos en laboratorios sobre animales pequeños y células [13]. En la actualidad el Comité Científico de las Naciones Unidas para el Estudio de los Efectos de las Radiaciones Atómicas (UNSCEAR por su nombre original en inglés *United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation*) es el organismo responsable de estimar los efectos de la exposición a la radiación en los seres humanos y el medio ambiente, el UNSCEAR utiliza la denominación de *baja dosis* para referirse al rango comprendido por debajo de los 100 mGy pero mayor a 10 mGy y la denominación *muy baja dosis* para el rango por debajo de los 10 mGy [13]. Los rangos dosimétricos utilizados por el UNSCEAR recopilados a partir del accidente de Chernobyl entre otros estudios se listan en la Tabla 1.

*Tabla 1. Rangos dosimétricos utilizados por el UNSCEAR [13]*

Dosis alta	Más de 1 Gy	Accidente radiológicos graves (Chernobyl por ejemplo)
Dosis moderada	100 mGy a 1Gy	Trabajadores de la operación de recuperación después del accidente de Chernobyl
Dosis baja	10 mGy a 100 mGy	Múltiples tomografías computarizadas (TC)
Dosis muy baja	Menos de 10 mGy	Radiografía convencional (es decir, sin TC)

Se sabe que la dosis total promedio recibida al año por una persona es un valor aproximado de 2.4 mSv debido a radiación de origen natural y aproximadamente 0.4 mSv correspondiente a radiación de origen artificial (esta aproximación puede variar de acuerdo a la persona) [11], estas fuentes de radiación se expresan en el apartado 1.2.2. *Fuentes Terrestres*. Los valores mencionados anteriormente no tienen efectos importantes sobre la salud para considerarlos negativos pero nos permiten construir un contraste comparativo a partir de las dosis de radiación recibidas provenientes de los estudios más frecuentes. El valor de las dosis de radiación empleadas en algunos de los estudios más frecuentes que realizan las personas, así como el porcentaje de la dosis anual recibida que representan se detalla en la Tabla 2.

*Tabla 2. Dosis máximas y comparación con la dosis anual de radiación [11]*

Estudio	Dosis (Sv)	Porcentaje de la dosis anual
Placa dental	0,0001	4%

Placa de tórax	0,0001	4%
Mamografía	0,001	36%
Tomografía de cabeza	0,005	180%
Tomografía de tórax	0,01	360%
Carterismo cardíaco	0,05	1800%

Resulta evidente que la radiación representa un papel fundamental en el proceso del estudio PET, de manera más concreta, mediante un radiofármaco administrado a un sujeto de estudio se puede obtener información relevante a partir de la reconstrucción de imágenes, debido a la administración de este radiofármaco tienen lugar distintos tipos de interacciones como lo es el efecto fotoeléctrico, el efecto Compton y la producción de pares, que se detallan en los apartados *1.4.1 Efecto fotoeléctrico*, *1.4.2 Efecto Compton* y *1.4.3. Producción y aniquilación de pares*, respectivamente.

## 1.2. Fuentes de radiación

Desde su aparición, nuestro planeta se ha visto constantemente expuesto a la radiación proveniente de distintos entornos, ya sea del espacio exterior o incluso del mismo material radiactivo presente en su propia corteza y núcleo. Incluso, en la actualidad las edificaciones pueden retener un gas radiactivo particular denominado como radón, más aún el propio material del edificio puede contener radionucleidos que aumentan la exposición a la radiación. Las fuentes de radiación se clasifican básicamente en fuentes cósmicas y fuentes terrestres que a su vez se pueden clasificar en diferentes sub tipos.

### 1.2.1. Fuentes cósmicas

Como se mencionó anteriormente nuestro planeta se encuentra siendo irradiado constantemente, una de las principales fuentes de radiación la conforman partículas provenientes del espacio que se conocen como rayos cósmicos, como se expresa en el apartado *1.3.1. Tipos de radiaciones Ionizantes*, y consisten principalmente en protones, núcleos pesados, partículas alfa, partículas beta y radiación gamma [14]. Se ha descubierto que el campo magnético desvía la radiación cósmica proveniente del espacio hacia los polos, de manera que éstos reciben más radiación que las regiones ecuatoriales [15]. Es importante mencionar que aunque los rayos cósmicos provienen del espacio, este tipo de radiación no se ve producida por la interferencia del ser humano por lo que constituye una fuente natural de radiación.

### 1.2.2. Fuentes Terrestres

Nos hemos desarrollado como especie en un entorno que es radioactivo por naturaleza, esto se debe a que todo aquello que forma parte del planeta Tierra está compuesto por radionucleidos primigenios (es decir creados antes de que se formará la Tierra), es por ello

la dosis de radiación anual que recibimos se divide en porcentajes que provienen de diferentes medios.

*Fuentes naturales:* Es sabido que la tierra, así como los elementos que se encuentran en la naturaleza emiten radiación, esto se debe a que están conformados en parte por elementos radioactivos. Algunos ejemplos son el potasio-40, rubidio-87, uranio-238, torio-232 y radón-222. Debido a que la concentración de estos elementos varía considerablemente con respecto al lugar geográfico, la cantidad de radiación proveniente de estos también lo hace [14]. El hecho de que el radón-222 se encuentra presente en gran parte de nuestro entorno vale la pena describirlo de manera más profunda, éste se produce a través de una serie de decaimientos de uranio-238. Resulta particularmente nocivo para la salud ya que, cuando se le inhala, parte de los productos de corto tiempo de vida que genera su decaimiento son retenidos en los pulmones, irradiando las células en el tracto respiratorio con partículas alfa, es por ello que el radón constituye una de las principales causas de cáncer de pulmón [15].

*Fuentes artificiales:* Se define como radiación artificial aquella producida por el ser humano con distintos fines como la industria, la minería, la generación de energía, la medicina e incluso para el desarrollo de armamento militar [16]. Generalmente la aplicación de la radiación en la medicina representa casi la totalidad de radiación artificial que recibe una persona en promedio, en nuestro *Capítulo 2. Aplicaciones en la medicina* se detalla más acerca de la relación entre la medicina y la radiación y los tipos de estudios de detección. Es importante mencionar que las dosis emitidas por las fuentes artificiales de radiación están reguladas por las medidas de protección a la radiación [17].

De forma más general, parte de la radiación que recibimos proviene en gran medida de las edificaciones que habitamos, esto se debe a que los materiales que se utilizan en la construcción se forman a partir de elementos conformados por radionucleidos [14]. Además, el radón se encuentra presente en la totalidad de la atmósfera terrestre, esto tiene como consecuencia que pueda filtrarse en los edificios a través de sótanos y pisos provocando que su concentración aumente. Se han realizado estudios en países como Francia, Alemania, Italia, Japón y Estados Unidos donde se estima que alrededor del 95% de sus poblaciones habitan en áreas donde la dosis promedio recibida anualmente al aire libre varía entre 0.3 y 0.6 mSv [15].

### 1.3. Radiación Ionizante

La materia está constituida por átomos que consisten a su vez en un pequeño núcleo formado por protones (partículas con carga eléctrica positiva), neutrones (partículas similares a los protones pero sin carga eléctrica) y moviéndose en la llamada nube electrónica al rededor del núcleo, se encuentran los electrones (partículas con carga eléctrica negativa) [18]. Se dice que un átomo es neutro cuando la cantidad de electrones es igual a la cantidad de protones ya que la carga eléctrica total es cero, en cambio, cuando esto no sucede el átomo tiene carga eléctrica y se le conoce como ion. Con frecuencia la mayoría de los núcleos atómicos en la naturaleza son estables y no presentan alteraciones en el tiempo, no obstante, existen algunos núcleos atómicos que se consideran inestables debido a que pueden emitir partículas cargadas o radiación electromagnética (fotones) de

manera espontánea. Estos núcleos inestables se conocen como radionucleidos o radioisótopos [18].

El proceso de emisión antes mencionado se refiere en la literatura como decaimiento, desintegración radioactiva o simplemente radioactividad. Cuando los productos de estas desintegraciones sufren una interacción con un átomo o molécula liberando un electrón se dice entonces que ha tenido lugar una ionización. Todas las partículas (o fotones según el caso) que poseen suficiente energía para llevar a cabo una ionización se conocen como radiaciones ionizantes [18]. Si se da el caso de que la energía aportada sea insuficiente para arrancar electrones del átomo, aún puede ser suficiente para desplazar electrones desde capas internas completas hasta otras más externas incompletas, provocando que se creen huecos en las primeras. Cuando esto sucede se dice que el átomo está excitado, este fenómeno recibe el nombre de excitación atómica [19].

### 1.3.1. Tipos de radiaciones Ionizantes

Las radiaciones ionizantes se pueden clasificar de la siguiente manera:

*Radiación Alfa:* Es un tipo de radiación corpuscular constituida por partículas alfa que a su vez están formadas por 2 protones y 2 neutrones por lo que tiene dos cargas positivas. Al compararse con otro tipo de radiaciones, las partículas alfa resultan muy pesadas y llevan una mayor cantidad de energía. Es debido a lo anterior que las partículas alfa sufren interacciones con prácticamente cualquier otra partícula que se encuentren en su trayectoria, incluso los átomos que constituyen el aire. En general, las partículas alfa no suelen representar un riesgo por vía externa, aunque sí resultan peligrosas mediante ingestión, inhalación o sedimentación [19].

*Radiación beta:* Este tipo de radiación consiste en la emisión de electrones por un núcleo atómico, como consecuencia del decaimiento del neutrón. Está conformada por electrones del núcleo que son emitidos por radionucleidos a velocidades cercanas a las de la luz, por lo que poseen carga negativa [19]. Dentro de esta clase de radiación existen dos tipos que podemos considerar: Cuando un núcleo inestable emite un electrón se dice que ocurrió una **emisión beta negativa ( $\beta^-$ )**, en cambio cuando un emite un positrón se dice que tuvo lugar una **emisión beta positiva ( $\beta^+$ )** (esto también se conoce como decaimiento por positrones) [18]. A diferencia de las partículas alfa este tipo de radiación representa un riesgo de irradiación externa e interna, sin embargo esta se utiliza en el tratamiento de algunas patologías como neoplasias [19]. Este tipo de radiación en especial resulta de interés para nuestro estudio debido a que constituye el principio físico en el cual está basado el PET, ya que este utiliza radionucleidos emisores de positrones que se administran al sujeto de estudio como se detalla en el apartado 2.4.2. *Principio de aniquilación.*

*Radiación Gamma:* La radiación gamma es un flujo de fotones de muy alta energía [18] [19], que suele tener su origen en el núcleo excitado. Frecuentemente, después de emitir una partícula alfa, el núcleo aún posee un exceso de energía que elimina en la forma de ondas electromagnéticas de altas frecuencias. Una vez que un núcleo que se encuentra en un estado de excitación emite esta radiación pierde una cantidad de energía en proporción a la frecuencia de la radiación emitida, sin embargo no varía su masa ni su número atómico

[19]. Una consecuencia directa de su pequeña longitud de onda es que tiene la capacidad de atravesar cientos de metros en el aire, materia de poca densidad e incluso el cuerpo humano [19].

*Rayos C3smicos:* Como se mencion3 anteriormente, este tipo de radiaci3n son part3culas provenientes del espacio con altas energ3as que irradian constantemente la superficie del planeta Tierra. Presentan una mayor intensidad en altitudes superiores al nivel del mar debido a que la atm3sfera provee cierta protecci3n producto de la capa de ozono de la estratosfera [19].

*Radiaci3n Neutr3nica:* Al igual que los rayos c3smicos son part3culas procedentes del espacio exterior producto de colisiones entre 3tomos que tienen lugar en la propia atm3sfera terrestre, aunque tambi3n pueden ser provocadas por desintegraciones radiactivas espont3neas [19]. No poseen carga por lo que tienen una gran cantidad de energ3a y pr3cticamente no presentan interacciones con la materia que van atravesando [18].

*Rayos X:* Los rayos X son esencialmente fotones de alta energ3a que se producen cuando electrones acelerados a gran velocidad chocan contra la materia [19] [18], Los rayos X representan el principal riesgo de irradiaci3n por v3a externa, provienen de diferentes fuentes como los generadores de radiodiagn3stico, los microscopios electr3nicos, los tubos cat3dicos de los televisores antiguos, etc [19].

## 1.4. Interacci3n de la radiaci3n con la materia

En este punto se debe mencionar que sin importar que proceso de detecci3n se utilice (PET o SPECT), estar3 sujeta al tipo de interacci3n que existe entre la materia y la radiaci3n, debido a que existe una diferencia de energ3as en cada rango del espectro electromagn3tico se presentan diferentes niveles de interacci3n, sin embargo, la radiaci3n electromagn3tica puede ser transmitida o atenuada por la materia como consecuencia de los procesos de dispersi3n o absorci3n respectivamente. Cuando un rayo pasa a trav3s de la materia, en particular una capa fina, la probabilidad de absorci3n es proporcional al grosor de dicha capa. Existe un gran n3mero de mecanismos de interacci3n con la materia, siendo los principales el efecto fotoel3ctrico, el efecto Compton, la producci3n de pares y la dispersi3n de Rayleigh (coherente). A continuaci3n detallaremos los procesos anteriormente mencionados, no obstante, se le dar3 especial atenci3n al efecto de producci3n de pares pues constituye el fundamento f3sico para el funcionamiento del PET que da pie a nuestro objeto de estudio.

### 1.4.1. Efecto fotoel3ctrico

El efecto fotoel3ctrico se considera la interacci3n con la materia de mayor relevancia para los fotones de baja energ3a [20], durante el proceso de absorci3n fotoel3ctrica un fot3n experimenta una interacci3n con un 3tomo que lo absorbe provocando que este desaparezca, entonces el 3tomo expulsa un fotoelectr3n energ3tico desde una de sus capas [21]. Entonces el fotoelectr3n aparece con una energ3a dada por la expresi3n:

$$E_{e^-} = h\nu - E_b$$

Donde  $h\nu$  es la energía del fotón incidente, siendo  $h$  la constante de Planck y  $\nu$  la frecuencia del fotón,  $E_b$  representa la energía mínima que se requiere para desprender al electrón de su órbita. La vacante que se crea en la órbita es ocupada nuevamente mediante la transición de un electrón procedente de algún nivel que posea mayor energía, no obstante, también puede ser ocupada si se captura un electrón libre, debido a esta diferencia de energía entre los niveles se emite radiación [21]. Generalmente los fotones emitidos durante el proceso tienen la forma de la energía de un haz de rayos X. La descripción gráfica del efecto fotoeléctrico para un fotón incidente se presenta en la Figura 2.

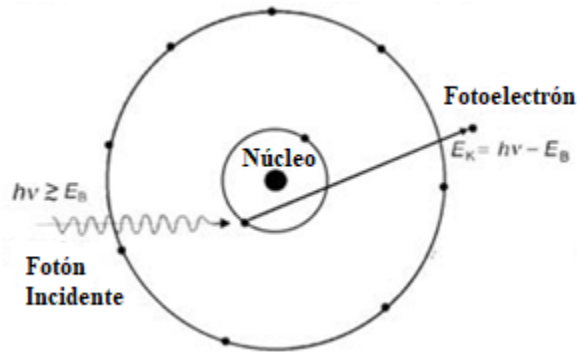


Figura 2. Representación del Efecto Fotoeléctrico [22]

#### 1.4.2. Efecto Compton

Existen circunstancias en las que los electrones pueden dispersarse de manera independiente, este fenómeno se conoce como dispersión incoherente, o bien, dispersión de Compton [23]. El efecto Compton ocurre entre el fotón incidente y un electrón en el material absorbente, parte de la energía es dispersada y otra parte se transfiere a energía cinética pues el fotón entrante se refleja (siendo dispersado) un ángulo  $\theta$  con respecto a su dirección original, además, el fotón transfiere una porción de su energía al electrón (que se asume inicialmente en reposo), el cual es entonces conocido como electrón de retroceso [21] [23]. El fotón que ha sido reflejado tendrá entonces una frecuencia  $\nu'$  menor a la frecuencia  $\nu$  del fotón incidente para que la energía se conserve:

$$E_k = h\nu - h\nu'$$

La expresión que relaciona la energía transferida y el ángulo de dispersión para cualquier interacción puede ser derivada a partir de las ecuaciones simultáneas para la conservación de la energía y el momento [21].

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \frac{h\nu}{m_0c^2(1 - \cos \theta)}}$$

La dispersión de Compton para un fotón incidente se expresa gráficamente en la Figura 3.

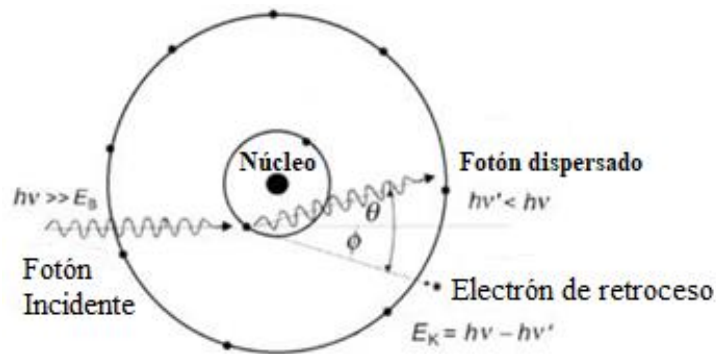


Figura 3. Representación de la dispersión de Compton [22]

### 1.4.3. Dispersión Coherente

Además de la dispersión de Compton (dispersión incoherente), existe otro tipo de dispersión que ocurre si un fotón interactúa de manera coherente con los electrones de un átomo absorbente. La dispersión Coherente es comúnmente referida como dispersión de Rayleigh, permite que el fotón conserve su energía inicial después de ser dispersado, esta no excita ni ioniza el átomo. En esta dispersión el ángulo de dispersión decrece mientras la energía aumenta, además, la probabilidad de que se dé una dispersión coherente solo es relevante para fotones de bajas energías [21]. La dispersión coherente para un fotón incidente está representada por la Figura 4.

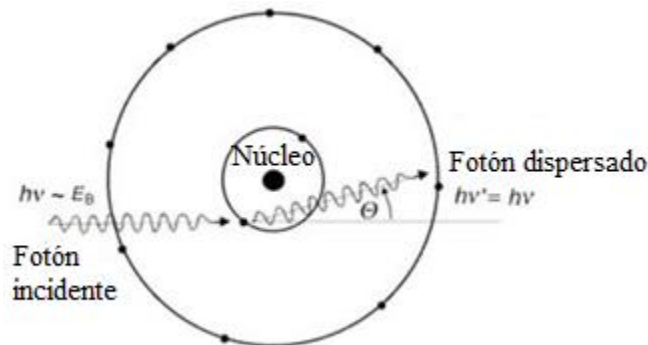


Figura 4. Representación de la dispersión de Reyleigh [22]

### 1.4.4. Producción y aniquilación de pares

Este proceso generalmente toma lugar en el campo de Coulomb de un núcleo, cuando un fotón incidente (con una energía de al menos 1.022 MeV) interactúa con un núcleo se produce un par electrón-positrón [21], esta interacción se conoce como **creación de pares**. Este par de partículas cargadas continúa con sus trayectorias, sin embargo, en cierto punto el positrón colisiona con algún electrón del medio y entonces ocurre la **aniquilación de pares**. Debido a la aniquilación de pares dos fotones son emitidos, estos fotones “secundarios” tienen trayectorias en dirección opuesta al lugar de aniquilación por lo que prácticamente no tienen relación con la dirección del fotón incidente, además, poseen la

mitad de la energía inicial de la masa en reposo del electrón y del positrón (0.511 MeV) [24]. Por lo anterior se dice que si la energía de los rayos incidentes excede el doble de la energía de la masa en reposo de un electrón (1.022 MeV), entonces el proceso de producción de pares es energéticamente posible [21]. Existe la probabilidad de que la interacción ocurra en el campo de un electrón, cuando esto sucede se dice entonces que ocurre una producción de tercias electrón-positrón-electrón, no obstante, esta probabilidad es mucho menor en comparación a la probabilidad de que ocurra en el campo de un núcleo, siendo la excepción aquellos elementos que poseen un número atómico realmente bajo [24]. Este tipo de interacción con la materia tendrá una mayor relevancia en el siguiente capítulo donde se introduce al lector la definición apropiada del PET como técnica de detección de radiación en el apartado 2.4. *PET*, ya que es la base física en la que este se sustenta. El proceso de creación del par electrón-positrón en un núcleo a partir de un fotón incidente se muestra de manera gráfica en la Figura 5.

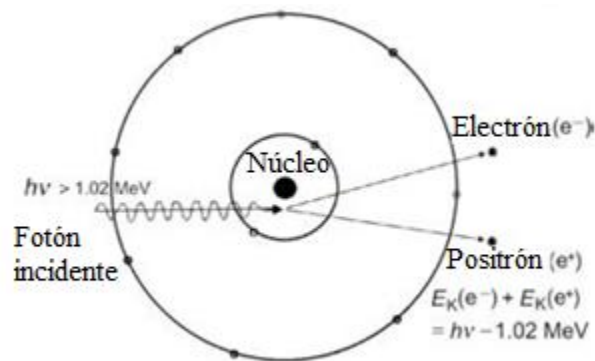


Figura 5. Representación de la producción de pares [22]

## Capítulo 2

# Aplicaciones en la medicina

### 2.1. La radiación y la medicina

La aplicación de la radiación en la medicina se ha ido desarrollando con el paso del tiempo, actualmente tiene aplicaciones para el diagnóstico y tratamiento de ciertas enfermedades como es el caso del cáncer, donde se aprovecha el poder destructor de las radiaciones ionizantes para destruir las células cancerígenas. Para poder llevar a cabo este tipo de prácticas, la medicina hace uso de ciertas técnicas que emplean determinados elementos radioactivos como se detalla durante este capítulo.

#### 2.1.1. Radiofármaco

Se utiliza el término radiofármaco para denotar un compuesto radioactivo que se utiliza para el diagnóstico y el tratamiento de enfermedades, estos se administran en dosis pequeñas por lo que en general no producen ninguna modificación fisiológica en quien lo ingiere [25], si se emplean con fines de diagnóstico, se aprovecha la propiedad de emisión de los radioisótopos para poder detectarlos a distancia. Técnicas como el PET y el SPECT hacen uso de esto en sus procesos de detección. Por otro lado, cuando se emplean con fines terapéuticos se aprovecha el efecto que puede ocasionar la radiación sobre un tejido particular [25]. Es posible clasificar los radiofármacos de acuerdo a su estructura química de la siguiente manera:

*Radionucleídos primarios:* Se definen como soluciones de compuestos inorgánicos del radioisótopo [25].

*Compuestos marcados:* De manera general se definen como una asociación entre dos componentes, un radionucleído y una molécula que actúa como conductor. Esta última se encarga de conducir al radiofármaco hacia un tejido particular como respuesta a condiciones fisiológicas [25].

Los radiofármacos pueden ser administrados de diferentes formas de acuerdo al órgano que se está estudiando:

*Administración oral:* Resulta la manera más simple de administración siendo además de bajo carácter invasivo, no obstante solo puede utilizarse esta forma cuando el radiofármaco puede ser absorbido a nivel intestinal y llegar al órgano blanco (receptor específico) en la forma química correspondiente [25].

*Administración parenteral:* Consiste en una inyección que tiene como propósito atravesar una o más capas del cuerpo, ejemplos pueden ser las soluciones salinas isotónicas, soluciones coloidales y suspensiones [25].

*Inyección Subcutánea:* Es el método predilecto cuando se pretende realizar un estudio de las vías linfáticas, pues presenta una vía de acceso para que el radiofármaco alcance dicho compartimiento antes de llegar a la sangre [25].

*Aplicación locorregional:* Se utiliza con fines terapéuticos, se emplea cuando se trabaja con enfermedades identificadas y localizadas [25].

### 2.1.2. Medicina Nuclear

La medicina nuclear es una rama de la medicina que utiliza compuestos radioactivos (radiofármacos) para visualizar, diagnosticar y tratar padecimientos [26]. Consiste en la introducción de sustancias radioactivas solubles en el cuerpo, con el propósito de obtener imágenes que proporcionen información sobre la estructura de un órgano, o bien, su funcionamiento [17]. La medicina nuclear se emplea con los siguientes fines:

*Diagnóstico:* Se utiliza un radiotrazador que se fija en un órgano o sistema determinado, mediante el uso de una gammacámara se consiguen imágenes del órgano o tejido en cuestión con la particularidad de que estas no son únicamente morfológicas (estructura de un organismo), sino que además son funcionales y morfo-funcionales (diagnóstico integral). En años recientes debido a la tomografía por emisión de positrones (PET), los estudios han pasado a ser moleculares [27].

*Terapéutico:* Generalmente la medicina nuclear tiene sus principales aplicaciones en padecimientos como el cáncer de tiroides, el hipertiroidismo y el tratamiento del dolor óseo. En la actualidad, existen radiofármacos que se encuentran en fase de investigación para tratar más de 35 enfermedades [27].

### 2.1.3. Radiología

La radiología representa una herramienta anatómica de vital importancia para la detección y diagnóstico de diversos padecimientos. Desde que fue descubierto, el campo de la radiología ha experimentado un progreso acelerado con avances continuos en áreas como la angiografía en la década de los cincuenta, ultrasonidos y tomografía computarizada (TC) en la década de los setenta, imágenes de resonancia magnética (RM) y tomografía de emisión de positrones (PET por sus siglas en inglés) en la década de los ochenta, TC multidetector y técnicas de RM ultrarrápidas a principios y mediados de los noventa, así como imágenes funcionales y moleculares desde finales de los noventa hasta la actualidad [28]. Podemos considerar la radiología en dos clases diferentes: la radiología básica consiste en el análisis de imágenes que se obtienen a través de rayos X, mientras que, la radiología intervencionista emplea procedimientos poco invasivos que se guían por imágenes para el diagnóstico y tratamiento de enfermedades [17]. Entre los tipos de estudios comprendidos por las radiologías se incluyen los siguientes:

*Fluoroscopia:* Utiliza un haz continuo de rayos X para evaluar procesos dinámicos como la peristalsis intestinal. Comúnmente se utiliza en la evaluación del tubo digestivo superior e inferior, las articulaciones y la médula espinal [29].

*Tomografía convencional:* Se consigue una imagen en la que el plano elegido de la anatomía se mantiene enfocado mientras que las estructuras que se encuentran delante y detrás de este plano aparecen borrosas. Este enfoque se logra al desplazar el tubo de rayos X y la película de manera simultánea pero en sentidos opuestos durante la exposición de la imagen tomográfica, se cubre un arco de 8 a 40 grados [29].

*Mamografía:* La radiografía de la mama se conoce como mamografía y se realiza de manera habitual desde el año 1980 aproximadamente. El equipo que se utiliza para la mamografía se compone de un tubo especial de rayos X y un sistema compresor de la mama [29] [30].

*Angiografía:* Es un estudio del sistema vascular que se realiza mediante una inyección intraarterial o intravenosa (según sea el caso) de un medio hidrosoluble a través de un catéter percutáneo [29].

Recientemente la *radiología computarizada* (CR, del inglés *computed radiography*) ha reemplazado al tradicional conjunto chasis-película debido a sus ventajas entre las que se incluyen mayor calidad de imagen y menor dosis de radiación para el paciente [28].

#### 2.1.4. Radioterapia

Comúnmente utiliza la radiación para el tratamiento del cáncer aunque también puede tratar diversas enfermedades y tumores benignos [17]. La radioterapia se puede clasificar de dos maneras:

*Radioterapia de haz externo:* También conocida como teleterapia requiere el uso de una máquina que permita enfocar la radiación a las células cancerosas. Se trata de un tratamiento local puesto que la radiación trata una parte específica del cuerpo [31] [17].

*Radioterapia interna:* Como su nombre lo indica, consiste en colocar radiación dentro del cuerpo del paciente, ya sea líquida o sólida [32]. Una forma de radioterapia interna se llama braquiterapia en la que se coloca una fuente sólida de radiación (semillas, listones, cápsulas) en el tumor o en la zona donde se encuentra [17].

Se estima que a nivel mundial 5.1 millones de pacientes fueron tratados de manera anual durante el periodo comprendido entre 1997 y 2007 [17].

## 2.2. TC

Las radiografías planares de rayos x constituyen uno de los pilares principales en el área de la radiología, proveen un primer vistazo para heridas profundas y sospechas de

enfermedades crónicas. De acuerdo a los resultados arrojados por el escáner de rayos X un paciente puede ser sugerido para un estudio de tomografía computarizada en tres dimensiones para obtener un diagnóstico más detallado.

### 2.2.1. Descripción de la TC

La tomografía computarizada es una técnica axial pues permite obtener imágenes perpendiculares el eje longitudinal del cuerpo [29]. Durante el proceso de adquisición de datos de una tomografía computarizada el tubo de rayos X y el arreglo de detectores rotan alrededor de un paciente que permanece inmóvil, obteniendo un número de proyecciones en un intervalo de fases (ángulos). La tomografía computarizada se caracteriza por conseguir imágenes de una alta resolución espacial (1 mm), además, se utiliza con frecuencia en oncología para realizar diagnósticos y simulaciones de radioterapia debido a que genera una porción relevante de imágenes anatómicas [33]. Generalmente un escáner de TC opera en la modalidad de “enfoco y disparo”, definida por los ángulos de muestreo y la posición del paciente [29].

### 2.2.2. Tipos de escáner para TC

*Helicoidal:* El escáner para tomografía computarizada helicoidal tuvo su primera aparición en el año 1989 cuando se combinó la técnica de adquisición utilizando un tubo de rayos X que rotaba con una mesa movable mejorando los estudios de TC considerablemente [34]. Entre las ventajas que ofrece un escáner TC helicoidal incluye una reducción sustancial del tiempo de exploración y por consiguiente una mayor velocidad en el estudio del volumen de interés, además se tiene mayor consistencia en la detección de lesiones pequeñas que en un escáner común pueden llegar a cambiar de posición [29].

*TCMD:* Una década después de la introducción de la TC helicoidal el siguiente gran avance tecnológico fue la introducción de los escáneres de tomografía computarizada multi detector (TCMD) resultado de la combinación del barrido helicoidal con la adquisición simultánea de varios cortes [29]. Se compone de 64 arreglos de detectores contiguos, permitiendo realizar mediciones simultáneas, sin mencionar que el tiempo de rotación llega a ser de 0.3-0.4s [34]. La TCMD presenta ventajas adicionales como el uso de cortes más finos (1-2mm) en conjunto con algoritmos de reconstrucción de alta resolución, lo que permite obtener imágenes de mayor resolución espacial [29].

*Cardiaco:* Consiste en hacer coincidir la reconstrucción de la imagen con el electrocardiograma y la elección del mejor ángulo de reposo cardiaco [34].

### 2.2.3. Proceso de detección de TC

Durante el proceso de una tomografía computarizada se utiliza una estructura con forma de aro conocida como Gantry, está contiene un tubo de rayos X que conduce la radiación hacia una fila de detectores. Durante el escaneo por TC el paciente se encuentra recostado en una cama que se mueve de forma lenta a través de la abertura circular del Gantry, simultáneamente el tubo de rayos X gira alrededor del paciente mientras dispara los haces a

través del cuerpo [35]. Los escáneres de TC utilizan detectores digitales especiales de rayos X, estos se encuentran ubicados directamente contrarios a la fuente de rayos, una vez que los rayos X salen del paciente estos son captados por los detectores y transmitidos a una computadora [35]. Un escáner de TC se destaca por su eficiencia de detección, actualmente se utilizan detectores centelleadores en los cuales los rayos X interactúan con el detector generando luz, debido a los fotodiodos que se encuentran unidos a la parte posterior del centelleador esta luz se convierte en una señal eléctrica [36]. La importancia de los centelleadores se expresa de manera más completa en el apartado 2.5. *Cristales centelleadores*.

## 2.3. SPECT

Desde la primera incursión de la radiación en la medicina se ha desarrollado equipo, fármacos y en concreto procedimientos que permiten realizar un diagnóstico correcto, es por ello que la elección de la técnica que se va a utilizar resulta de vital importancia pues ciertos procesos aportan información más detallada que otros de acuerdo a la zona que se quiera estudiar o al órgano en concreto. Anteriormente hemos presentado al lector la tomografía computarizada, sin embargo, existen otras técnicas que permiten concebir resultados nítidos y acertados, tal es el caso del SPECT.

### 2.3.1. Descripción del SPECT

La tomografía computarizada por emisión de fotón único (SPECT, por sus iniciales en inglés de Single Photon Emission Computed Tomography) es una técnica tomográfica que se basa en la detección de los fotones (con energías entre 59 y 364 keV) que se producen mediante la desintegración radioactiva del núcleo atómico [36]. Durante la realización del SPECT se utilizan dos o tres cámara gamma que rota alrededor del paciente para registrar una proyección por cada fase [40]. La información obtenida mediante SPECT se consigue realizando un muestreo alrededor de 360°, además, la teoría de la tomografía computarizada determina el número de muestras angulares necesarias, sin embargo para muchos estudios de tipo SPECT alrededor 128 muestras se considera un muestreo angular aceptable [39]. Es importante mencionar que se debe tener precaución con respecto a la variación de ángulos que se piensa utilizar durante el muestreo debido a que una elección poco adecuada podría significar pérdida significativa de resolución pues se tendrá una imagen borrosa, un contraste escaso, falta de detalle y en consecuencia una pérdida de información en general. Generalmente los escáneres de SPECT son utilizados en estudios de perfusión miocárdica para detectar padecimientos de arteria coronaria o infarto de miocardio [40]. Un tipo de estudio SPECT bastante común de adquisición simultánea se ilustra a continuación en la Figura 6. a), por otro lado la variación de las fases (ángulos) rotando la cámara gamma se ilustra a continuación en la Figura 6. b).

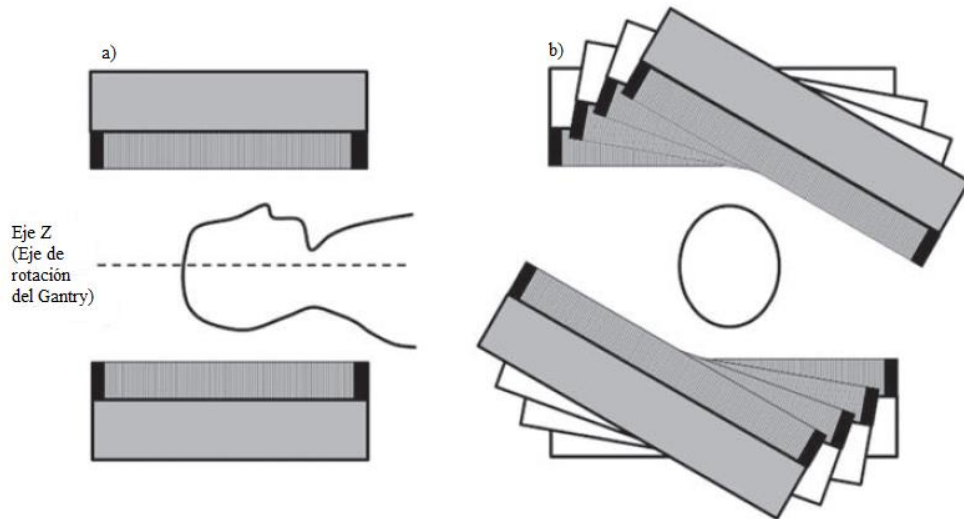


Figura 6. a) Sección eficaz de una cámara gamma dual de cabeza.  
 b) Diferentes orientaciones de la cámara gamma para ilustrar la adquisición de múltiples vistas angulares. [39]

### 2.3.2. Radiotrazador para SPECT

Para que un escáner de SPECT funcione de manera óptima debe cumplir con las siguientes propiedades:

- I. El radiotrazador ideal debe tener una vida promedio tal que esta sea lo suficientemente corta para producir una cantidad relevante de radioactividad a partir de una dosis inicial pequeña pero no tan corta como para que exista un decaimiento considerable antes de que el radiotrazador fluya a través de la sangre y se distribuya entre los órganos que se desea estudiar [40].
- II. Su decaimiento debe producirse mediante la emisión de un rayo gamma monoenergético sin la presencia de partículas alfa o beta ya que estas incrementan la dosis sin ofrecer ninguna información útil. Esto permite distinguir entre rayos gamma sometidos a la dispersión de Compton (dispersión coherente) y rayos gamma sin dispersión [40].
- III. El rayo gamma incidente debe tener una energía mayor a 100 keV, de esta forma para un haz de rayos gamma, una fracción considerable de los rayos emitidos tendrán la suficiente energía para atravesar el cuerpo y alcanzar el detector [40].
- IV. El radiotrazador utilizado debe tener la propiedad de ser fácilmente absorbible por el órgano de interés y que presente poca probabilidad de absorción por el resto del cuerpo, esto influye de manera importante en la dosis requerida por el paciente.

El radiotrazador que se utiliza con mayor frecuencia es el  $^{99m}\text{Tc}$  el cual se encuentra en un estado metaestable (varios estados de equilibrio) y tiene una vida promedio relativamente larga (6.02 horas) [40].

### 2.3.3. Cámara Gamma

En general los instrumentos diseñados para la reconstrucción de imágenes planas y SPECT utilizan cámaras gamma, estas deben ser capaz de detectar tasas rayos gamma del orden de decenas de miles por segundo, además, estas deben rechazar aquellos rayos que han sido dispersados en el cuerpo y ya no representan información útil. Para realizar esta acción la cámara gamma utiliza un cristal largo de yoduro de sodio activado con talio **NaI(Tl)** como detector, este tiene un diámetro aproximado de 40-50 cm [41]. Existen cámaras gamma digitales y cámaras gamma analógicas, en el caso de la cámara analógica se emplea una señal analógica la cual es naturalmente ruidosa y puede abarcar un rango continuo con un número infinito de valores, en cambio una señal digital tienen un número de valores discretos [42].

### 2.3.4. La Matriz del SPECT

De manera similar a las imágenes planares, el tamaño de la matriz del SPECT debe tener el tamaño adecuado para no perder la resolución del sistema. En una imagen planar se busca que la matriz elegida sea de un tamaño de pixel que no supere la mitad de la resolución anticipada por la cámara, esto quiere decir que la anchura a media altura (FWHM del inglés Full Width at Half Maximum) debe estar representado por 2 pixeles. Para el SPECT podemos emplear 2,5 pixeles por FWHM debido a que se requiere un mayor número de pixeles por distancia de resolución que en estudios planares [43]. Este concepto no resulta relevante en nuestro estudio, pues este se enfoca a la resolución temporal y no a la reconstrucción de imágenes, no obstante, se le presenta al lector para que este tenga una mayor comprensión de la técnica.

### 2.3.5. Proceso de detección del SPECT

Como se mencionó anteriormente el escáner de SPECT utiliza cámaras gamma para detectar los rayos gamma que no son atenuados por el cuerpo, para ello utiliza un cristal centelleador que convierte la energía de los rayos en luz. Cuando un rayo gamma incidente golpea el cristal pierde energía, para rayos gamma de altas energías se produce el efecto fotoeléctrico, en caso de rayos gamma de bajas energías se produce la producción de pares, la dispersión de Compton es el proceso más probable para el rango de energía entre estos extremos [44]. Aproximadamente 230 ns después ocurre un proceso de des-excitación mediante la emisión de fotones, estos tienen una longitud de onda de 415 nm y una energía de 4eV. Cada rayo gamma incidente que golpea el cristal produce unos cuantos miles de fotones, estos poseen una energía del orden de electronvolts por lo que las señales luminosas son realmente bajas, para poder ser digitalizadas deben ser amplificadas y convertidas en corriente eléctrica [41], este proceso se realiza convencionalmente mediante los tubos fotomultiplicadores que se describen en el apartado 3.3. PMT.

### 2.3.6. Yoduro de Sodio activado con Talio (NaI(Tl))

En 1948, Robert Hofstadter fue el primero en demostrar que el yoduro de sodio cristalino activado con talio NaI(Tl) producía una salida de luz considerablemente larga en comparación con los materiales orgánicos que se habían utilizado previamente [45]. Este descubrimiento fue el detonante para el inicio de una nueva era de espectrometría de centelleo de radiación gamma. La propiedad que vuelve al NaI(Tl) tan atractivo es su excelente alcance lumínico, además, su tiempo de decaimiento por pulso de 230 ns lo cual es inconveniente para aplicaciones que requieran una tasa de conteo alta en poco tiempo [45]. Para poder ser utilizados, los cristales de NaI(Tl) generalmente se acoplan con un tubo fotomultiplicador herméticamente sellado debido a que el yoduro de sodio es higroscópico, lo que significa que puede absorber humedad del medio circundante [45]. Incluso en la actualidad, el NaI(Tl) sigue siendo el centelleador comúnmente empleado para la detección de rayos gamma, sin embargo se ha demostrado que otros materiales centelleadores exhiben propiedades más atractivas para la detección. Las características de los centelleadores se detallan de manera más precisa en el apartado 2.5. *Cristales centelleadores*.

## 2.4. PET

En este punto hemos presentado dos métodos de detección de radiación con fines médicos, ahora que el lector se ha familiarizado con la interacción de la radiación con el paciente mediante los radiofármacos y los diferentes procesos que tienen lugar podemos introducir la técnica de interés para nuestro estudio, el PET. El desarrollo de esta técnica se debe, en parte, al descubrimiento del positrón por parte del físico británico Paul Dirac en 1928. En 1932 el físico estadounidense Carl Anderson observó por primera vez las predicciones hechas por Dirac, capturando rastros de rayos cósmicos en una cámara de ionización, hecho que le valió el premio Nobel de Física en 1933 por su trabajo "*The Positive Electron*". Fue hasta el año 1953 cuando se obtienen las primeras aplicaciones del PET en la detección de tumores cerebrales, donde el físico estadounidense Gordon L. Brownell junto con el neurocirujano William Sweet describieron por primera vez, en el Hospital General de Massachussets, del Instituto de Tecnología de Massachussets, un nuevo método de imagen basado en los descubrimientos de Dirac y Anderson del positrón a través de la aniquilación de pares [46].

### 2.4.1. Descripción del PET

La tomografía por emisión de positrones (PET del inglés positron emission tomography) es una técnica de reconstrucción de imágenes en la que su principal característica, como lo indica su nombre, es que utiliza un emisor de positrones. Esta modalidad permite obtener imágenes tomográficas a partir de la detección de rayos gamma producidos cuando los positrones emitidos por el radiofármaco interactúan con electrones del medio (aniquilación de pares) [42]. De manera similar al SPECT un atractivo que ofrece el PET es que tiene la capacidad de localizar la distribución de un radiofármaco en un plano tridimensional, esto permite generar imágenes dinámicas del radiofármaco por el órgano [42]. La principal diferencia que existe entre el SPECT y el PET es el tipo de

radiotrazadores que se utilizan, mientras que el SPECT utiliza radionucleidos emisores de un fotón, el PET utiliza radionucleidos emisores de positrones [47].

#### 2.4.2. Principio de aniquilación

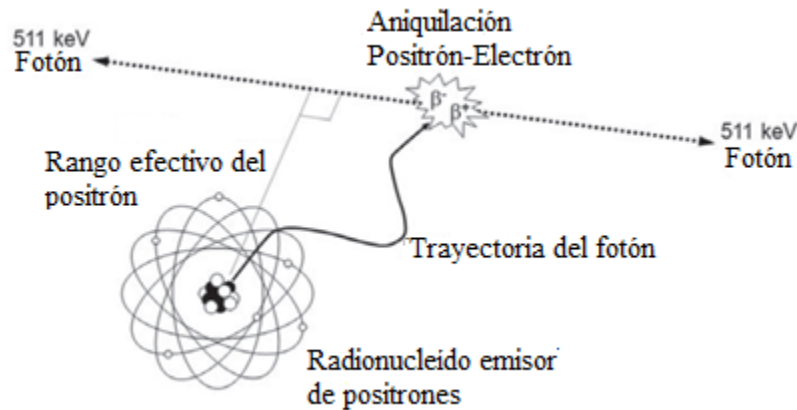


Figura 7. Proceso de aniquilación [48]

En esta modalidad los positrones son emitidos desde el núcleo durante el decaimiento radioactivo de un cierto isótopo emisor  $\beta^+$  (rico en protones) inestable, estos isótopos logran alcanzar la estabilidad mediante un proceso de decaimiento que transforma un protón en un neutrón y es asociado mediante decaimiento a un positrón ( $e^+$ ) y un neutrino [48]. Una vez que el positrón ha sido emitido desde el núcleo, este se propaga a través del tejido circundante donde sufre una dispersión provocando un cambio en su dirección perdiendo al mismo tiempo energía cinética. El positrón avanza una corta distancia que depende de la propia energía del positrón hasta que colisiona con un electrón presente en el tejido circundante, esta colisión da como resultado la aniquilación de ambas partículas y la creación de dos fotones de 511 keV cada uno como se muestra en la Figura 6, del mismo modo que se expresa en el apartado 1.5.3. *Producción de Pares* [48]. Mientras que para el estudio SPECT y las tomografías planares el isótopo más utilizado es el  $^{99m}\text{Tc}$  para el PET comúnmente se utiliza el flúor-18 (flúor desoxiglucosa)  $^{18}\text{F}$  el cual decae a oxígeno-18  $^{18}\text{O}$  [47].

#### 2.4.3. Tipos de eventos

A partir del proceso de detección y reconstrucción podemos obtener una imagen que nos permite visualizar la distribución del radioisótopo en el cuerpo. En el PET se detecta la cantidad de eventos radioactivos que recibió el detector, mientras mayor sea la cantidad de eventos detectados la imagen tendrá un mayor valor estadístico aunque la calidad de la imagen está sujeta a la calidad de los eventos más que a la cantidad [49]. Los eventos se pueden clasificar de la siguiente manera:

*Eventos verdaderos:* Son aquellos eventos correspondientes a la situación ideal de detección en la que los fotones provenientes del proceso de aniquilación no sufren otras interacciones durante su recorrido [49].

*Eventos dispersados:* Son aquellos eventos en los que los fotones sufren un proceso de interacción durante su recorrido, esto provoca un aumento en el ruido de la imagen y por consiguiente una disminución en su contraste ya que afectan la percepción de las coordenadas del punto de aniquilación [49].

*Eventos aleatorios:* Son aquellos eventos en los que dos fotones provenientes de diferentes procesos de aniquilación inciden dentro de la misma ventana temporal del equipo [49].

*Eventos múltiples:* Son aquellos eventos en los que tres fotones inciden en la misma ventana temporal, lo que provoca que el equipo no pueda discriminar cual es el par verdadero y entonces desecha todos los eventos [49].

#### 2.4.4. Micro PET

La microtomografía por emisión de positrones está orientada a la adquisición de estudios en animales de laboratorio mediante imágenes tipo PET, la característica principal de esta submodalidad del PET consiste en proporcionar información metabólica a nivel molecular, dicha información se obtiene igual que la del PET a partir de la distribución de un radiofármaco en el organismo. De igual manera, se puede obtener información de diferentes enfermedades en sus etapas iniciales mediante un procedimiento de carácter no destructivo, lo que permite realizar más de un estudio en un mismo individuo [50]. Un estudio microPET permite detectar imágenes dinámicas con alta sensibilidad, además de mejorar los algoritmos empleados para la corrección de la atenuación y por consiguiente facilita la cuantificación de la imagen molecular [51]. Mediante los estudios microPET es posible probar los nuevos radiofármacos en organismos vivos (modelos animales) antes de que estos tengan la aceptación clínica, permite estudiar factores como la distribución en el cuerpo, el tiempo de biodistribución y los posibles efectos negativos que se puedan presentar. En la Figura 8. a) y b) se ilustran estudios microPET realizados en un roedor con fluorodesoixglucosa y fluorotimidina respectivamente.

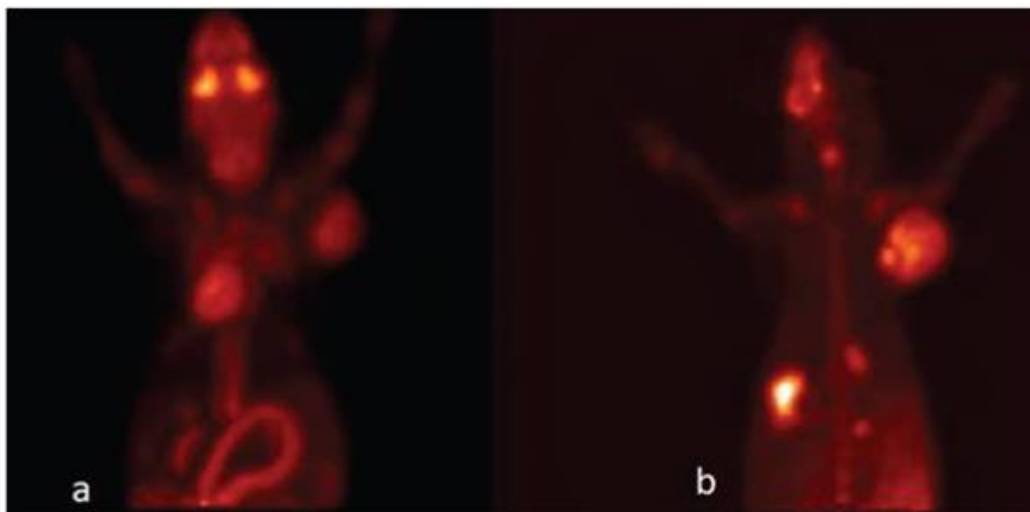


Figura 8. Estudios microPET aplicando a)  $^{18}\text{F}$ -FDG y  $^{18}\text{F}$ -FLT realizados en el Laboratorio de Microtomografía de la UNAM. [50]

### 2.4.5. Proceso de detección de PET

Como se mencionó anteriormente el PET utiliza el principio de aniquilación, el radiofármaco utilizado emite positrones que sufren el proceso de aniquilación con un electrón en el tejido, lo que resulta en la formación de rayos gamma con energías de 511 keV cada uno, los dos rayos gamma viajan hasta golpear el detector [21] [24]. En los sistemas de PET al igual que en los sistemas SPECT se utilizan detectores de centelleo, estos son cristales inorgánicos que emiten luz centelleante en el rango visible cuando fotones con alta energía inciden en él, posteriormente esta luz es convertida en una señal eléctrica por un tubo fotomultiplicador [52]. A diferencia del SPECT donde el **NaI(Tl)** resulta ideal para un fotón singular de energía baja este resulta menos atractivo para sistemas PET debido a su coeficiente de atenuación lineal relativamente bajo para fotones de 511 keV, es por ello que el **NaI(Tl)** ha sido reemplazado por el ortosilicato de lutecio **LSO**, cuyas propiedades se detallan en el apartado 2.5.4. *LSO* [47].

## 2.5. Cristales Centelleadores

Hasta el momento hemos mencionado los cristales centelleadores utilizados en los distintos procesos de detección pero sin presentarlos apropiadamente, en los estudios de PET se utilizan cristales centelleadores inorgánicos para registrar los rayos gamma que se producen mediante la aniquilación de los positrones emitidos por los radiotrazadores inyectados, además, las propias características del cristal centelleador determinan su rendimiento y por consiguiente la efectividad del estudio.

### 2.5.1. Material Centelleador

Un centelleador se define como un material que exhibe luminiscencia cuando pasa por él una radiación ionizante (puede tratarse de electrones, protones o incluso ondas electromagnéticas como rayos X o gammas). Esto se produce debido a que el material absorbe parte de la energía de la partícula incidentes y la convierte en forma de fotones visibles o ultravioleta [53]. Dicho proceso ocurre en una escala de tiempo del orden de nanosegundos o incluso microsegundos, entonces produce un breve pulso de fotones que corresponden a cada rayo gamma (o rayo X) que interactúa con el material centelleador. La intensidad del pulso de luz es proporcional a la energía que recibe el centelleador, dicho pulso se capta utilizando un detector y se convierte en una señal eléctrica [53].

### 2.5.2. Centelleadores orgánicos

Se consideran centelleadores orgánicos aquellos compuestos de hidrocarburos aromáticos que contienen estructuras condensadas de anillos de benceno, su característica principal es que presenta un tiempo decaimiento realmente corto (del orden de nanosegundos). En los centelleadores orgánicos la luz se produce por la transición de los electrones libres de valencia de las moléculas [54], por ello se dice que el funcionamiento de los centelleadores

orgánicos depende de las transiciones moleculares [55]. La energía debido al estado de excitación experimenta una transferencia entre moléculas antes de que ocurra el proceso de des-excitación, este proceso de transferencia tiene un rol importante en los centelleadores orgánicos largos debido a que involucran más de un tipo de moléculas [56]. Los centelleadores presentan una propiedad conocida como eficiencia que es la cantidad de energía de las partículas incidentes que logra convertirse en luz visible [56]. Se conocen los siguientes tipos de centelleadores orgánicos:

*Cristales orgánicos:* Los cristales más comunes son Antraceno ( $C_{14}H_{10}$ ), Trans-Estilbeno ( $C_{14}H_{12}$ ) y Naftaleno ( $C_{10}H_8$ ) [57]. El Antraceno y el Estilbeno son materiales relativamente frágiles y difíciles de obtener en grandes cantidades, además se sabe que la eficiencia de centelleo depende de la orientación de una partícula ionizante con respecto al eje del cristal, sin embargo, el Antraceno tiene la peculiaridad de tener la mayor salida de luz de todos los centelleadores orgánicos [56].

*Líquidos orgánicos:* Como su nombre lo indica se trata de soluciones líquidas de uno o más centelleadores orgánicos en un solvente (también orgánico). El proceso de absorción es algo diferente en las soluciones, aquí la energía ionizante parece ser absorbida principalmente por el solvente y posteriormente se transfiere al soluto de centelleo. De manera general se espera que los centelleadores líquidos sean más resistentes a los efectos dañinos de la radiación que los centelleadores plásticos o cristalinos [56].

*Centelleadores Plásticos:* Son similares a los centelleadores líquidos con la diferencia de que estas soluciones utilizan un solvente plástico sólido [57]. Los centelleadores plásticos son ampliamente utilizados en la física de partículas y en la física nuclear pues ofrecen una señal extremadamente rápida con un decaimiento constante de 2-3 ns y una salida alta de luz [57].

*Centelleadores de película delgada:* En el campo de los detectores de radiación las partículas delgadas de los centelleadores plásticos ocupan un rol importante, estas capas actúan como detectores de transmisión que responden a la cantidad de energía que la partícula pierde a través del detector [56].

Existe otro tipo de centelleadores que exhiben mejores resultados en los procesos de detección, estos se conocen como centelleadores inorgánicos, en concreto cristales inorgánicos que se explican con un mayor detalle en el siguiente apartado 2.5.3. *Centelleadores inorgánicos (Cristales inorgánicos).*

### 2.5.3. Centelleadores inorgánicos (Cristales inorgánicos)

Los mecanismos de centelleo en materiales inorgánicos dependen de los estados de energía debido al enrejado del cristal del material [58]. En un centelleador inorgánico la banda debe ser considerablemente grande con el propósito de evitar la excitación térmica y permitir que los fotones de centelleo viajen en el material sin absorción [55]. En su mayoría, los centelleadores inorgánicos son cristales de haluros alcalinos que contienen una pequeña impureza activadora. La ventaja de los cristales inorgánicos radica en su mayor intensidad

y número atómico por lo que posee un mayor poder de frenado, además, ha demostrado la salida de luz más alta entre todos los centelleadores, por lo que se obtiene una mayor resolución energética. Por lo anterior mencionado se utilizan para la detección de rayos gamma y electrones, y positrones de alta energía [59]. Algunos de los materiales utilizados como en cristales inorgánicos son el **NaI(Tl)**, **CsI(Tl)**, **CsI(Na)**, **KI(Tl)**, **LuAp**, **YAG**, **YAP** y **LSO** [59] [45]. De los centelleadores mencionados anteriormente vale la pena destacar el **NaI(Tl)** que describimos previamente y el **LSO** (ortosilicato de lutecio), estos dos se utilizan con frecuencia en los estudios de PET por sus propiedades, el más conocido es el **NaI(Tl)** aunque el **LSO** presenta mejores propiedades como centelleador, las cuales se detallan a continuación.

#### 2.5.4. Ortosilicato de lutecio (**LSO**)

El ortosilicato de lutecio (**LSO**) destaca entre otros centelleadores debido a que presenta una mayor producción de luz, es por ello que ha sido utilizado para nuestro estudio. Su primera aplicación como centelleador data del año 1991, entre las múltiples características que le convierten en un centelleador atractivo se encuentran su tiempo de decaimiento de 47 ns y un número atómico de 71, dichas características lo vuelven relevante para estudios de espectroscopía de rayos gamma. Además, su espectro de emisión presenta un pico alrededor de 420 nm, presenta una eficiencia de centelleo del 75% la del **NaI(Tl)** y se le ha asociado una resolución de energética del 7.5% para fotones de 662 keV en cristales pequeños y aproximadamente del 10% en cristales de mayor tamaño [45]. Incluso con sus múltiples características, en algunas muestras se ha podido observar que estas presentan un grado inusual de variabilidad en la salida de luz, esto posiblemente sea causado por los diferentes niveles de impureza [45]. Es importante mencionar que por causa de razones comerciales algunos sistemas PET utilizan ortosilicato de itrio-lutecio **LYSO** el cual tiene propiedades similares al **LSO**, en particular, nosotros simulamos un centelleador **LYSO** debido a la fácil adquisición de este para la parte experimental.

#### 2.5.5. Centelleadores gaseosos

Esta categoría de centelleadores se conforma prácticamente de gases nobles, como el xenón, krypton, argón etc. La principal característica de los centelleadores gaseosos es que los átomos son excitados de manera individual y después de un tiempo aproximado de 1 ns estos regresan a su estado fundamental [59]. Estos presentan una desventaja que no se puede pasar por alto y es que la luz que emiten se encuentra generalmente en el espectro ultravioleta, esto provoca que los tubos fotomultiplicadores no sean capaces de detectarla de manera apropiada volviéndolos ineficientes para utilizar en los estudios. Para poder resolver este inconveniente se recurre a procedimientos tales como recubrir las paredes del contenedor de manera que estas puedan cambiar la longitud de onda, para ello se requiere que las paredes en cuestión sean capaces de absorber la luz ultravioleta y posteriormente emitir luz en el espectro de la región verde-azul [59]. A pesar de sus inconvenientes, estos centelleadores presentan un tiempo de respuesta extremadamente corto y con frecuencia se utilizan en experimentos que involucran partículas cargadas pesadas.

# Capítulo 3

## Detector

### 3.1. Características Generales

Hasta el momento hemos hablado de los sistemas y sus características particulares, sin embargo no se ha profundizado de manera pertinente en la herramienta que permite llevar a cabo este tipo de modalidades, los detectores. Los detectores de radiación cumplen un rol importante en la medicina nuclear y de forma más específica en los estudios de que se llevan a cabo (PET, microPET, SPECT), gracias a los detectores podemos obtener un amplio rango de información a partir de la adquisición de la imagen del padecimiento de un paciente. Presentan diferentes especificaciones de acuerdo al tipo de estudio en el que son utilizados, en este apartado abordaremos las características que comparten en su mayoría los detectores.

#### 3.1.1. Sensibilidad

La elección de un detector en particular esta fuertemente ligada a la sensibilidad del detector, esto es la capacidad que tiene dicho detector de producir una señal útil para un tipo de radiación y energía determinado. Se debe tener en consideración que no existe un detector que sea sensible a todo tipo de radiación a todas las energías, sin embargo están diseñados para ser sensible a ciertos tipos de radiación en un rango de energía dado [60]. La sensibilidad del detector depende de diversos factores: El ángulo sólido sostenido por el detector, la eficiencia del detector para la interacción con la radiación, la sección eficaz para las reacciones ionizantes en el detector, el ruido inherente en el detector y el material protector que rodea la parte sensible del detector [61] [60]. La sección eficaz determina la probabilidad de que la radiación incidente convierta parte de toda su energía en una forma de ionización en el detector, las partículas cargadas son altamente ionizantes por lo que la mayoría de los detectores incluso aquellos con una densidad baja y un volumen pequeño tendrán algo de ionización producida en su volumen sensible. Debido a que el ruido aparece como una fluctuación en el voltaje en la salida del detector entonces la señal ionizante debe ser más larga que el nivel promedio de ruido para que esta pueda ser útil [60].

#### 3.1.2. Respuesta del detector

En general los detectores cumplen con la función de detectar la radiación, sin embargo, estos también deben tener la capacidad de proporcionar información sobre la energía de dicha radiación. Esta condición surge a partir de la relación de proporcionalidad que existe entre la cantidad de ionización que se produce por la radiación y la energía que se pierde en el volumen sensible. Cuando el tamaño del detector no es suficiente para que la radiación sea completamente absorbida entonces la ionización genera una medida de la energía de

radiación [60]. Resulta evidente que la respuesta del detector se encuentra en función del tipo de partícula y del tipo de energía por lo que un detector con una respuesta lineal para una radiación en particular puede no ser lineal para otro tipo de radiación, de manera más general, la respuesta del detector es lineal para electrones a energías realmente bajas, pero es no-lineal para partículas más pesadas tales como el protón [60].

### 3.1.3. Resolución Temporal

La resolución temporal se define como el tiempo necesario en el que ocurre un evento. Se requiere una resolución temporal rápida para que dos eventos puedan ser registrados por separado [60]. Está limitada de acuerdo al tiempo de decaimiento del cristal, existen centelleadores que presentan un tiempo de decaimiento en el rango de 250-300 ns mientras que otros lo hacen en el rango de 20-40 ns, esto se ve influenciado por el material del detector. Generalmente en los detectores de centelleo el tiempo de decaimiento no es constante sino que se compone de una combinación de nanosegundos y microsegundos mientras que para los detectores semiconductores el tiempo de decaimiento es mucho menor [62]. Otro elemento que puede afectar la resolución temporal es la electrónica del detector, esta puede influir de manera que exista una pérdida de resolución, de manera particular la resolución temporal es un elemento esencial que se debe considerar en el PET donde dos fotones de aniquilación deben ser detectados con una ventana temporal que los registra como eventos válidos [62]. La resolución temporal es el objeto de estudio principal en nuestro trabajo, las configuraciones que se presentan tienen como propósito determinar el arreglo que nos ofrece la mejor resolución temporal para el estudio de PET.

### 3.1.4. Tiempo muerto

El tiempo muerto se define como el tiempo que el detector ocupa para registrar un evento, de acuerdo al tipo de detector este puede o no permanecer sensible a la llegada de otros eventos durante este periodo. En caso de que el detector no sea sensible durante ese lapso de tiempo los eventos que se produzcan se perderán, en cambio, si el detector se mantiene sensible los eventos que continúen llegando serán apilados en el primero lo que provocaría una distorsión de la señal y por consiguiente una pérdida de información. La pérdida de esta información tiene una consecuencia negativa pues afecta la tasa de conteo, causando que el tiempo de distribución entre la llegada de cada evento sea distorsionado [60]. Debido a que el decaimiento radioactivo es de carácter aleatorio existe la posibilidad de que dos eventos sean apilados. Existen dos tipos de caos para el tiempo muerto:

*Tiempo muerto paralizante:* Para este caso, además de que la llegada del segundo evento no es registrada, también extiende el periodo de tiempo en el que la electrónica del sistema no responde [62].

*Tiempo muerto no-paralizante:* Surge cuando un evento causa que el sistema no responda por un periodo de tiempo por lo que cualquier evento que llegue después durante este tiempo no es registrado [62].

Resulta evidente que en tasas de conteo moderadas, el tiempo muerto paralizable y el tiempo muerto no paralizable son el mismo, sin embargo en tasas de conteo altas los dos tipos de tiempo muertos difieren. Es común que el sistema de tiempo muerto empleado en los escáneres de medicina nuclear se encuentren entre un tiempo muerto paralizable y un tiempo muerto no-paralizable, esto es una consecuencia inmediata de sus componentes [62].

## 3.2. Tipos de detectores

Hasta el momento hemos enunciado las características generales que comparten los detectores en su mayoría, ahora vamos a enfocarnos en las diferencias particulares que caracterizan a cada tipo de detector, esto nos permitirá motivar la introducción del detector utilizado en nuestro estudio y el porque representa el modelo más apropiado para el tipo de estudios PET.

### 3.2.1. Detectores de ionización gaseosos

Los detectores de ionización fueron los primeros modelos que se desarrollaron para la detección de la radiación, el modo en el que operan está basado en la recolección directa de los iones y electrones de ionización que se producen en un gas como consecuencia del paso de la radiación. A pesar de que existen diferentes modelos la configuración básica muestra un contenedor (generalmente un cilindro), el cual posee paredes conductoras y una delgada ventana final, a lo largo de su eje se suspende un cable conductor mediante el cual se aplica un voltaje positivo [63]. Durante un proceso de ionización gaseosa donde electrones libres son acelerados por un campo eléctrico, colisionan con moléculas de gas y, como consecuencia liberan electrones adicionales, dicho proceso se conoce como avalancha [64]. El diagrama de un detector de ionización gaseoso básico se ilustra en la Figura 9.

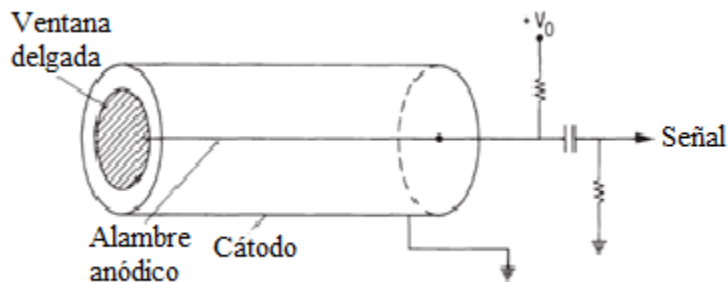


Figura 9. Detector de ionización gaseoso básico [63]

Durante la primera mitad del siglo se desarrollaron tres detectores básicos:

*Cámara de ionización:* Es el tipo de detector gaseoso más simple, se caracteriza por la recolección de pares ionizados de los gases. Después de que una partícula neutra es ionizada, se dice que el ion positivo resultante y un electrón libre conforman un par ionizado y sirve como constituyente básico de la señal eléctrica desarrollada por la cámara ionizada [65].

*Contador proporcional:* Este tipo de detector fue introducido en 1940, se caracteriza porque cada par ionizado produce una avalancha singular de manera que el pulso de corriente de salida generado es proporcional a la energía depositada por la radiación. Una aplicación importante de los contadores proporcionales se da en la espectroscopía de radiación de rayos x de baja energía [66].

*Contador de Geiger-Müller:* Comúnmente se conoce como tubo de Geiger y fue introducido en 1928, se llena con un gas inerte a baja presión al cual se le aplica un voltaje alto, el tubo conduce brevemente la carga eléctrica cuando una radiación incidente vuelve conductivo el gas mediante ionización, la ionización es ampliada considerablemente con el tubo mediante el efecto de avalancha produciendo fácilmente una señal medible [67].

### 3.2.2. Detector semiconductor

Una de los mayores inconvenientes de los centelleadores es que su resolución energética es relativamente pobre, el proceso de conversión de la energía depositada por la radiación en señal eléctrica se componen de numerosos e ineficientes pasos [68]. Los detectores semi conductores fueron introducidos a finales de 1950, están basados en materiales cristalinos semi conductores, también se les conoce como detectores de estado sólido. El método de operación de los detectores semiconductores es similar al de los detectores de ionización gaseosos con la diferencia de que el medio no es un gas, en cambio se utiliza un material sólido semiconductor [69]. A través del paso de la radiación se crean pares de huecos de electrón (de manera similar a los pares ionizados), estos son recolectados por un campo eléctrico. Sin embargo, la principal ventaja que presenta es el bajo costo energético para producir un par de huecos de electrón, este es 10 veces menor que el requerido para ionizar un gas [69]. Podemos agrupar los siguientes detectores dentro de la familia de los semidetectores:

*Detectores de diodos de silicio:* Desde su desarrollo como detectores prácticos a principios de 1960, los detectores de diodo de silicio se han convertido en la elección predeterminada para la mayoría de aplicaciones que involucran partículas cargadas pesadas, entre estas aplicaciones se destacan la espectroscopía de partículas alfa y la medición de la energía perdida de partículas perdidas en la transmisión [70].

*Detectores sensibles a la posición:* Los semiconductores han ganado fama en el dominio de altas energías como una alternativa para un detector espacial de alta resolución, el interés que se tiene en construir dispositivos sensibles a la posición ha llevado al desarrollo de detectores que emplean diferentes métodos para obtener información espacial: El primer método consiste en una lectura continua utilizando una división de carga resistiva, por otro lado, el segundo método emplea una matriz discreta de elementos de lectura [71].

*Detectores de germanio:* El germanio es preferido sobre el silicio debido a su mayor densidad y número atómico, resultando un material básico para la espectroscopía de rayos gamma de mayor resolución, sin embargo, aunque el germanio posee una mayor eficiencia

presenta una desventaja notoria en comparación con el silicio debido a su necesidad de enfriamiento [71].

### 3.2.3. Detector de centelleo

Actualmente el detector de centelleo es una de las herramientas más utilizadas para la detección de partículas tanto en física nuclear, física médica y física de partículas, su nombre proviene a partir de los materiales que utilizan este tipo de detectores pues la principal característica de estos es que al ser golpeados por una partícula nuclear o algún tipo de radiación emiten un pequeño destello de luz, o bien, emiten un “centelleo”, este fenómeno se conoce como fluorescencia [54]. Como vimos en el apartado 2.5. *Cristales centelleadores* existen diferentes tipos de centelleadores, sin embargo para los estudios de medicina nuclear los centelleadores inorgánicos (cristales inorgánicos) juegan un papel muy importante, estos combinan una alta densidad y número atómico con una respuesta rápida.

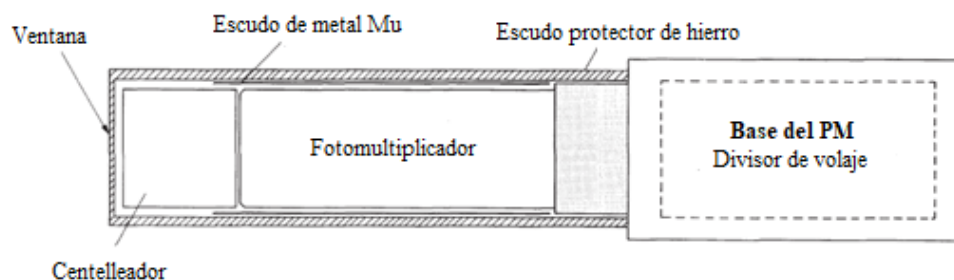


Figura 10. Detector de centelleo básico [54]

Básicamente un detector de centelleo consiste en un material centelleante que está acoplado a un fotosensor, por lo general un tubo fotomultiplicador o un fotomultiplicador de silicio como se muestra en la Figura 10., cuando la radiación pasa a través del centelleador excita los átomos y las moléculas que lo conforman provocando que se emita luz [54]. La luz es transmitida a un tubo fotomultiplicador (PMT por el inglés photomultiplier tube) (este concepto se explica más a detalle en el apartado 3.3. *PMT*) donde se convierte en una corriente débil de fotoelectrones la cual es amplificada de modo que se convierte en una señal de corriente que será analizada por un sistema electrónico [54]. Este tipo de detector es el empleado en nuestro estudio debido a la simplicidad que presenta en comparación con la información que podemos obtener a partir de él, además, el uso de centelleadores constituye un elemento de fácil adquisición cuyas características permiten la manipulación de nuestro arreglo experimental en la búsqueda de la mejor resolución temporal posible.

### 3.3. Tubo fotomultiplicador (PMT)

Hasta ahora el lector se ha familiarizado con el proceso de detección, de manera particular con el proceso de detección mediante centelleo, hemos hablado del principio físico y del dispositivo asociado para llevar a cabo dicho proceso, sin embargo, no hemos introducido apropiadamente otro concepto de vital importancia, el tubo fotomultiplicador, la detección

de la radiación mediante centelleos contables y espectroscopía sería imposible si los detectores no tuvieran la posibilidad de convertir pulsos luminosos en una señal eléctrica.

### 3.3.1. Definición de PMT

Los tubos fotomultiplicadores (PMT's del inglés Photomultipliers tubes), son dispositivos de tubos de electrones (como su nombre lo indica), estos tienen la función de convertir una señal luminosa (luz) que se compone de unos cuantos cientos de fotones en una señal de corriente eléctrica que puede ser medida con la ventaja de que no añade una gran cantidad de ruido a la señal [72]. Uno de los principales atractivos en el uso de los PMT's es que estos son sensibles a la energía de radiación en el espectro electromagnético visible y también en el ultravioleta, además, tienen muchas aplicaciones en campos como la espectroscopía óptica, las mediciones láser y la astronomía [72].

### 3.3.2. Proceso de emisión

El proceso de fotoemisión en el PMT se lleva a cabo mediante un proceso secuencial, dicho proceso inicia con la absorción de varios fotones incidentes y la transferencia de energía a un electrón mediante el material fotoemisor, posteriormente este electrón viaja hacia la superficie de donde finalmente escapa [72]. Aunque actualmente existen diferentes modelos de PMT, en general, un tubo fotomultiplicador se compone de un cátodo que está hecho de un material fotosensible, posteriormente se encuentra el sistema de recolección de electrones y la sección de multiplicación de electrones (conocida también como dinodo), finalmente se tiene el ánodo que es donde la señal final puede ser medida [72]. De forma más detallada podemos decir que cuando un fotón que proviene del centelleador incide sobre el fotocátodo entonces se emite un electrón mediante el efecto eléctrico (que ya describimos en el apartado 1.4.1. *Efecto fotoeléctrico*). Como consecuencia del voltaje aplicado, el electrón es acelerado y se dirige hacia el primer dinodo hasta que “choca” con este, debido el choque transfiere parte de su energía a los electrones presentes en el dinodo provocando que sean emitidos electrones secundarios, estos también sufrirán una aceleración y serán direccionados hacia al siguiente dinodo donde serán liberados más electrones que repetirán el proceso. Mediante este proceso de multiplicación se crea una cascada de electrones a lo largo de los dinodos como se muestra en la Figura 11. Dicho proceso culmina en el ánodo en donde la cascada es recolectada para poder generar una señal de corriente que puede ser amplificada y posteriormente medida [73]. Se debe mencionar que existe la posibilidad de que un detector conformado por un centelleador acoplado a un tubo fotomultiplicador no permita obtener información acerca de la partícula y también de la energía que permanece en el centelleador.

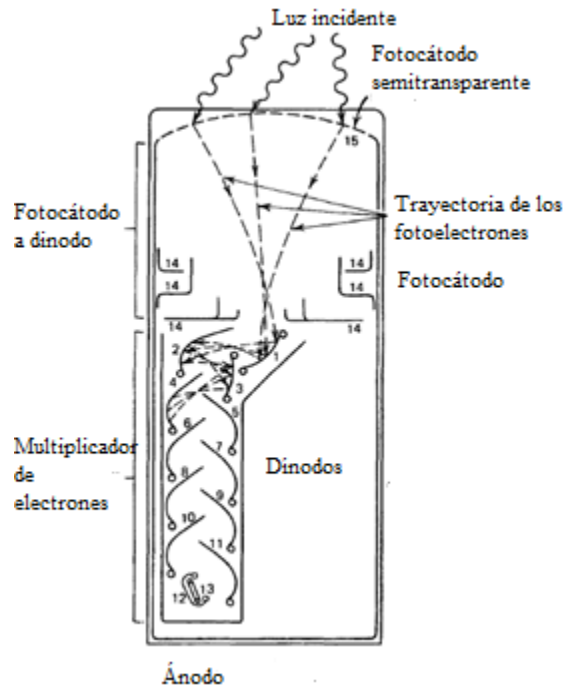


Figura 11. Estructura de un PMT [72]

### 3.3.3. Especificaciones del PMT

Existen ciertas características generales que deben cumplir los PMT para poder ser utilizables:

*Sensibilidad Luminosa General:* Se define como el cociente entre la corriente medida del ánodo en un voltaje operable y el flujo luminoso de una fuente de luz de tungsteno con una temperatura específica que incide en el fotocátodo [74]. Dicho de otra manera, esta cantidad es una medida general de la corriente esperada del PMT por unidad de luz incidente. Las unidades de esta cantidad son el Ampere por Lumen (A/lm).

*Sensibilidad Luminosa del cátodo:* Es similar a la sensibilidad luminosa general, sin embargo la corriente de los foto-electrones dejando el fotocátodo es reemplazada por la corriente del ánodo. Esta cantidad es propia del fotocátodo por lo que es independiente de la estructura fotomultiplicadora, su unidad también es el Ampere por Lumen (A/lm) [74].

*Corriente oscura:* Incluso cuando un fotomultiplicador no está iluminado una pequeña cantidad de corriente continua fluyendo, esta corriente se conoce como corriente oscura y puede surgir por diversos factores como la contaminación radioactiva e incluso el propio fenómeno de ionización [75].

*Sensibilidad radiante general:* Este parámetro se define como el cociente de la corriente del ánodo y la potencia radiante en el fotocátodo debido a una longitud de onda incidente [74]. Su unidad es el Ampere por Watt (A/W).

*Ancho de pulso del ánodo:* Se define como el ancho de tiempo del pulso de salida medido a la mitad de la amplitud máxima para la iluminación de corta duración del fotocátodo [74].

*Ruido estadístico:* Este ruido es consecuencia de los procesos de fotoemisión y emisión secundaria, dada una intensidad de luz constante, el número de fotoelectrones y fotoelectrones secundarios que han sido emitidos tendrá una fluctuación con el paso del tiempo. Este ruido es referido a menudo como “ruido de disparo” y es inherente al proceso [75].

### 3.3.4. Fotodiodos como alternativa de los PMT

Aunque los PMT se utilizan con frecuencia como amplificadores de luz en los centelleadores, el desarrollo de fotodiodos semiconductores ha desembocado en el reemplazo de dispositivos de estado sólido por estos. No es de extrañar que resulten más eficaces en determinadas áreas de aplicación pues los fotodiodos presentan una mayor eficiencia cuántica, además de que requieren consumir una menor potencia para operar y de manera práctica poseen un tamaño más compacto. Se pueden destacar dos diseños generales que han sido considerados como sustitutos aceptables para PMT:

*Fotodiodos convencionales:* No tienen ganancia interna y operan de manera directa mediante la conversión de fotones provenientes del detector de centelleo a pares de agujeros de electrón que son recolectados [76].

*Fotodiodos de Avalancha (APD's, por sus siglas en inglés):* Incorporan la ganancia interna a través del uso de campos eléctricos mayores que incrementan el número de portadores de carga que son recolectados [76].

## 3.4. Fotomultiplicadores de Silicio (SiPM)

Si bien los PMT son utilizados con frecuencia en la mayoría de los detectores, existen otro tipo de fotomultiplicadores que se han convertido en candidatos aceptables para sustituir a los clásicos PMT en técnicas de estudio como el PET y el SPECT, estos son los fotomultiplicadores de Silicio. La razón por la que se han popularizado está íntimamente relacionada con la mejora sustancial en los resultados que se obtienen debido a las propias características de los SiPM. De manera particular, el detector empleado en nuestro estudio está compuesto en parte por un SiPM, sin embargo, el motivo de introducir primero al lector la definición del PMT radica en la posibilidad de hacer comprender las ventajas que ofrece el SiPM con respecto al tradicional PMT y justificar nuestra elección de este para el estudio.

### 3.4.1. Descripción de un SiPM

Un fotomultiplicador de silicio (también conocido como SiPM por el inglés Silicon photomultiplier) es un detector de luz que a partir de la absorción de un fotón puede producir un pulso de corriente [77]. Está formado por una matriz de fotodiodos de avalancha (APD's por el inglés Avalanche photodiode) en sustrato de Silicio que operan en

la modalidad de Geiger [78]. Los sistemas de fotodetección que utilizan fotodiodos de avalancha como base tienen la particularidad de poseer un alto nivel de eficiencia de detección de fotones (arriba de 50-60% en el espectro visible), además, su resolución temporal es de aproximadamente 30 ps o menos por lo que se considera bastante aceptable. Las características antes mencionadas los vuelven una opción confiable para ser empleados de manera óptima en distintos campos como la ciencia (particularmente en el análisis de ADN y moléculas individuales) hasta la industria electrónica (generalmente en pruebas no invasivas de circuitos), incluso pueden tener aplicaciones militares [79]. A pesar de los atractivos que ofrece el fotodiodo de avalancha se debe mencionar que tiene un potencial inconveniente relacionado con las matrices de APD, dicha problemática se conoce diafonía óptica, esta se describe como el proceso en el que el APD emite fotones secundarios cuando el dispositivo detecta un fotón [79]. El tiempo de esparramiento de las señales del SiPM es realmente corto (generalmente menor a 100 ps) por lo que se han reportado excelentes resultados para la resolución temporal [78].

### 3.4.2. Estructura del SiPM

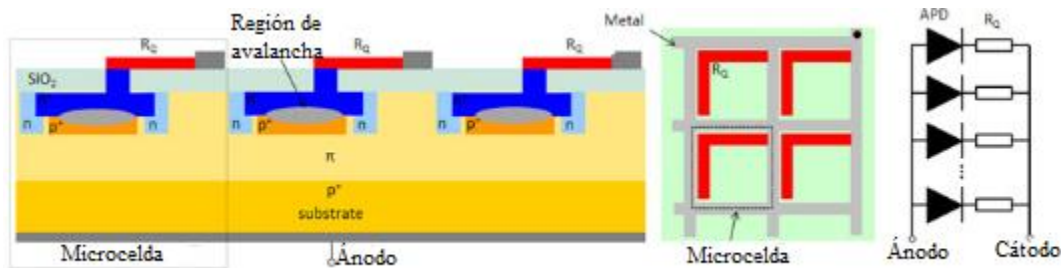


Figura 12. Estructura básica de un SiPM [77]

Un SiPM es un dispositivo compuesto de microceldas (como se muestra en la Figura. 12), cada microcelda representa una combinación de APD y una resistencia de enfriamiento, además, la mayoría de los SiPM son dispositivos analógicos debido a que las microceldas están conectadas en paralelo de modo que el SiPM tiene un ánodo y un cátodo [77]. Generalmente las microceldas tienen una geometría rectangular cuyas dimensiones se encuentran en el rango de 20  $\mu\text{m}$  X 20  $\mu\text{m}$  hasta 100  $\mu\text{m}$  X 100  $\mu\text{m}$ , debido a su tamaño es posible que el número de APD's por milímetro cuadrado puede variar desde 100 hasta 2,500 [78]. Se debe mencionar que no toda el área es sensible al espectro electromagnético, sin embargo, estas áreas sensibles pueden detectar el espectro comprendido desde el ultravioleta hasta el infrarrojo mostrando un pico en el espectro visible (400 nm – 500 nm) [77].

### 3.4.3. Preferencia del SiPM sobre el PMT

El PMT ha constituido el fundamento de diversas técnicas de estudio mediante detección de radiación que emplean centelleadores al convertir los pulsos eléctricos en señales de corriente medibles, sin embargo, con el desarrollo del SiPM este se ha convertido en un candidato atractivo para reemplazar a los PMT convencionales. Las características del PMT se han visto opacadas por las ventajas del SiPM entre las que destacan la inmunidad a los

campos magnéticos y el hecho de que este requiere un menor voltaje para operar, además, se debe mencionar que debido a su tamaño pequeño son mucho más compactos que los PMT y poseen una mayor resistencia que estos [77]. De manera más concreta podemos destacar las siguientes ventajas del SiPM con respecto al PMT:

- I. Como se mencionó anteriormente, los SiPM's requieren un voltaje mucho menor que los PMT's, generalmente hablamos de un factor de 20x-30x menor por lo que permite su uso con baterías comerciales de Li-ion mientras que un PMT requiere baterías de alta capacidad [80].
- II. Los SiPM's son mucho más pequeños por lo que requieren un volumen mucho menor que los PMT's, estamos considerando un factor de 1000x en volumen y longitud [80].
- III. Un SiPM posee una mayor eficiencia de detección que un PMT, el mejor PMT logra alcanzar una eficiencia del 35% mientras que un SiPM alcanza 50-60% por lo que se produce menos ruido [80].
- IV. Como se mencionó previamente, los SiPM's no se ven afectados por los campos magnéticos mientras que un PMT se ve fuertemente afectado por los campos magnéticos lo que perjudica su uso en resonancias magnéticas [80].
- V. En el PMT la fiabilidad de la cadena de suministro tiene dos proveedores principales mientras que en el SiPM tiene al menos cuatro proveedores [80].

Estas razones han provocado que el PMT sea desplazado por el SiPM en diversas aplicaciones como la detección de radiación en la física de altas energías, la detección de la luz y de manera particular, en la tomografía por emisión de positrones [77]. Por lo anterior mencionado se ha optado por utilizar un SiPM en la caracterización del detector empleado en nuestro estudio.

# Capítulo 4

## Metodología

### 4.1. Caracterización

Nuestro trabajo está basado en una serie de simulaciones en las que generamos rayos gamma considerando que estos provienen de un proceso de aniquilación de pares como sucede cuando se administra el radiofármaco, esto para aleazar el tiempo de simulación, ya que al generar el proceso de aniquilación, no todos serían eventos válidos. En las simulaciones se varía la configuración del detector, esto implica un cambio en las dimensiones del mismo y en el porcentaje de forrado de éste, además, existe un cambio en el porcentaje reflexión que cambia en función del forrado.

Los resultados de las diferentes configuraciones se muestran de manera gráfica mediante las distribuciones normales del número de eventos contra el tiempo de llegada de estos, el tiempo de llegada se refiere a los fotones ópticos que se crean en el material y que logran llegar al scorer, que se utiliza como sustituto de un SiPM. Se busca realizar un análisis comparativo entre los gráficos obtenidos con el propósito de comprender cómo la variación de dichos parámetros (forrado y tamaño) afecta de manera significativa el proceso de detección y en consecuencia directa la resolución temporal intrínseca.

Esta variación de parámetros tiene como objetivo hallar la configuración más apropiada para obtener una resolución temporal intrínseca óptima.

#### 4.1.1. Construcción del detector

El detector empleado en nuestras simulaciones es un modelo básico que se compone de un centelleador y un scorer que actúa como SiPM. Todas las simulaciones fueron realizadas utilizando Geant4, sin embargo, debido a que resulta bastante complicado simular los componentes electrónicos se optó por utilizar un scorer para representar el SiPM. Para construir el arreglo experimental y realizar las simulaciones, de manera particular, se modificó el algoritmo presentado en la introducción para conseguir la geometría deseada del detector. La geometría del detector empleado se muestra en la Figura 11.

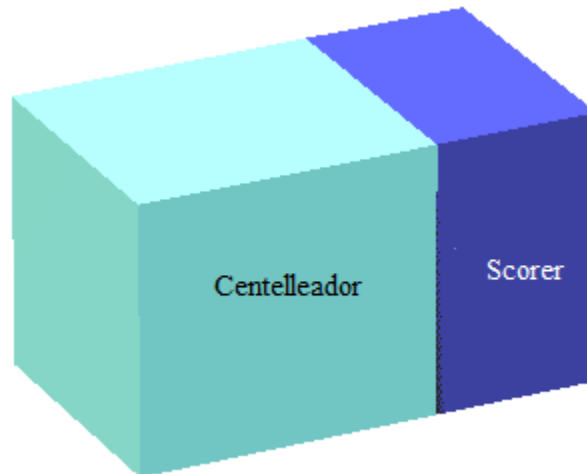


Figura 13. Configuración del detector y scorer simulado.

El centelleador simulado para nuestro detector fue un cristal inorgánico LYSO en la forma de un prisma cuadrangular, para definir las propiedades de este centelleador nos basamos en las características detalladas en el artículo *GATE simulation of the intrinsic radioactivity in LYSO scintillation crystals* [81], donde se utiliza un procedimiento similar. La composición del cristal  $\text{Lu}_{1.8}\text{Y}_{0.2}\text{SiO}_5:\text{Ce}$  (que también se especifica en el artículo) se muestra en la Tabla 3.

Tabla 3. Composición del LYSO [81]

Elemento	Número Atómico	Masa Atómica (u)	Número de átomos en la molécula LYSO	Masa Total (u)	Fracción (g/mol)
Lu	71	174.97	1.8	314.94	0.71
O	8	15.99	5	79.99	0.18
Si	14	28.08	1	28.08	0.06
Y	39	88.91	0.2	17.78	0.04
			Total	440.79	0.99

#### 4.1.2. Configuraciones

Un aspecto importante a considerar cuando se definen las propiedades del material es el porcentaje de reflexión, pues esto influye de manera significativa en el número de fotones que llegan al scorer. El porcentaje de reflexión se define a partir del porcentaje de forrado que cubre el área del centelleador, esta relación se define de manera proporcional pues entre mayor sea el porcentaje de forrado mayor será el porcentaje de reflexión. Las configuraciones utilizadas para las simulaciones se definen a partir de las dimensiones del centelleador y del porcentaje de forrado, dichas configuraciones se expresan en la Tabla 4.

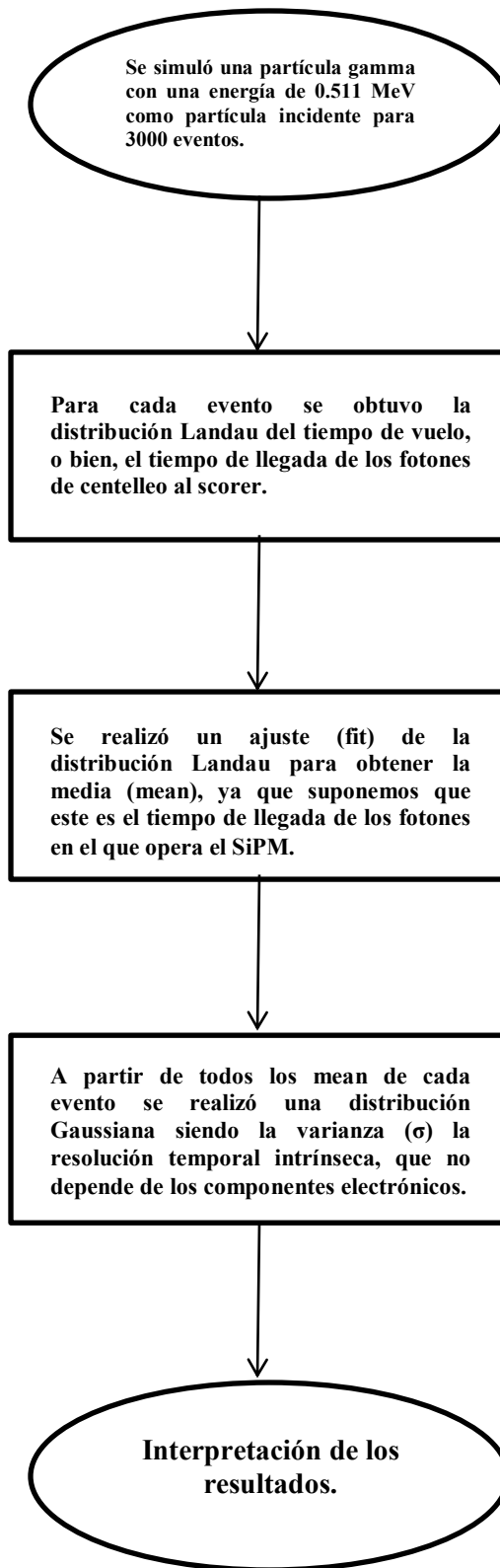
Tabla 4. Valores de los parámetros por configuración

Configuración	x (mm)	y (mm)	z (mm)	Porcentaje de Forrado (%)
1	10	10	20	0
2	10	10	20	50
3	10	10	20	100
4	20	20	40	0
5	20	20	40	50
6	20	20	40	100
7	80	80	160	0
8	80	80	160	50
9	80	80	160	100

Note que en las configuraciones 1,2 y 3 las dimensiones del detector se mantienen constantes (10mmX10mmX20mm) pero el porcentaje del forrado varía, de manera similar las configuraciones 4, 5 y 6 comparten las mismas medidas (20mmX20mmX40mm) variando el porcentaje de forrado del detector y finalmente las configuraciones 7, 8 y 9 repiten este mismo patrón con diferentes dimensiones para el detector (80mmX80mmX160mm).

#### 4.1.3. Procedimiento general

Una de las características que se le añadieron al scorer fue que los fotones se detengan al llegar a éste, además, el scorer se encuentra ubicado en la cara opuesta de los puntos interacción. Con el propósito de adquirir información útil, el tiempo de adquisición para las simulaciones fue de aproximadamente 20-50 min, además, no se consideran los efectos que pudieran presentarse debido a la inhomogeneidad del cristal, en cambio, nos restringimos a la simulación del número de fotones en el cristal LYSO. Se debe mencionar que no se consideró ningún equipo adicional de enfriamiento durante las simulaciones. El procedimiento general que se siguió para la obtención de resultados se detalla en la *Figura 14. Diagrama de la metodología.*



*Figura 14. Diagrama de la metodología*

# Capítulo 5

## Resultados

### 5.1. Distribución de las configuraciones

En este capítulo se muestran de manera gráfica los resultados obtenidos a partir de las simulaciones realizadas en Geant4, considere que las configuraciones 1,2 y 3 comparten las dimensiones del centelleador variando únicamente el porcentaje de forrado y por consiguiente el porcentaje de reflexión, por ello las tres primeras configuraciones se detallan en el apartado 5.1.1. *Distribuciones de 10mmx10mmx20mm*, de manera similar los resultados para las configuraciones 4, 5 y 6 que corresponden con el segundo tamaño del centelleador se presentan en el apartado 5.1.2. *Distribuciones de 20mmx20mmx40mm*. Para el caso de los resultados obtenidos mediante las configuraciones 7,8 y 9 que corresponden al tercer tamaño del centelleador empleado se muestran las distribuciones en el apartado 5.1.3. *Distribuciones de 80mmx80mmx160mm*. Al mostrar las distribuciones obtenidas mediante las 9 configuraciones podemos tener una mayor comprensión acerca de como las dimensiones del centelleador afectan el tiempo de vuelo y la resolución temporal intrínseca de este.

#### 5.1.1. Distribuciones de 10mmx10mmx20mm

En las Figuras 14, 15 y 16 que se muestran a continuación se presentan las distribuciones normales de las tres configuraciones simuladas correspondientes al centelleador de 10mmx10mmx20mm en las que se varia el porcentaje de forrado entre 0%, 50% y 100% para las configuraciones 1, 2 y 3 respectivamente. Es importante mencionar que la distribución más grande que se presenta es una distribución de tipo CrystalBall, la cual no es más que la distribución de la probabilidad para miles de escenarios, en este caso, miles de eventos. El análisis de los resultados de los apartados 5.1.1. *Distribuciones de 10mmx10mmx20mm*, 5.1.2. *Distribuciones de 20mmx20mmx40mm* y 5.1.3. *Distribuciones de 80mmx80mmx160mm* se presenta más adelante en el apartado 5.1.4. *Resultados de todas las simulaciones*.

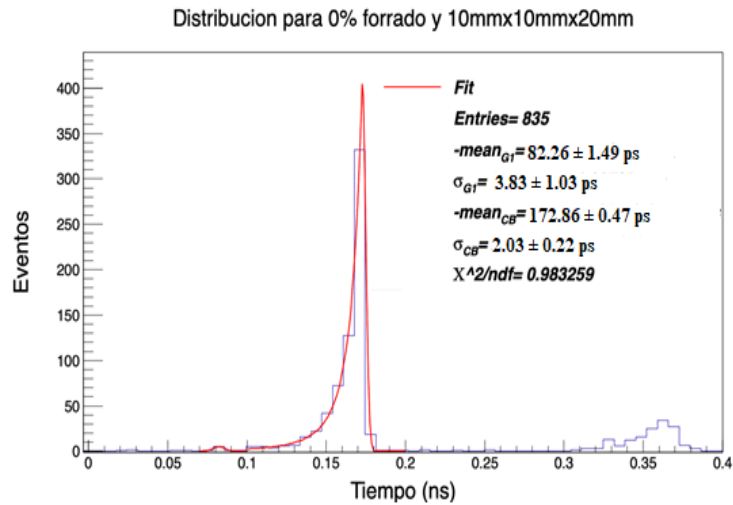


Figura 15. Distribución de la llegada de eventos configuración 1

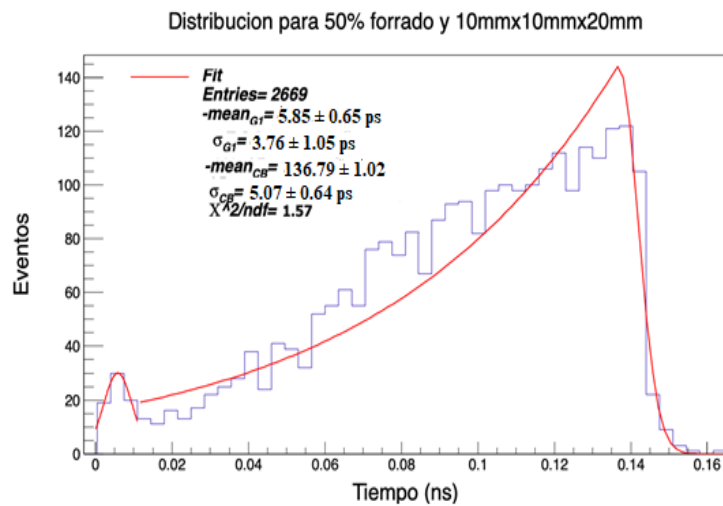


Figura 16. Distribución de la llegada de eventos configuración 2

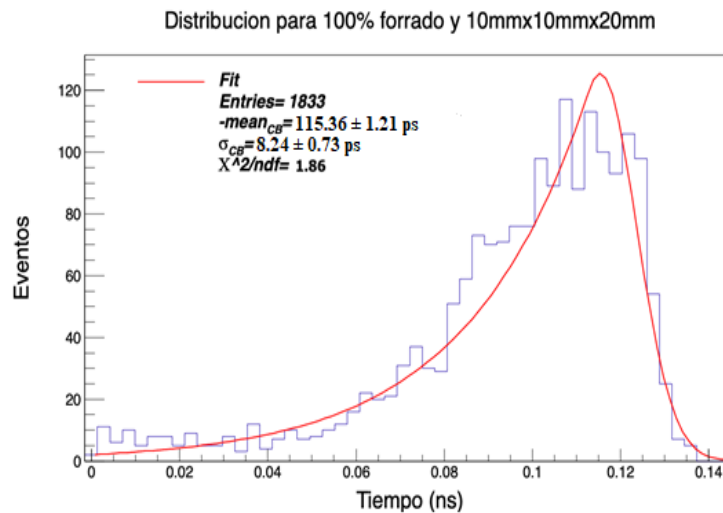


Figura 17. Distribución de la llegada de eventos configuración 3

A partir de las distribuciones conseguidas mediante las simulaciones para el tamaño del centelleador de 10mmx10mmx20mm podemos observar que en la configuración 1 representada por la Figura 14, el mean se encuentra en el rango comprendido entre 0.07-0.9 ns, en cambio, para la configuración 2 representada por la Figura 15, el mean se encuentra entre 0-0.02 ns, finalmente podemos observar que para la configuración 3 representada por la Figura 16, el mean se halla en el rango de 0.11-0.12 ns. Debemos considerar además, que el número de eventos que se alcanza con la configuración 1 es de 835 eventos, el de la configuración 2 es de 2699 y el de la tercera 1833. Podemos notar que en las Figuras 14 y 15 se presentan dos Gaussianas, estas representan el valor mínimo de tiempo de vuelo asociado con los puntos de interacción, dicho de otra forma estas Gaussianas corresponden a los pulsos que da el SiPM. El motivo de que existan diferentes pulsos es una consecuencia del forrado, para los porcentajes de 0% y 50% estos picos pueden presentarse debido a que algunos fotones llegan directamente al scorer, es decir, sin reflexión. Para el caso del 100% este tipo de fotones no se llegan a apreciar porque la distribución de llegada se combina con los fotones de reflexión. Nosotros consideramos los valores del mean y de la resolución temporal ( $\sigma$ ) de la primera Gaussiana ya que esta representa el primer pulso, o bien, la primer señal medida. Un aspecto a considerar es que la distribución nos muestra el número total de eventos, sin embargo, nosotros estamos considerando solo el primer pulso de la configuración 1 y 2 por lo que el número de eventos de estas es mucho menor con respecto a la configuración 3.

### 5.1.2. Distribuciones de 20mmx20mmx40mm

En las Figuras 17, 18 y 19 que se muestran a continuación se presentan las distribuciones normales de las tres configuraciones simuladas correspondientes al centelleador de 20mmx20mmx40mm, de manera similar con las tres primeras configuraciones el porcentaje de forrado varia entre 0%, 50% y 100% para las configuraciones 4, 5 y 6 respectivamente.

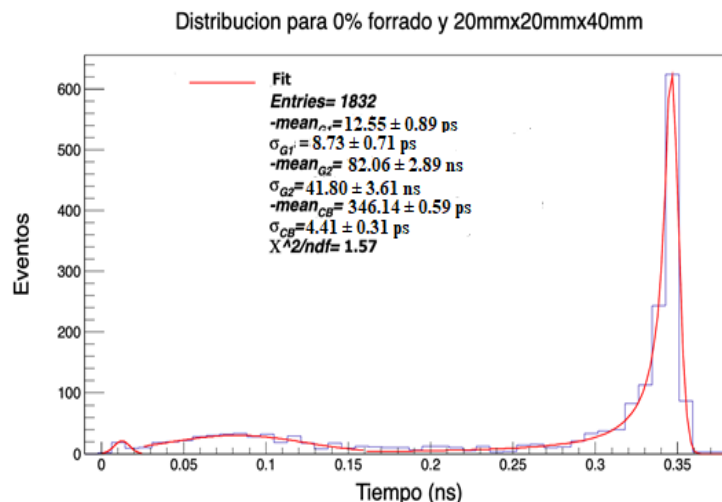


Figura 18. Distribución de la llegada de eventos configuración 4

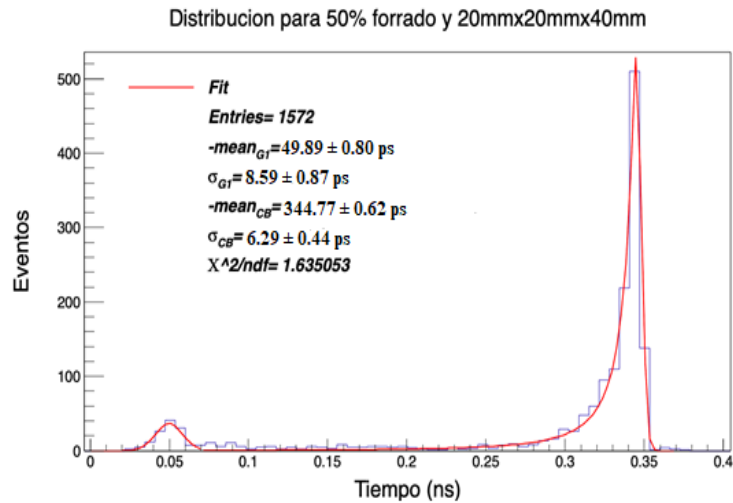


Figura 19. Distribución de la llegada de eventos configuración 5

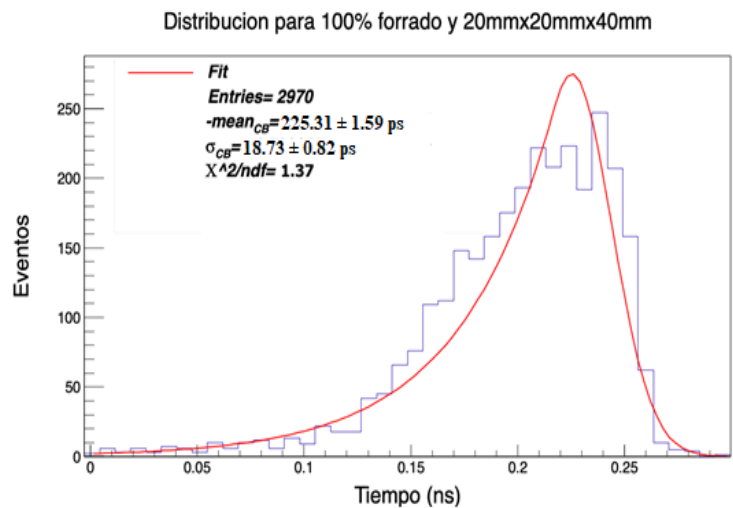


Figura 20. Distribución de la llegada de eventos configuración 6

A partir de las distribuciones obtenidas mediante las simulaciones para el centelleador de 20mmx20mmx40mm podemos deducir que para la configuración 4 representada por la Figura 17. se presentan 3 picos, dicho de otra forma se tienen 3 pulsos medidos, sin embargo, el mean correspondiente al primer pico se encuentra entre 0-0.02 ns. De manera similar se observa que para la configuración 5 representada por la Figura 18. se tienen 2 pulsos medidos pero el mean correspondiente al primer pico que es de interés para nosotros se encuentra aproximadamente a los 0.05 ns. Finalmente, la configuración 6 representada por la Figura 19. se encuentra en el rango comprendido entre 0.2-0.25 ns. También podemos destacar que la configuración 4 alcanza 1832 eventos, la configuración 5 alcanza 1572 eventos y la configuración 6 alcanza 2970 eventos. Como sucede en el apartado anterior podemos apreciar que las distribuciones correspondientes a los forrados de 0% y 50% existe más de un pico. Como se explicó previamente, esto puede ser producto de los fotones que llegan directamente al scorer, en cambio para la distribución correspondiente al 100% de forrado se muestra la distribución combinada de los fotones de reflexión y los que llegan directamente al scorer.

### 5.1.3. Distribuciones de 80mmx80mmx160mm

En las Figuras 20, 21 y 22 que se muestran a continuación se presentan las distribuciones normales de las tres configuraciones simuladas correspondientes al centelleador de 80mmx80mmx160mm, de manera similar con las tres primeras configuraciones el porcentaje de forrado varia entre 0%, 50% y 100% para las configuraciones 7, 8 y 9 respectivamente.

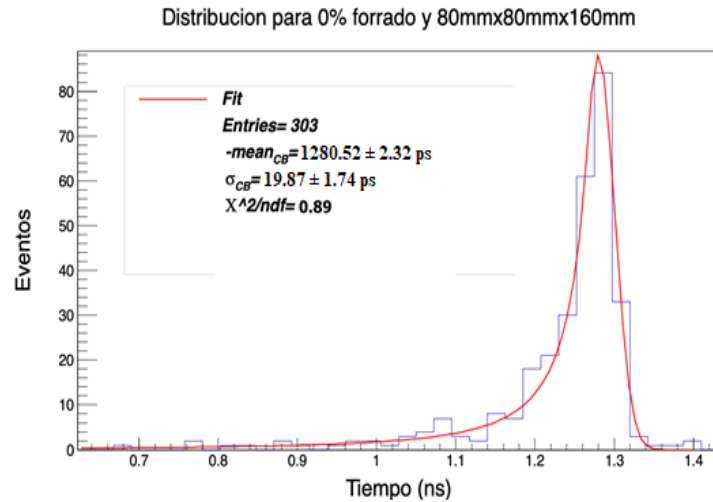


Figura 21. Distribución de la llegada de eventos configuración 7

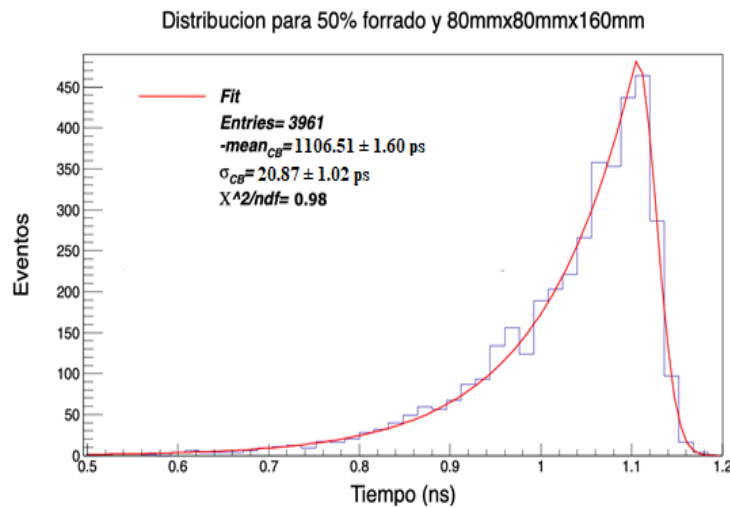


Figura 22. Distribución de la llegada de eventos configuración 8

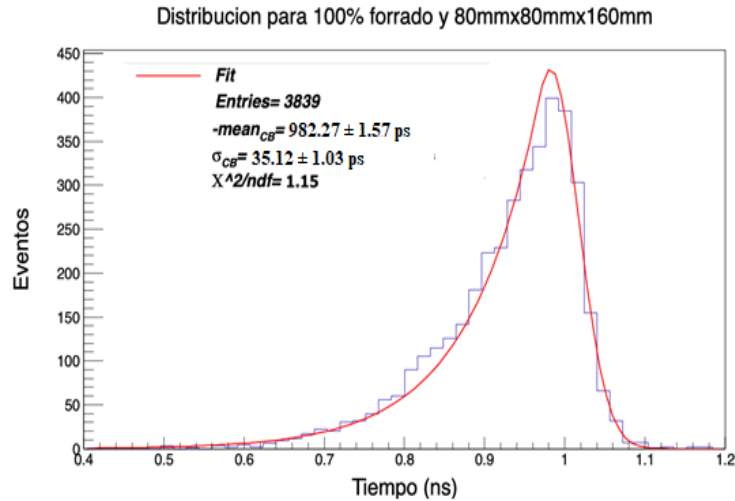


Figura 23. Distribución de la llegada de eventos configuración 9

De manera similar al apartado anterior podemos apreciar a partir de las distribuciones obtenidas mediante las simulaciones para el centelleador de 80mmx80mmx160mm que, para la configuración 7 representada por la Figura 17. el mean se encuentra entre 1.26-1.3 ns, por otro lado para la configuración 8 representada por la Figura 18. el mean se ubica en el rango comprendido entre 1.1-1.14 ns, finalmente para la configuración 9 representada por la Figura 19. el mean se halla entre 0.96-1 ns. Podemos observar además que la configuración 7 alcanza 303 eventos, la configuración 8 alcanza 3691 y la configuración 9 alcanza 3839 eventos. Se debe mencionar que en las configuraciones correspondientes a este centelleador no existe más de un pico a pesar de la variación del forrado, esto se debe propiamente a las dimensiones del centelleador pues ya no somos susceptibles de tener cuantizados los tiempos de llegada, este es un aspecto importante a considerar cuando se diseña un detector.

#### 5.1.4. Resultados generales

Mediante las distribuciones de las configuraciones podemos tabular los valores de la media (mean por su traducción al inglés) y de la resolución temporal intrínseca (varianza  $\sigma$ ) de cada configuración. Estos se muestran a continuación en la Tabla 5.

Tabla 5. Mean y Resolución temporal de las configuraciones

Configuración	Mean (ps)	Error Mean (ps)	Varianza $\sigma$ (ps)	Error Varianza (ps)
1	82.26	1.49	3.83	1.03
2	5.85	0.65	3.76	1.05
3	115.36	1.21	8.24	0.73
4	12.55	0.89	8.73	0.71

5	49.89	0.80	8.59	0.87
6	221.35	1.59	18.73	0.82
7	1280.52	2.32	19.87	1.74
8	1106.51	1.60	20.87	1.02
9	982.27	1.57	35.12	1.03

A partir de los datos presentados en la Tabla 5. y de las distribuciones de las simulaciones realizadas podemos construir dos nuevos gráficos que ayudan a interpretar de manera precisa los resultados obtenidos para el tiempo de vuelo (mean) y la resolución temporal intrínseca en función de las dimensiones del centelleador y del porcentaje de forrado.

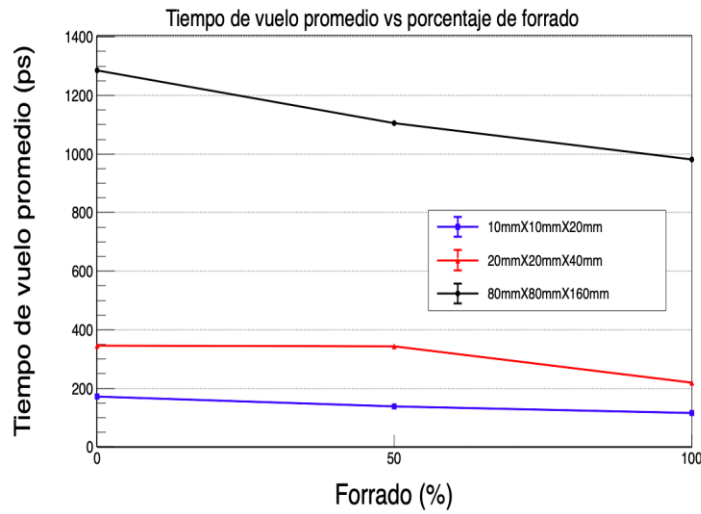


Figura 24. Tiempo de vuelo vs. Porcentaje de Forrado

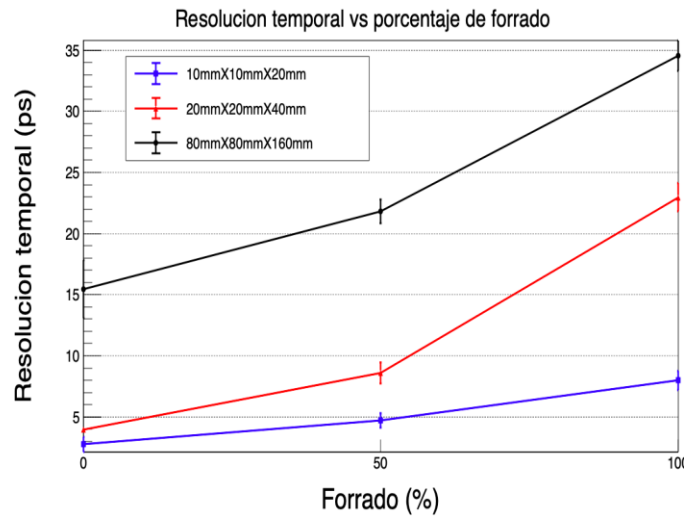


Figura 25. Resolución Temporal Intrínseca vs. Porcentaje de Forrado

A continuación se enuncian los resultados obtenidos a partir de las distribuciones obtenidas para las 9 configuraciones:

- Entre mayor sea el porcentaje de reflexión menos fotones saldrán del volumen del cristal y por consiguiente lograrán llegar al scorer.
- El valor mínimo de tiempo de vuelo para cada evento (mean) para las 9 configuraciones se presenta con el centelleador de 10mmx10mmx20mm, en particular para la configuración 2.
- De la Figura 23. podemos deducir que el tiempo de vuelo promedio disminuye de acuerdo a las dimensiones del detector, esto es consecuencia de la trayectoria óptica que esta sujeta al tamaño del detector.
- La resolución temporal más grande (de mayor duración) se consigue en la configuración 9 con un porcentaje de forrado de 100%, esto es una consecuencia de la trayectoria óptica y del porcentaje de reflexión
- En las distribuciones que presentan más de un pulso medido se considera como válido el primer pulso registrado sin embargo estos tienen una pequeña cantidad de eventos en comparación con los demás pulsos de la distribución
- De la Figura 24. podemos apreciar que la resolución temporal intrínseca aumenta de acuerdo a las dimensiones del centelleador, esto es una consecuencia de la trayectoria óptica.
- Entre mayor sea el porcentaje de reflexión una mayor cantidad de eventos son reflejados hacia el scorer provocando que este requiera un mayor periodo de tiempo para registrar cada evento y emitir un pulso medible.

### **Relación con los objetivos**

Estos resultados nos permiten responder los objetivos específicos planteados al principio de este trabajo. Se ha observado que las dimensiones del centelleador influyen de manera directa en la trayectoria óptica del fotón, pues, entre mayor sea el tamaño del centelleador mayor será la trayectoria óptica. También, podemos apreciar que el número de eventos admitidos aumenta en proporción al porcentaje de reflexión, esto se debe a que una mayor cantidad de fotones son reflejados hacia el scorer evitando que estos salgan del volumen del cristal. Ya que el propósito de este trabajo es optimizar la resolución temporal en un detector de centelleo es posible determinar mediante los resultados que la resolución temporal intrínseca del centelleador que se puede considerar óptima se encuentra en el centelleador de dimensiones 10mmx10mmx20mm, estas relaciones se discuten con mayor detalle en el siguiente capítulo donde se dan las conclusiones de este trabajo.

# Capítulo 6

## Conclusiones

### 6.1. Conclusiones finales

Los resultados obtenidos en el capítulo 5 ofrecen aspectos a considerar cuando se busca la configuración más apropiada para obtener una resolución ideal óptima. Se debe tener en cuenta que entre mayor sea el tamaño del centelleador mayor será la resolución temporal debido al aumento de la trayectoria óptica de los fotones. Otro factor determinante que se debe considerar es el porcentaje de forrado que se le va a asignar al detector pues entre más porcentaje se le asigne tendrá más porcentaje de reflexión, una consecuencia directa de esto se verá reflejada en el número de eventos alcanzados que incrementará de acuerdo al porcentaje de reflexión. Además, vale la pena mencionar que el propio porcentaje de forrado puede influir en la cantidad de pulsos medidos y por consiguiente en la distribución conseguida, esto puede afectar de manera significativa los resultados obtenidos. Es por ello que se debe definir de manera clara el objetivo de la investigación en la que se va a emplear el detector, al igual que ocurre con la resolución temporal intrínseca, el tiempo de vuelo promedio también se ve influenciado por las dimensiones del detector, entonces se debe tener la claridad de si desea obtener una resolución temporal baja y un tiempo de vuelo promedio corto con una cantidad relativamente pequeña de eventos o un número mayor de eventos pero incrementando estas dos cantidades. Definir el porcentaje de reflexión afectará la resolución temporal y el tiempo de vuelo promedio de diferentes maneras. Se debe mencionar que existen factores externos que pueden influenciar en el detector, uno de estos es el ruido producido por el ambiente, dicho de otra manera, la intensidad de luz del lugar donde se encuentra el detector. Considerando las configuraciones planteadas en este trabajo y las ventajas que ofrece el SiPM sobre el PMT es posible construir un detector apropiado para el PET que es el estudio de interés en el que se planea utilizar este tipo de detectores. De manera particular, consideramos que la configuración que ofrece los mejores resultados presentados está relacionada con las dimensiones del centelleador de 10mmx10mmx20mm debido a que el tiempo de vuelo no difiere mucho con respecto al porcentaje de reflexión y en general se tiene una resolución temporal menor a 10 ps (realmente baja) incluso para el porcentaje de forrado de 100%. Podemos sugerir la implementación de esta configuración para un estudio de PET pues debido a su resolución temporal menor a 10 ps es posible adquirir imágenes del área de interés en un periodo de tiempo bastante pequeño, esto resulta verdaderamente útil cuando se piensa trabajar con radiofármacos con un tiempo de vida promedio de unos cuantos minutos. De esta manera se garantiza un estudio sustancial de órgano de interés sin tener que exponer al paciente de manera prolongada a la radiación proveniente de la dosis administrada.

# Bibliografía

- [1] L'Annunziata, Michael F. (2007). *Radioactivity: introduction and history*. Amsterdam, Netherlands: Elsevier BV. pp. 55-58.
- [2] Chain, Yamil; Illanes, Luis. (2015). *Radiofármacos en medicina nuclear: Fundamentos y aplicación clínica*, Argentina: Editorial de la Universidad de la Plata. pp. 124-125.
- [3] Lara Camacho, Víctor M., Altamirano Ley, Javier. (2015). *MicroPET: tomografía por emisión de positrones para animales de laboratorio*. Revista de la Facultad de Medicina (México), 58(1), pp. 29-32. Recuperado el 10 de Abril de 2020, de [http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0026-17422015000100029&lng=es&tlng=es](http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0026-17422015000100029&lng=es&tlng=es).
- [4] Overview.(2006). *Geant 4 A Simulation Toolkit* Recuperado el 20 de Abril de 2020, de <https://geant4.web.cern.ch/>
- [5] Kroese, Dirk & Breteron, Tim & Taimre, Thomas & Botev, Zdravko. (2014). *Why the Monte Carlo method is so important today*. Wiley Interdisciplinary Reviews: Computational Statistics. 6. 386-392. Recuperado el 20 de Abril de 2020, de <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/wics.1314>
- [6] Metropolis, N. (1987). *The beginning of the Monte Carlo method*. Los Alamos Science (1987 Special Issue dedicated to Stanislaw Ulam). Los Alamos National Laboratory (Estados Unidos de América), 15, pp. 125–130.
- [7] Allison, J.; Amako, K.; Apostolakis, J.; Araujo, H.; Arce Dubois, P.; Asai, M.; Barrand, G.; Capra, R.; Chauvie, S.; Chytrcek, R.; Cirrone, G.A.P.; Cooperman, G.; Cosmo, G.; Cuttone, G.; Daquino, G.G.; et al. (2006). *Geant4 developments and applications*. IEEE Transactions on Nuclear Science (Estados Unidos de América) 53 (1), pp. 270–278.
- [8] Cosmo Gabriele. (2002). *Geant4 Detector Description-basic concepts (Geant4 User's Workshop, CERN)*. pp. 4-12. Recuperado el 11 de Mayo de 2020, de <https://geant4.web.cern.ch/sites/geant4.web.cern.ch/files/geant4/collaboration/workshops/users2002/talks/lectures/geobasics.pdf>
- [9] Schällicke A. (2010). *Geant 4 Geometry, Material, Particle Source (MCPAD/Helmholtz Training event)*. pp. 9-10, Recuperado el 11 de Mayo de 2020 de, <https://indico.cern.ch/event/75452/contributions/2089767/attachments/1049571/1496241/Detector-Source-AS.pdf>
- [10] Quesada, J. M. (2014). *Primary Particle (Geant4 Introductory Course)*. pp. 4-11. Recuperado el 11 de Mayo de, [http://grupo.us.es/geterus/images/pdf/ieav-ita-2014/L12-Primary particle.pdf](http://grupo.us.es/geterus/images/pdf/ieav-ita-2014/L12-Primary%20particle.pdf)
- [11] González Sprinberg, G., Rabin Lema, C. (2011). *Para entender las RADIACIONES*. Uruguay: DIRAC. pp. 27-28.
- [12] Andisco, D., Blanco, S., Buzzi, A. E. (2014). *Dosimetría en radiología*. Revista Argentina de Radiología (Argentina), 78(2), pp. 114-117.
- [13] Programa de las Naciones Unidas para el Medio Ambiente. (2016). “Un poco de historia”. *Radiation Effects and Sources*. PNUMA (New York), pp. 11-12.
- [14] González Sprinberg, G., Rabin Lema, C. (2011). *Para entender las RADIACIONES*. Uruguay: DIRAC. pp. 18-21.
- [15] Programa de las Naciones Unidas para el Medio Ambiente. (2016). “¿De dónde procede la radiación?”. *Radiation Effects and Sources*. PNUMA (New York), pp. 27-33.

- [16] González Sprinberg, G., Rabin Lema, C. (2011). *Para entender las RADIACIONES*, Uruguay: DIRAC. pp. 24-25.
- [17] Programa de las Naciones Unidas para el Medio Ambiente. (2016). “Aplicaciones Médicas”. *Radiation Effects and Sources*. PNUMA (New York), pp. 33-36.
- [18] González Sprinberg, G., Rabin Lema, C. (2011). *Para entender las RADIACIONES*, Uruguay: DIRAC. pp. 15-18.
- [19] De la Cerda Romero, Antonia. (2009). *Radiaciones*. Temas para la educación (Andalucía, España), 4(114), pp. 4-8. Recuperado el 11 de Marzo de 2020 de <https://www.feandalucia.ccoo.es/docu/p5sd5396.pdf>
- [20] Attix, Frank J. (1986). *Introduction to Raiological Physics and Dosimetry*, Estados Unidos de América: John Wiley & Sons, Inc. pp. 138.
- [21] Knoll G. F. (2000). *Radiation Detection and Measurement*, Estados Unidos de America: John Wiley & Sons, Inc. pp. 49-53.
- [22] International Atomic Energy Agency (IAEA). (2014). *Nuclear Medicine Physics – A Handbook for Teachers and Students*, Viena: IAEA. pp. 45.
- [23] Johns, Harold E., Cunningham, John R. (1983). *The Physics of Radiology*, Estados Unidos de América: Charles C. Thomas. pp. 150-151.
- [24] Lux Iván, Lázalo Koblinger. (2009). *Monte Carlo Particle Transport Methods: Neutron and Photon Calculations*, Estados Unidos de América: CRC Press. pp. 155-156.
- [25] Chain, Cecilia Y., Illanes, Luis. (2015). *Radiofármacos en medicina nuclear*, Buenos Aires, Argentina: Editorial de la Universidad Nacional de La Plata (EDULP). pp. 7-11.
- [26] Sociedad Española de Medicina Nuclear e Imagen Molecular (SEMNI). *¿Qué es la medicina nuclear?*. Recuperado el 15 de Marzo de 2020 de <https://semni.es/la-medicina-nuclear/>
- [27] Sociedad Española de Medicina Nuclear e Imagen Molecular (SEMNI). *Aplicaciones Médicas*. Recuperado el 15 de Marzo de 2020 de <https://semni.es/pacientes/areas-de-aplicacion/>
- [28] Chen, Michael Y. M., Pope, Thomas L., Ott, David J. (2004). *Radiología Básica*. Madrid, España: McGraw-Hill-Interamericana de España, S.A.U. pp. 1-2.
- [29] Chen, Michael Y. M., Pope, Thomas L., Ott, David J. (2004). *Radiología Básica*. Madrid, España: McGraw-Hill-Interamericana de España, S.A.U. pp. 3-8.
- [30] Chen, Michael Y. M., Pope, Thomas L., Ott, David J. (2004). *Radiología Básica*. Madrid, España: McGraw-Hill-Interamericana de España, S.A.U. pp. 135.
- [31] Instituto Nacional de Cáncer. *Radioterapia de haz externo*. Recuperado el 15 de Marzo de 2020 de <https://www.cancer.gov/espanol/cancer/tratamiento/tipos/radioterapia>
- [32] Instituto Nacional de Cáncer. *Radioterapia interna*. Recuperado el 15 de Marzo de 2020 de <https://www.cancer.gov/espanol/cancer/tratamiento/tipos/radioterapia>
- [33] Patton JA, Turkington TG. (2008). *SPECT/CT physical principles and attenuation correction*. J Nucl Med Technol.; (United States), 36(1) pp. 1-10. Recuperado el 16 de Marzo de 2020 de <http://tech.snmjournals.org/content/36/1/1.full>
- [34] International Atomic Energy Agency (IAEA). (2014). *Diagnostic Radiology Physics – A Handbook for Teachers and Student*, Viena: IAEA. pp. 274-276.
- [35] Chen, Michael Y. M., Pope, Thomas L., Ott, David J. (2004). *Radiología Básica*. Madrid, España: McGraw-Hill-Interamericana de España, S.A.U. pp. 311-312.
- [36] International Atomic Energy Agency (IAEA). (2014). *Diagnostic Radiology Physics – A Handbook for Teachers and Student*, Viena: IAEA. pp. 264-265.

- [37] Perera Pintado, Alejandro, Torres Aroche, Leonel A, Vergara Gil, Alex, Batista Cuéllar, Juan F, & Prats Capote, Anaís. (2017). *SPECT/CT: principales aplicaciones en la medicina nuclear*. Nucleus (La Habana), 62, pp. 2-9. Recuperado en 28 de Marzo de 2020, de [http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0864-084X2017000200002&lng=es&tlng=es](http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0864-084X2017000200002&lng=es&tlng=es).
- [38] Illanes Luis, Etcheverry María E. (2016). *Física de la medicina nuclear Introducción al control y verificación de los equipos, una guía práctica*. Buenos Aires, Argentina: Editorial de la Universidad de La Plata (EDULP). pp. 78-79.
- [39] International Atomic Energy Agency (IAEA). (2014). *Nuclear Medicine Physics – A Handbook for Teachers and Students*, Viena: IAEA. pp. 341-343.
- [40] Barrie Nadine, Webb Andrew. (2011). *Introduction to Medical Imaging Physics, Engineering and Clinical Applications*, Reino Unido: Cambridge University Press. pp. 89-93
- [41] Barrie Nadine, Webb Andrew. (2011). *Introduction to Medical Imaging Physics, Engineering and Clinical Applications*, Reino Unido: Cambridge University Press. pp. 97-103
- [42] Chen, Michael Y. M., Pope, Thomas L., Ott, David J. (2004). *Radiología Básica*. Madrid, España: McGraw-Hill-Interamericana de España, S.A.U. pp. 14-15.
- [43] Illanes Luis, Etcheverry María E. (2016). *Física de la medicina nuclear Introducción al control y verificación de los equipos, una guía práctica*. Buenos Aires, Argentina: Editorial de la Universidad de La Plata (EDULP). pp. 97-103.
- [44] Knoll G. F. (2000). *Radiation Detection and Measurement*, Estados Unidos de America: John Wiley & Sons, Inc. pp. 308-309.
- [45] Knoll G. F. (2000). *Radiation Detection and Measurement*, Estados Unidos de America: John Wiley & Sons, Inc. pp. 234-244.
- [46] Rich, Dayton, A. *A brief history positron emission tomography*. J Nucl Med Technol.; (Connecticut, United States) 25(1). pp. 4-11. Recuperado del 30 de Marzo de <http://tech.snmjournals.org/content/25/1/4.full.pdf>
- [47] Barrie Nadine, Webb Andrew. (2011). *Introduction to Medical Imaging Physics, Engineering and Clinical Applications*, Reino Unido: Cambridge University Press. pp. 121-126
- [48] International Atomic Energy Agency (IAEA). (2014). *Nuclear Medicine Physics – A Handbook for Teachers and Students*, Viena: IAEA. pp. 353-355.
- [49] Illanes Luis, Etcheverry María E. (2016). *Física de la medicina nuclear Introducción al control y verificación de los equipos, una guía práctica*. Buenos Aires, Argentina: Editorial de la Universidad de La Plata (EDULP). pp. 126-127.
- [50] Lara Camacho, Víctor M., & Altamirano Ley, Javier. (2015). *MicroPET: tomografía por emisión de positrones para animales de laboratorio*. Revista de la Facultad de Medicina (México), 58(1), pp. 29-32. Recuperado en 1 de Mayo de 2020 de [http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0026-17422015000100029&lng=es&tlng=es](http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0026-17422015000100029&lng=es&tlng=es).
- [51] Fernández Frieria, L., García Álvarez, Ana., Ibáñez, Borja. (2013). *Imaginando el futuro del diagnóstico por imagen*. Revista Española de Cardiología (España), 66(2), pp.134-143. Recuperado el 3 de Mayo de 2020 de: <https://www.revespcardiol.org/es-imaginando-el-futuro-del-diagnostico-articulo-S0300893212006136>
- [52] International Atomic Energy Agency (IAEA). (2014). *Nuclear Medicine Physics – A Handbook for Teachers and Students*, Viena: IAEA. pp. 287-288.

- [53] Melcher, C. L. (2000). *Scintillation Crystals for PET*. J Nuclear Med (Knoxville, Tennessee), 41, pp. 1051-1055. Recuperado el 5 de Mayo de 2020 de <http://jnm.snmjournals.org/content/41/6/1051.full.pdf>
- [54] Leo, W. R. (1994). *Techniques for nuclear and particle physics experiments*, Berlin, Alemania: Springer-Verlag Berlin Heidelberg GmbH. pp. 157-159.
- [55] International Atomic Energy Agency (IAEA). (2014). *Nuclear Medicine Physics – A Handbook for Teachers and Students*, Viena: IAEA. pp. 205-212.
- [56] Knoll G. F. (2000). *Radiation Detection and Measurement*, Estados Unidos de America: John Wiley & Sons, Inc. pp. 220-225.
- [57] Leo, W. R. (1994). *Techniques for nuclear and particle physics experiments*, Berlin, Alemania: Springer-Verlag Berlin Heidelberg GmbH. pp. 159-164.
- [58] Knoll G. F. (2000). *Radiation Detection and Measurement*, Estados Unidos de America: John Wiley & Sons, Inc. pp. 231-232.
- [59] Leo, W. R. (1994). *Techniques for nuclear and particle physics experiments*, Berlin, Alemania: Springer-Verlag Berlin Heidelberg GmbH. pp. 165-167.
- [60] Leo, W. R. (1994). *Techniques for nuclear and particle physics experiments*, Berlin, Alemania: Springer-Verlag Berlin Heidelberg GmbH. pp. 115-124.
- [61] International Atomic Energy Agency (IAEA). (2014). *Nuclear Medicine Physics – A Handbook for Teachers and Students*, Viena: IAEA. pp. 196-200.
- [62] International Atomic Energy Agency (IAEA). (2014). *Nuclear Medicine Physics – A Handbook for Teachers and Students*, Viena: IAEA. pp. 244-247.
- [63] Leo, W. R. (1994). *Techniques for nuclear and particle physics experiments*, Berlin, Alemania: Springer-Verlag Berlin Heidelberg GmbH. pp. 127-128.
- [64] Leo, W. R. (1994). *Techniques for nuclear and particle physics experiments*, Berlin, Alemania: Springer-Verlag Berlin Heidelberg GmbH. pp. 135-136.
- [65] Knoll G. F. (2000). *Radiation Detection and Measurement*, Estados Unidos de America: John Wiley & Sons, Inc. pp. 129-130.
- [66] Knoll G. F. (2000). *Radiation Detection and Measurement*, Estados Unidos de America: John Wiley & Sons, Inc. pp. 159-160.
- [67] Knoll G. F. (2000). *Radiation Detection and Measurement*, Estados Unidos de America: John Wiley & Sons, Inc. pp. 201-202.
- [68] Knoll G. F. (2000). *Radiation Detection and Measurement*, Estados Unidos de America: John Wiley & Sons, Inc. pp. 353.
- [69] Leo, W. R. (1994). *Techniques for nuclear and particle physics experiments*, Berlin, Alemania: Springer-Verlag Berlin Heidelberg GmbH. pp. 215-216.
- [70] Knoll G. F. (2000). *Radiation Detection and Measurement*, Estados Unidos de America: John Wiley & Sons, Inc. pp. 391-392.
- [71] Leo, W. R. (1994). *Techniques for nuclear and particle physics experiments*, Berlin, Alemania: Springer-Verlag Berlin Heidelberg GmbH. pp. 235-239.
- [72] Knoll G. F. (2000). *Radiation Detection and Measurement*, Estados Unidos de America: John Wiley & Sons, Inc. pp. 265-270.
- [73] Leo, W. R. (1994). *Techniques for nuclear and particle physics experiments*, Berlin, Alemania: Springer-Verlag Berlin Heidelberg GmbH. pp. 177-178.
- [74] Knoll G. F. (2000). *Radiation Detection and Measurement*, Estados Unidos de America: John Wiley & Sons, Inc. pp. 280-281.
- [75] Leo, W. R. (1994). *Techniques for nuclear and particle physics experiments*, Berlin, Alemania: Springer-Verlag Berlin Heidelberg GmbH. pp. 192-194.

- [76] Knoll G. F. (2000). *Radiation Detection and Measurement*, Estados Unidos de América: John Wiley & Sons, Inc. pp. 301.
- [77] Piatek, Slawomir. (2016). *What is an SiPM and how does it work?*. Hamamatsu Corporation & New Jersey Institute of Technology Recuperado el 20 de Mayo de 2020 de <https://hub.hamamatsu.com/jp/en/technical-note/how-sipm-works/index.html>
- [78] International Atomic Energy Agency (IAEA). (2014). *Nuclear Medicine Physics – A Handbook for Teachers and Students*, Viena: IAEA. pp. 209.
- [79] Rech, I.; Ingargiola, A.; Spinelli, R.; Labanca, I.; Marangoni, S.; Ghioni, M.; Cova, S.; (2008). *Optical crosstalk in single photon avalanche diode arrays: a new complete model*. Optics Express (Estados Unidos), 16(12), pp. 8381-8394. Recuperado el 15 de Mayo de [https://www.researchgate.net/publication/5310842\\_Optical\\_crosstalk\\_in\\_single\\_photon\\_avalanche\\_diode\\_arrays\\_a\\_new\\_complete\\_model\\_Opt\\_Express\\_16\\_8381-8394](https://www.researchgate.net/publication/5310842_Optical_crosstalk_in_single_photon_avalanche_diode_arrays_a_new_complete_model_Opt_Express_16_8381-8394)
- [80] Saint-Gobain Crystals. (2019). *Revolutionary Detection Technologies (pdf)*. Ohio, Estados Unidos: Saint-Gobain Crystals, pp. 1-3. Recuperado el 26 de Mayo de 2020 de: <https://www.crystals.saint-gobain.com/sites/imdf.crystals.com/files/documents/revolutionary-detection-technologies.pdf>
- [81] Enriquez-Mier-y-Terán, Francisco & Alva-Sánchez, Héctor & Zepeda Barrios, Alejandro & Murrieta, Tirso & Martínez-Dávalos, A. & Rodríguez-Villafuerte, Mercedes. (2019). *GATE simulation of the intrinsic radioactivity in LYSO scintillation crystals*. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms. 454, pp. 1-5. Recuperado el 1° de Junio de 2020 de: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0168583X19304124?via%3Dihub>