

# TOMOGRAFÍA POR EMISIÓN DE FOTONES INDIVIDUALES BAJO EL FRAMEWORK GAMOS



## TRABAJO DE GRADO

Para optar el título profesional de:

Físico

JESUS ALBERTO CUASAPUD

Universidad de Nariño  
Facultad de Ciencias Exactas y Naturales  
Departamento de Física  
San Juan de Pasto, Colombia  
2016

TOMOGRAFÍA POR EMISIÓN DE FOTONES  
INDIVIDUALES BAJO EL FRAMEWORK  
GAMOS

JESUS ALBERTO CUASAPUD

TRABAJO DE GRADO

Director:

MSc. Jaime Alfredo Betancourt Miganger

Universidad de Nariño  
Facultad de Ciencias Exactas y Naturales  
Departamento de Física  
San Juan de Pasto, Colombia  
2016

©2016 - JESUS ALBERTO CUASAPUD

“Las ideas y conclusiones aportadas en la tesis de grado son responsabilidad exclusiva de los autores”. Artículo 1. del acuerdo No. 324 del 11 de Octubre de 1966, emanado por el Honorable Consejo Directivo de la Universidad de Nariño.

Todos los derechos reservados.

Nota de Aceptación

---

---

---

---

---

---

MSc. JAIME BETANCOURT

Director

PhD. GERMAN RAMOS

Jurado

PhD. JUAN FLOREZ

Jurado

San Juan de Pasto, 2016

## **Agradecimientos**

Este trabajo es fruto del deseo de mostrar que la física esta cada día más al servicio de la sociedad y es una ciencia más allá del compendio de teorías y fórmulas que la cimientan. Quiero expresar mi más sincero agradecimiento a mis padres, demás familiares y amigos que creyeron en mi, me apoyaron y construyeron junto conmigo este inmenso proyecto de vida.

Un agradecimiento especial a mi amigo y compañero Víctor Buesaquillo por contribuir en buena manera al desarrollo de este trabajo y a mi mentor Jaime Betancourt por haber permitido materializar este proyecto.

A todos Muchas Gracias!

*A mis Padres Mariana Cundar y Jesus Cuasapud  
por su incansable e infinito apoyo*

...

# TOMOGRAFÍA POR EMISIÓN DE FOTONES INDIVIDUALES BAJO EL FRAMEWORK GAMOS

## Resumen

*Este trabajo estudia la técnica de tomografía SPECT, y el Framework de simulación Monte Carlo GAMOS, y con esta plataforma de desarrollo se presenta una simulación de los componentes esenciales de esta técnica diagnóstica como los son, la fuente de radiación, la gamma cámara, el fantoma y la física utilizada. La reconstrucción del equipo SPECT, permitirá el acceso a los datos, energía depositada y coordenadas de deposición en el fantoma que luego son clasificados, filtrados y analizados.*

# SINGLE EMISION PHOTON COMPUTED TOMOGRAPHIC WITH THE FRAMEWORK GAMOS

## Abstract

*This paper studies the technique of tomography SPECT, and the Framework of Monte Carlo simulation GAMOS, and with this development platform simulation of the essential components of this technique diagnosed as they are, the radiation source, the gamma camera, the phantom is presented and physical used. SPECT reconstruction team, allow access to data, and coordinates deposited energy deposition in the phantom which are then sorted, filtered and analyzed.*



# Índice general

<b>INTRODUCCIÓN</b>	<b>1</b>
<b>1. Fundamentos Físicos Orientados a la Medicina Nuclear</b>	<b>3</b>
1.1. Estructura Nuclear . . . . .	3
1.2. Radiactividad . . . . .	5
1.2.1. Modos de Decaimiento Radiactivos . . . . .	6
1.3. Interacción Radiación Materia . . . . .	9
1.3.1. Interacción de Fotones con la Materia . . . . .	11
1.3.2. Interacción de Partículas Cargadas con la Materia . . . . .	15
<b>2. Tomografía computarizada por emisión de fotones individuales</b>	<b>19</b>
2.1. El Radiofármaco . . . . .	20
2.2. El Tomógrafo SPECT . . . . .	21
2.2.1. Componentes de un tomógrafo tipo SPECT . . . . .	23
<b>3. Gamos</b>	<b>30</b>
3.1. El Método Montecarlo . . . . .	30
3.2. Generalidades del Método Montecarlo y GAMOS . . . . .	32
3.3. Componentes Esenciales de GAMOS . . . . .	33
3.3.1. La Geometría . . . . .	33
3.3.2. La Física . . . . .	34
3.3.3. Acciones de Usuario y Datos . . . . .	37
<b>4. Simulación y Análisis De Sensibilidad De Una Gamma Cámara Tipo SPECT</b>	<b>40</b>
4.1. Sistema de Gamma Cámara . . . . .	40
4.2. Evaluación Del Rendimiento de la Fuente . . . . .	43
4.3. Evaluación Del Rendimiento de los Detectores . . . . .	44
<b>CONCLUSIONES</b>	<b>46</b>
<b>Anexos</b>	<b>47</b>

# Índice de figuras

1.1.	franja de estabilidad para distintos valores de Z . . . . .	4
1.2.	Poder de penetración de la radiación $\alpha$ , $\beta$ y $\gamma$ en diferentes materiales. . . . .	9
1.3.	Esquema del efecto Compton . . . . .	12
1.4.	Esquema del efecto Fotoeléctrico . . . . .	13
1.5.	Diagrama de la Creación de Pares . . . . .	14
1.6.	Poder de frenado de electrones en agua . . . . .	17
2.1.	Gammacámara Infinia II. . . . .	21
2.2.	Esquema general de una Gammacámara tipo Anger. . . . .	22
2.3.	Colimador de agujeros paralelos. . . . .	23
2.4.	Sistema de detección . . . . .	24
2.5.	Colimador de Agujeros paralelos de sección transversal hexagonal. . . . .	27
2.6.	Colimador de Agujeros paralelos. . . . .	27
2.7.	Colimador convergente. . . . .	28
2.8.	Colimador Divergente. . . . .	28
2.9.	Colimador tipo Pinhole. . . . .	29
3.1.	Montecarlo para determinar $\pi$ . . . . .	31
3.2.	Experiemnto de Rotherford . . . . .	35
3.3.	Experiemnto de Ruterfor:Flujo de radiación en el detector . . . . .	36
3.4.	Distribución de datos del experimento de Rutherford . . . . .	38
4.1.	Simulación Gama Cámara Doble Cabezal . . . . .	40
4.2.	Matriz del Cristal Detector . . . . .	41
4.3.	Simulación eventos Gama Cámara Doble Cabezal . . . . .	42
4.4.	Espectro de energía $^{99m}Tc$ . . . . .	43
4.5.	Espectro de energía Normalizado del $^{99m}Tc$ . . . . .	44
4.6.	Cálculo de sensibilidad de los detectores . . . . .	45

# Índice de tablas

1.1. Clasificación de las radiaciones . . . . .	10
2.1. Radioisótopos Utilizados para SPECT . . . . .	20
2.2. Diferentes diámetros, longitud y septo para colimadores de agujeros paralelos de acuerdo con la energía en la que serán utilizados. . . . .	26

# INTRODUCCIÓN

El desarrollo alcanzado por la física atómica y nuclear ha provisto de herramientas teóricas y tecnológicas a la medicina y demás áreas del conocimiento científico que trabajan en pro de la calidad de vida del ser humano. La puesta en servicio de este tipo de tecnologías tales como Generadores, Aceleradores de Partículas, Detectores de Radiación, etc, con un interés diferente al científico es cada vez mas evidente en aeropuertos, hospitales, entidades bancarias, museos, centro comerciales etc.

Este desarrollo comenzó a gestarse a finales del siglo XIX gracias al descubrimiento de los rayos X, por parte del físico alemán William Konrad Roentgen primer premio Nobel de Física y al descubrimiento de la radiactividad, por parte del físico francés Henri Becquerel quien compartió por este hecho el premio Nobel de Física con Pierre y Marie Curie [1]. Particularmente en esta época los esposos Curie estudiaron los recientes descubrimientos sobre los nuevos tipos de radiación, tanto aquéllos descritos por Roentgen como los descritos por Becquerel, trabajo que dio como principal fruto en 1898, el descubrimiento de dos nuevos elementos radiactivos, el Polonio y el Radio. El primero nombrado así en honor a Polonia ciudad Natal de Marie, y el segundo debido a su intensa actividad radiactiva.

Durante los años siguientes los esposos Curie luego de tratar una gran cantidad del mineral pechblenda y trabajando en condiciones muy precarias lograron aislar un gramo de Radio [2, 1]. Su aplicación en procesos oncológicos fue inmediata, gracias a que Pierre Curie puso a disposición del médico Henri Danlos, una cantidad de este material radiactivo para la fabricación de aplicadores superficiales en el tratamiento de lesiones cutáneas. Desde entonces la utilización de radiaciones ionizantes son la herramienta principal en el diagnóstico y tratamiento de enfermedades malignas como el cáncer [2]..

En la actualidad para todos estos procesos investigativos, por estar estrechamente

relacionados con la vida humana y de otras especies, son de vital importancia las plataformas de desarrollo y simulación virtual o Frameworks, que posibilitan la experimentación, control y fortalecimiento de nuevas técnicas de investigación dentro del diagnóstico y tratamiento de enfermedades, sin necesidad de tener acceso a avanzados instrumentos de laboratorio, ni a la necesidad de manipular materiales peligrosos y organismos vivos. En este orden de ideas los métodos de simulación se convierten cada vez mas en una herramienta muy importante para la física médica, en especial en la simulación de fotones, electrones y positrones como también en el estudio del transporte y detección de la radiación [3]. En la actualidad existe gran variedad de software diseñado para estos propósitos [4, 5], uno de estos ejemplos es el software de propósito general Geant4[6].

En este trabajo se presenta el estudio y simulación de la física y geometría de una gammacámara tipo SPECT de doble cabezal utilizando el framework GAMOS como herramienta de simulación: en el **Capítulo 1** se estudian los fundamentos físicos sobre los cuales esta cimentada la técnica de tomografía SPECT, en el **Capítulo 2** se describe la técnica de tomografía SPECT, se explica la metodología de adquisición de datos, las características de un tomógrafo computarizado tipo SPECT y el concepto de radiofarmaco, en el **Capítulo 3** se estudia el framework de simulación montecarlo GAMOS y sus herramientas de simulación y reconstrucción empleadas para SPECT, finalmente en el **Capítulo 4** se realiza la simulación de la gamma cámara tipo SPECT de doble cabezal y se realiza el cálculo de sensibilidad de los detectores reconstruidos. La culminación de este trabajo permite calificar al framework GAMOS como una potencial herramienta, fácil y flexible de usar en proyectos de simulación y estudio en física de radiaciones.

# Capítulo 1

## Fundamentos Físicos Orientados a la Medicina Nuclear

La medicina nuclear se puede definir como una disciplina médica que utiliza el conocimiento que se tiene del mundo de los átomos y sus interacciones con los sistemas macroscópicos para el diagnóstico de lesiones y enfermedades de forma no invasiva[7]. En general la medicina nuclear mediante el uso de sustancias radioactivas ofrece imágenes diagnósticas que permiten determinar la gravedad de una variedad de enfermedades, incluyendo varios tipos de cáncer.

En este capítulo se hace una introducción a la física nuclear mediante una breve revisión de los conceptos de la física de radiaciones y la interacción radiación materia. En este contexto se realiza una descripción de las herramientas básicas para el desarrollo de este trabajo como lo son los modos de decaimiento radiactivo, en particular el decaimiento gama, y la interacción de fotones con la materia.

### 1.1. Estructura Nuclear

Los núcleos atómicos son un agregado de protones  $Z$  y neutrones  $N$ , también conocidos como nucleones, los cuales están constituidos por quarks y gluones que se mantienen unidos bajo la interacción fuerte. Dicha interacción establece el comportamiento de la naturaleza a distancias del tamaño del nucleón ( $1F = 10^{-15}cm$ ) y determina que combinaciones de protones  $Z$  y neutrones  $N$  hacen al núcleo estable[8]. Este fenómeno se puede observar en la figura (1.1), donde los puntos negros corresponden a nucleidos estables.

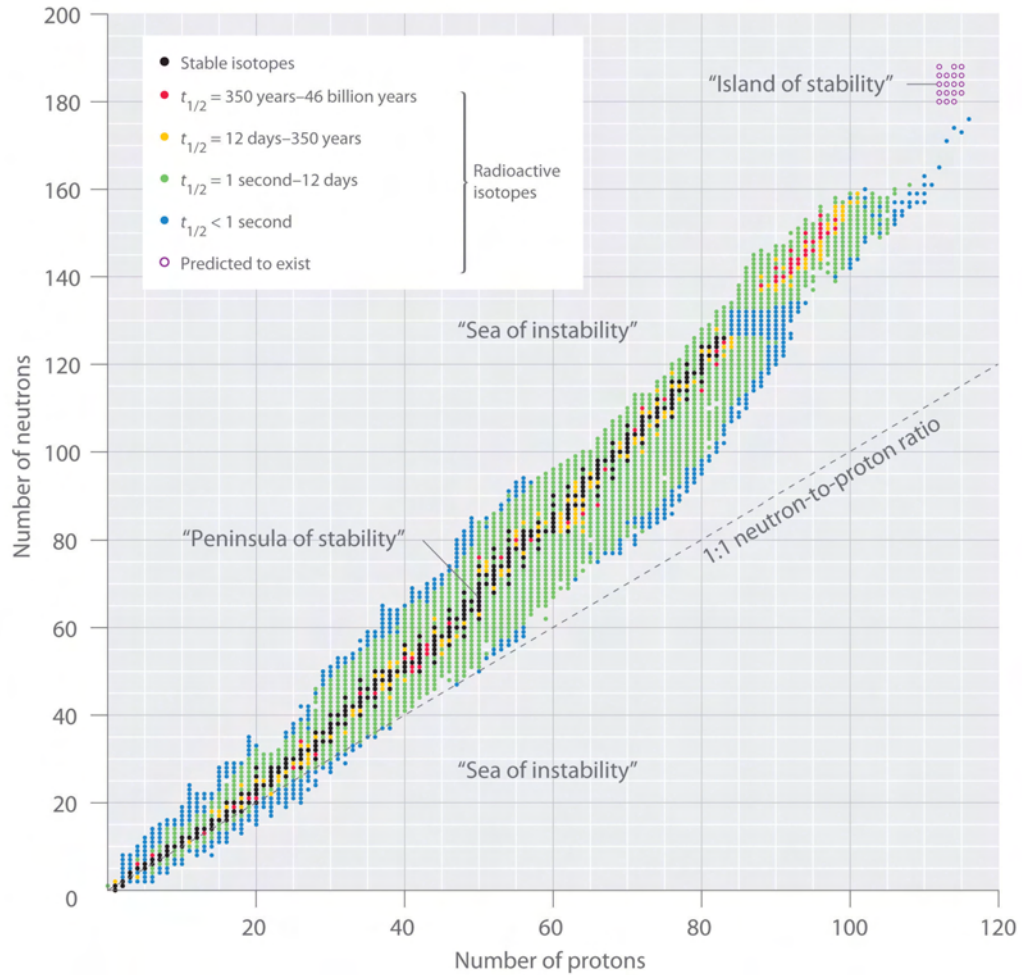


Figura 1.1: La figura muestra esta franja de estabilidad para distintos valores de  $Z$  [9]. En la región a la izquierda de esta Franja de Estabilidad se ubican todos los núcleos con exceso de neutrones de modo que para ingresar a la zona estable deben disminuir los neutrones, a la derecha de la franja de estabilidad, los núcleos tienen un exceso de protones.

El número total de nucleones ( $Z + N$ ) en un núcleo se conoce como número de masa atómica  $A$ . Un núcleo  $X$  tiene una composición especial (número de masa  $A$ , número atómico  $Z$  y el número de neutrones  $N$ ) que se denota como  ${}^A_ZX$ . A su vez, los núcleos con propiedades químicas idénticas, igual  $Z$ , pero número de masa  $A$  distinto, se los denomina isótopos, los nucleidos de igual número de masa atómica  $A$  se los deno-

mina isobaros y aquellos que poseen el mismo número de neutrones  $N$  son llamados isótonos. Algunas de éstas distribuciones conducen a configuraciones inestables del núcleo[10].

## 1.2. Radiactividad

La radiactividad es el proceso por el cual un núcleo de estructura nuclear inestable, cambia a una estructura más estable[11], por medio de un proceso estocástico de desintegración[10], en el cual un núcleo padre se transforma en un núcleo hijo emitiendo grandes cantidades de energía en forma de radiación. El tipo de radiación emitida por los núcleos inestables o radionucleidos depende del tipo de decaimiento que estos experimenten, la radiación puede ser de tipo electromagnética si se emiten rayos  $X$  y rayos  $\gamma$ , o de tipo corpuscular cuando la emisión es de rayos alfa  $\alpha$ , rayos beta  $\beta$ , positrones  $e^+$ , protones  $p^+$ , entre otras partículas.

La evolución en el tiempo de los núcleos inestable o radiactivos se hace de acuerdo a la ley[12]:

$$N = N_0 e^{-\lambda t} \quad (1.1)$$

Donde  $\lambda$  es la constante de decaimiento radiactivo o probabilidad del núcleo para desintegrarse en una unidad de tiempo y  $N_0$  representa el número de núcleos iniciales. La velocidad con que se desintegran los núcleos, es decir el número de desintegraciones que se producen por unidad de tiempo, definen una nueva cantidad denominada Actividad  $A$ ,

$$A = \left| \frac{dN}{dt} \right| \quad (1.2)$$

la cual en el sistema internacional SI, se mide en unidades de becquerel [Bq] ( $1Bq \equiv 1s^{-1}$ ), a menudo se mide en unidades de Curie [Ci] que se define como la actividad de un gramo de radio  $3,7 \times 10^{10} Bq$ . La actividad es una cantidad extrínseca que depende



de la cantidad de material contenida en la muestra, cuanto mayor sea la muestra mayor sera el numero de decaimientos[12, 10].

### 1.2.1. Modos de Decaimiento Radiactivos

Los modos de decaimiento o desintegración radiactiva son diferentes procesos mediante los cuales un radionucleido alcanza su máxima estabilidad nuclear[13]. A continuación se describen breve mente los diferentes modos de decaimiento:

#### a) Decaimiento Alfa $\alpha$ :

Los átomos de estructura nuclear inestable, con alta masa atómica, tienen más probabilidad de dividirse en fragmentos nucleares más ligeros[13, 14], mediante el proceso de desintegración alfa. En este proceso, un núcleo padre de estructura nuclear  ${}^A_Z X^*$  decae a un núcleo hijo  ${}^{A-4}_{Z-2} Y$ , emitiendo una partícula  $\alpha$ . Dicha partícula consiste de un agregado de dos protones y dos neutrones equivalente a un núcleo de Helio[13]. Este tipo de reacción nuclear se resume en la ecuación (1.3):



En este proceso de decaimiento el número de protones  $Z$  y neutrones ( $A - Z$ ) es conservado antes y después de la reacción. La energía  $Q_\alpha$  que da lugar al proceso de decaimiento alfa es producto del defecto de masa que presenta la reacción (1.3), como se muestra en la ecuación 1.4:

$$Q_\alpha = (M_X - M_Y - m_\alpha) c^2, \quad (1.4)$$

donde  $M_X$ ,  $M_Y$  y  $m_\alpha$  representan la masa nuclear en reposo del núcleo padre, núcleo hijo y de la partícula alfa respectivamente. La energía  $Q_\alpha$  se reparte en dos formas de energía, la energía cinética de emisión de la partícula  $\alpha$  y la energía cinética con la cual retrocede el núcleo hijo[15].

$$Q_\alpha = k_Y + k_\alpha. \quad (1.5)$$

Escribiendo la energía cinética en términos del momento se tiene que:

$$Q_\alpha = \frac{p_Y^2}{2M_Y} + \frac{p_\alpha^2}{2m_\alpha}. \quad (1.6)$$

De acuerdo con la conservación del momento, se tiene que la cantidad de movimiento  $p_Y$  adquirida por el núcleo hijo  ${}_{Z-2}^{A-4}Y$  es igual en magnitud y en sentido contrario que la cantidad de movimiento  $p_\alpha$  de la partícula alfa. Con esto la ecuación (1.6) se puede expresar como:

$$Q_\alpha = \frac{p^2}{2M_Y} + \frac{p^2}{2m_\alpha} = \frac{p^2}{2m_\alpha} \left(1 + \frac{m_\alpha}{M_Y}\right). \quad (1.7)$$

De lo anterior se tiene que:

$$Q_\alpha = k_\alpha \left(1 + \frac{m_\alpha}{M_Y}\right), \quad (1.8)$$

si  $M_Y \gg m_\alpha$ , se tiene que la energía  $Q_\alpha$  disponible para el proceso de decaimiento alfa es enteramente utilizada en la emisión de la partícula  $\alpha$  mientras el núcleo hijo permanece en reposo. Los valores típicos de  $k_\alpha$  están entre los 3 y 10 MeV, que son energías no relativistas, su poder de penetración no va más allá de una hoja de papel[10, 12].

#### b) Decaimiento Beta $\beta$ :

El proceso de decaimiento beta, es el proceso por el cual un núcleo padre inestable  ${}^A_Z X^*$  decae a un núcleo hijo  ${}^A_{Z\pm 1} Y$  mediado por la interacción débil[10, 15]. En este proceso el número de masa  $A$  permanece constante en el núcleo, mientras que el número atómico  $Z$  varía en una unidad ( $\pm 1$ ), de este modo el número de nucleones y la carga total son cantidades conservadas[12, 14].

De acuerdo con lo anterior existen tres fenómenos mediados por la interacción débil, que se conocen colectivamente como decaimiento  $\beta$ [12, 14].

- Decaimiento Beta Positivo  $\beta^+$

Cuando la inestabilidad nuclear es debida al exceso de protones  $p$ , un protón  $p$  del núcleo inestable se transforma (decae) en un neutrón  $n$  mediado por la siguiente reacción nuclear:

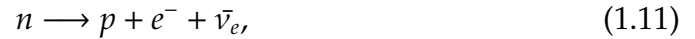


donde un positrón  $e^+$  y un neutrino electrónico  $\nu_e$  son emitidos. El proceso de decaimiento  $\beta^+$  puede resumirse en la siguiente ecuación[15]:



■ Decaimiento Beta Negativo  $\beta^-$

Cuando la inestabilidad nuclear es debida al exceso de neutrones  $n$ , la estabilidad se busca con el decaimiento de un neutrón  $n$  a un protón  $p$  de acuerdo con la reacción nuclear 1.11:



donde un electrón  $e^-$  y un antineutrino electrónico  $\bar{\nu}_e$  son emitidos en la reacción. El proceso de decaimiento  $\beta^-$  puede ser descrito por la ecuación 1.12[15]:



■ Captura Electrónica

Cuando un núcleo radiactivo rico en protones captura en su interior un electrón orbital, da lugar al decaimiento de uno de sus protones a un neutrón mediado por la reacción nuclear:



donde un neutrino electrónico  $\nu_e$  es emitido en la reacción. El proceso de decaimiento beta por captura electrónica puede ser descrito por la ecuación (1.14)[15]:



c) Decaimiento Gamma  $\gamma$ :

Este proceso de desintegración ocurre cuando un núcleo excitado  $X^*$ , emite un fotón de alta energía. El número de masa  $A$  y el número atómico  $Z$  son conservados en este proceso. Solamente ocurre un reajuste de los niveles de energía ocupados por los nucleones:



Los rayos  $\gamma$  emitidos son fotones de energía del orden de los Mev, igual a la diferencia de energía del núcleo excitado y del estable. Su poder de penetración es tanto que alcanza a atravesar desde una placa metálica hasta una pared de concreto.

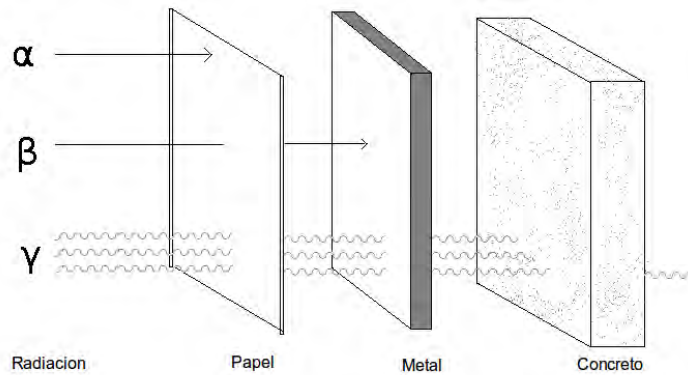


Figura 1.2: Poder de penetración de la radiación  $\alpha$ ,  $\beta$  y  $\gamma$  en materiales como papel, hierro y concreto.

### 1.3. Interacción Radiación Materia

Los núcleos inestables ya sean de origen natural o producidos artificialmente liberan energía en forma de fotones o de partículas. Este tipo de emisiones son invisibles a simple vista, sin embargo, es posible observarlas a través de los efectos que producen en la materia. Estos efectos son producto de las fuerzas e interacciones que las

emisiones nucleares experimentan con los átomos y moléculas del material por el cual atraviesan.

La interacción de la radiación con la materia abarca en forma general las reacciones nucleares e interacciones producidas por los fotones y partículas (radiación), con núcleos y electrones atómicos de un determinado material. Dependiendo de la capacidad para ionizar la materia, las radiaciones se clasifican en radiaciones no-ionizantes y radiaciones ionizantes (tabla. 1.1). Las radiaciones no-ionizantes no ionizan la materia, mientras que radiaciones ionizantes pueden ionizar la materia directa o indirectamente, la energía mínima de ionización varía de acuerdo al tipo de átomo, va desde 1 eV para átomos alcalinos hasta los 24.5 eV para los gases nobles[15].

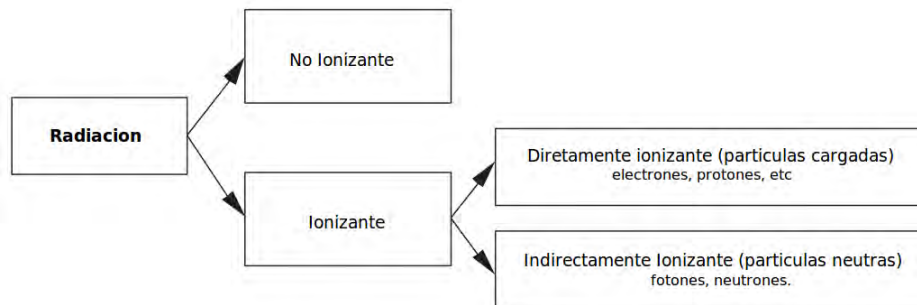


Tabla 1.1: Clasificación de las radiaciones en radiaciones no-ionizantes y radiaciones ionizantes

La radiación directamente ionizante deposita su energía en el medio, a través de la interacción directa de coulomb entre la partícula cargada directamente ionizante y los electrones orbitales del medio. La radiación indirectamente ionizante deposita su energía en el medio, a través de un proceso de dos pasos:

- En el primer paso, una partícula cargada es liberada por fotones o neutrones en el medio (los fotones liberan electrones o positrones, los neutrones liberan protones o iones más pesados)

- En el segundo paso, el depósito de partículas cargadas entrega energía al medio, a través de la interacción directa de coulomb entre la partícula cargada y los electrones orbitales del medio.

Ambos tipos de radiación ionizante, son utilizadas en el tratamiento de enfermedades, pero principalmente y de forma exclusiva en el tratamiento de enfermedades malignas como el cáncer[15]. la rama de la medicina que utiliza radiación para el tratamiento de enfermedades se llama radioterapia, radiología terapéutica u oncología de radiación. La Radiología diagnóstica y la medicina nuclear son ramas de la medicina que utilizan radiaciones ionizantes en el diagnóstico de enfermedades[16].

Por otro lado la interacción radiación materia es la base fundamental de los actuales equipos de detección de radiación y dispositivos para imagenología[5]. Sin embargo, la interacción de la radiación con la materia puede manifestarse también con efectos degradantes en las medidas, debido a que perturba el estado físico de la radiación y causa absorción, deflexión y pérdida de la energía[8].

### 1.3.1. Interacción de Fotones con la Materia

Los fotones a medida que atraviesan un material, pueden someterse a varias posibles interacciones con los átomos que lo conforman, la probabilidad o sección eficaz para cada interacción depende de la energía  $E = h\nu$  del fotón y del número atómico  $Z$  del material en que este incide[11, 13].

En el rango de energías de interés para la Física Médica (50–511 KeV)[13], los procesos de interacción dominantes son el efecto fotoeléctrico, la dispersión Rayleigh, el efecto Compton y la creación de pares. Otros modos de interacción, tales como las reacciones fotonucleares, ocurren con probabilidades mucho menores por lo que son ignoradas en numerosas situaciones prácticas[10, 13]. A continuación se describen los modos de interacción considerados:

### Efecto Compton

El efecto o dispersión Compton, es el proceso por el cual un fotón cambia de dirección al interactuar con un electrón atómico libre y estacionario (Fig. 1.3), en este proceso de interacción el electrón absorbe parte de su energía y es expulsado fuera del átomo[11].

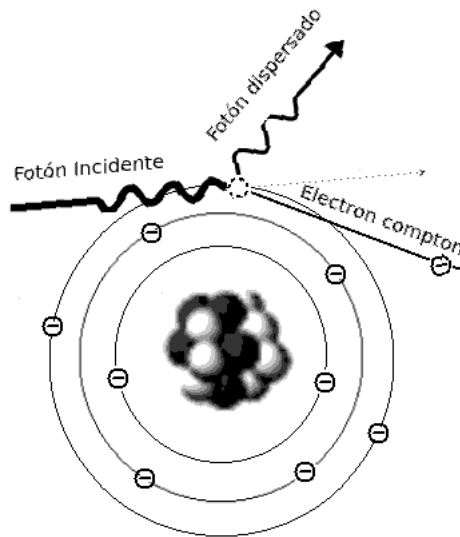


Figura 1.3: Esquema del efecto Compton: En la interacción foton-electron, el fotón cambia de dirección y electrón es expulsado fuera del átomo .

De acuerdo con la conservación de la energía, el momento lineal y considerando inicialmente al electrón como libre y en reposo se obtiene la relación entre la longitud de onda  $\lambda$  del fotón incidente y la longitud de onda  $\lambda'$  del fotón dispersado[11, 10]:

$$\lambda' - \lambda = \frac{h}{m_e c} (1 - \cos\theta), \quad (1.16)$$

donde  $h$  es la constante de Planck,  $m_e$  la masa del electrón y  $\theta$  es el ángulo de dispersión. Escribiendo esta relación en términos de la energía de los fotones incidente y dispersado se tiene que :

$$E'_\gamma = \frac{E_\gamma}{1 + \frac{E_\gamma}{m_e c^2} (1 - \cos\theta)}. \quad (1.17)$$

La ecuación 1.17 indica que la energía de los fotones dispersados varía de acuerdo al ángulo  $\theta$  con el que estos salen luego de la interacción. Este tipo de dispersión ocurre con mayor probabilidad en materiales con bajo número atómico  $Z$ , como en el caso de los tejidos humanos ( $Z = 7,5$ )[13].

### Efecto fotoeléctrico

El efecto fotoeléctrico tiene lugar en la interacción radiación materia cuando la energía del fotón incidente es absorbida completamente por el átomo con el que interacciona y es transferida de forma total a uno de su electrones orbitales, el cual es expulsado del átomo como un foto-electrón con energía cinética igual a[11]:

$$E_k = h\nu - \phi, \quad (1.18)$$

donde  $\phi$  es la energía de enlace del electrón, la cual se entiende como la mínima energía necesaria para llevar un electrón al exterior del átomo . Este tipo de interacción es dominante en materiales compuestos por átomos con alto número atómico, como el plomo ( $Z = 82$ )[13].

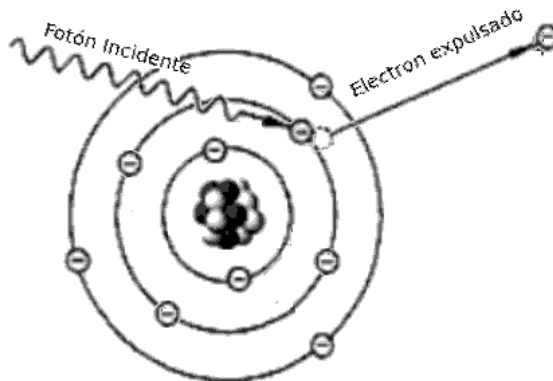


Figura 1.4: Esquema del efecto Fotoeléctrico: Un electron es expulsado fuera del atomo luego de absorber totalmente la energia de un foton incidente .

En el contexto de la interacción de fotones con la materia, el electrón orbital es un



electrón fuertemente unido al núcleo, con una energía de enlace del orden de la energía del fotón incidente, mientras que un electrón libre es un electrón con una energía de enlace mucho menor que la energía de dicho fotón.

### Creación de Pares

La creación de pares es un proceso relativista de conversión de energía en masa. Un fotón de energía  $h\nu$  que incide en el núcleo atómico del material "desaparece", creando en su lugar un par electrón-positrón[10, 5]. El balance de energía del proceso

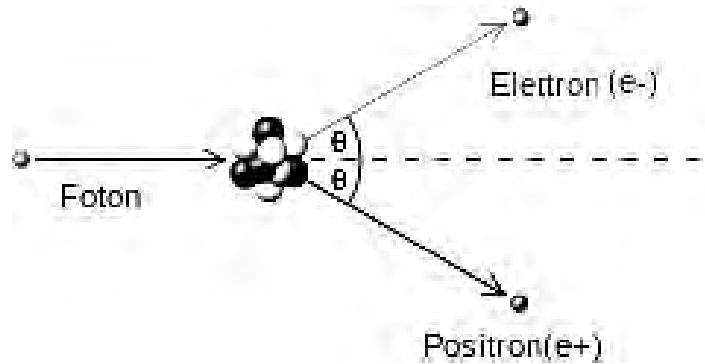


Figura 1.5: Diagrama de la Creación de Pares: Un fotón de alta energía que incide en el núcleo se transforma un par electrón-positrón luego de la interacción.

de creación de pares electrón-positrón ( $e^-$ ,  $e^+$ ) viene dado por la expresión :

$$h\nu = K_{e^-} + 2m_{e^-}c^2 + K_{e^+} + 2m_{e^+}c^2, \quad (1.19)$$

donde  $K_{e^-}$  y  $K_{e^+}$  son las energías cinéticas respectivas del electrón y el positrón, mientras que  $m_{e^-}$  y  $m_{e^+}$  son sus masas correspondientes. Según la ecuación (1.19), se necesitan fotones con una energía superior a dos veces la energía en reposo del electrón (1,022 MeV), para que pueda darse el proceso de creación de pares ( $e^-$ ,  $e^+$ ). La probabilidad de producción de un par aumenta con la energía del fotón y con el número atómico del núcleo con el que interacciona[5].

## Dispersión Rayleigh

La dispersión Rayleigh es el proceso por el cual un fotón incidente es dispersado elásticamente por los electrones atómicos ligados. Esto quiere decir que el átomo absorbe y reemite un fotón en una nueva dirección, sin alterar la energía del fotón y el estado del átomo. El grado de dispersión de Rayleigh que sufre un fotón depende del tamaño de las partículas y de la longitud de onda del mismo[5, 10].

### 1.3.2. Interacción de Partículas Cargadas con la Materia

Las partículas como electrones, protones, positrones y demás partículas cargadas, están rodeadas por el campo eléctrico que producen debido a su carga. Por ende, a medida que penetran la materia, éstas partículas interactúan en gran medida con los electrones orbitales y el núcleo de los átomos de material que atraviesan.

Las partículas incidentes (radiación), pierden una mínima cantidad de energía en cada interacción con los átomos del material que atraviesa, de este modo las partículas antes de ceder completamente su energía cinética se someten a un gran número de interacciones. Los procesos que contribuyen a la pérdida de energía de una partícula cargada en su interacción con medios materiales son:

- a) **Colisión elástica.** En este tipo de colisiones, se conservan tanto la energía cinética como la cantidad de movimiento. En estos casos, la partícula se desvía de su trayectoria, cediendo parte de su energía en forma de energía cinética. En las colisiones elásticas no se produce en el medio ninguna alteración atómica ni nuclear.
- b) **Colisión inelástica.** En estas colisiones se conserva la cantidad de movimiento, pero no la energía cinética. La partícula al sufrir estas colisiones con los átomos del medio, modifica su estructura electrónica, produciendo excitación, ionización, o disociación.

- c) **Colisión radiactiva.** La partícula cargada se "frena.<sup>o</sup> "desvía.<sup>en</sup> su interacción con los átomos del medio y como resultado emite ondas electromagnéticas. Este proceso, se produce con mayor probabilidad en las proximidades del núcleo atómico.

Las partículas pueden también sufrir colisiones con los núcleos atómicos, produciendo reacciones nucleares, pero estos procesos son improbables y en consecuencia, no se consideran en los procesos de interacción.

### **Poder de Frenado o "Stopping Power"**

Una magnitud importante en la descripción cuantitativa de la pérdida gradual de la energía de la partícula cargada, a medida que penetra en un medio material, se utiliza la magnitud "Stopping Power"  $\frac{dE}{dx}$  y se define como la energía perdida por unidad de camino recorrido, como lo indica la siguiente ecuación[15, 5]:

$$\frac{dE}{dx} = \left(\frac{dE}{dx}\right)_{col} + \left(\frac{dE}{dx}\right)_{rad}, \quad (1.20)$$

donde el parámetro  $\left(\frac{dE}{dx}\right)_{col}$  hace referencia a la energía perdida por colisión que resulta de la interacción de partículas cargadas con electrones orbitales del material sobre el que inciden y  $\left(\frac{dE}{dx}\right)_{rad}$  es la energía perdida por radiación electromagnética que resulta de la interacción de partículas cargadas con núcleos del material. Sin embargo, solo las partículas ligeras como electrones y positrones experimentan una pérdida apreciable por este mecanismo al que comúnmente se lo llama interacción bremsstrahlung.

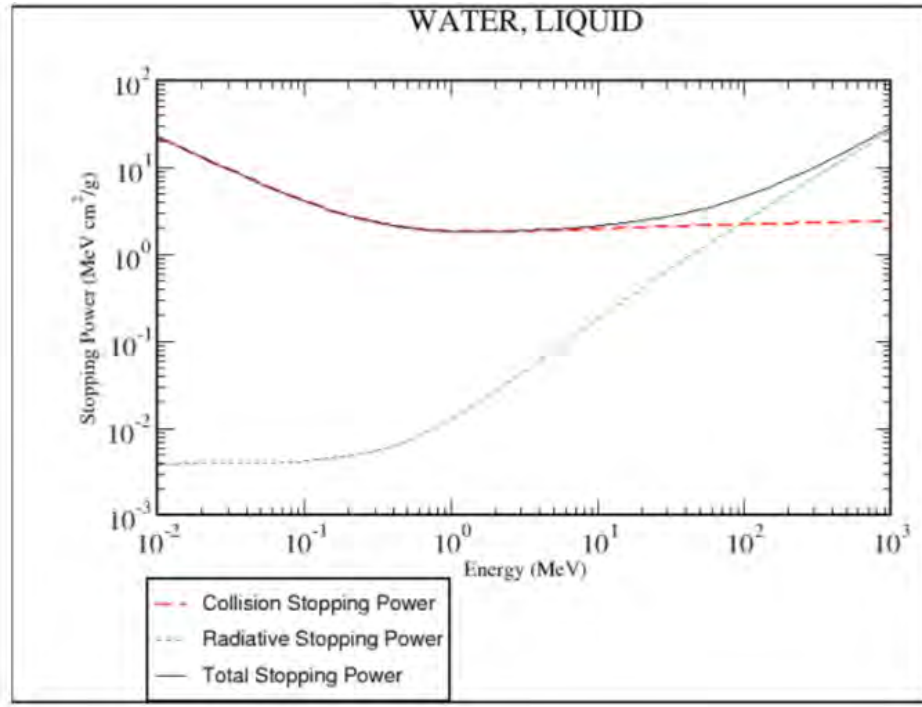


Figura 1.6: Poder de frenado de electrones en agua, Información tomada de la referencia [5].

En la figura 1.6 se muestra el poder de frenado para electrones de diferentes energías en agua. Se observa que para altas energías, la pérdida energética de la partícula incidente se produce principalmente por radiación electromagnética, mientras que para bajas energías la pérdida energética se produce por ionización.

Debido a la pérdida de energía por radiación, no toda la energía cedida por la partícula, será absorbida en el medio de interacción, ya que en general, la energía cedida es mayor que la energía absorbida. Se define entonces la cantidad LET (Transferencia Lineal Energética) y es igual a la relación:

$$LET = \left( \frac{dE}{dx} \right)_{col} \quad (1.21)$$

Todas las utilidades de la radiación están basadas en el depósito de energía o en la penetración de la materia. Las radiografías, por ejemplo, son posibles gracias a

que la radiación penetra de manera distinta los diferentes materiales y tejido. Por su parte, en radioterapia se busca depositar energía en los tejidos malignos para eliminarlos. Es, por ende que el estudio de la interacción radiación-materia es de gran interés para la medicina nuclear y en general para la física medica.

De esta manera, en este capítulo se han estudiado los conceptos relevantes de la física nuclear y de interés para este trabajo como lo son el concepto de radiación, decaimiento radiactivo, procesos de decaimiento radiactivo y procesos de interacción radiación materia tales como la interacción de fotones y de partículas cargadas con la materia. Y se da paso al siguiente capítulo donde se estudia la técnica de tomografía computarizada por emisión de fotones individuales SPECT en el cual los conceptos antes mencionados son la base primordial de su funcionamiento.

## Capítulo 2

# Tomografía computarizada por emisión de fotones individuales

La palabra tomografía significa "dibujo del cuerpo". Todo procedimiento tomográfico resulta en una imagen del interior del cuerpo, la cual es utilizada para estudiar su anatomía como es el caso de la imagen por Rayos X (CT) y Resonancia Magnética (RM) o sus aspectos funcionales como en el caso de la Tomografía por Emisión de Positrones (PET) y la Tomografía por emisión de fotones Individuales (SPECT) [8, 16].

La Tomografía Computarizada SPECT por sus siglas en ingles "Single Photon Emission Computed Tomography", es una técnica de diagnóstico e investigación propia de la medicina Nuclear, capaz de medir la densidad de receptores de radiación y el metabolismo celular de un organismo "in vivo" de forma no invasiva [8]. Esta tse basa en la detección y el análisis de la distribución tridimensional que adopta en el interior del cuerpo un radiofármaco de vida media ultra corta, previamente suministrado al paciente por vía intravenosa. Este radiofármaco se distribuye de acuerdo a procesos físicos, bioquímicos y fisiológicos en determinadas regiones del cuerpo y órganos [17].

La detección de los fotones emitidos por el radiofármaco o radiotrazador se hace dentro de una gammacámara o detector de rayos gamma que permite observar y estudiar su evolución a través del cuerpo. En este capítulo se estudia la técnica de tomografía por emisión de fotones individuales SPECT distinguiendo aspectos importantes y característicos de la técnica como lo son el radiofármaco y el tomógrafo

computarizado.

## 2.1. El Radiofármaco

Los radiofármacos o radiotrazadores son agentes radiactivos emisores naturales de fotones  $\gamma$ , los cuales están constituidos por un átomo radioactivo unido a una molécula específica. Como las moléculas presentes en los organismos vivos no se componen de isótopos radiactivos, para crear un radiofármaco es necesario marcar con estos agentes las moléculas involucradas en los procesos metabólicos, característicos del órgano u organismo que será objeto de estudio. La molécula determina la ruta metabólica y el elemento radiactivo permite la detección externa de la biodistribución del radiofármaco dentro del organismo.

El empleo de átomos radiactivos como trazadores, se hizo por primera vez por parte del físico Sueco George de Hevesy durante la primera mitad del siglo XX. En su trabajo, Hevesy colocó plantas de frijol en una solución con sales de plomo, compuesto en parte por un isótopo radiactivo del plomo. Encontró que, una vez que las plantas absorben la solución, la distribución de plomo dentro de cada porción de la planta podría deducirse de lecturas de radiactividad tomadas con un contador Geiger [8].

Desde entonces el uso de sustancias radiactivas como marcadores o trazadores de

ISOTOPO	Vida Media T/2 (H)	Energia de Emision (keV)
$^{99m}\text{Tc}$	6.01	140
$^{123}\text{I}$	13.00	159
$^{67}\text{Ga}$	77.90	92.00
$^{201}\text{Tl}$	72.00	135-167

Tabla 2.1: Radioisótopos Utilizados para SPECT

sustancias no radiactivas ha sido fundamental en las técnicas de tomografía como PET y SPECT, sin embargo, desde su descubrimiento el principio ha sido en gran

medida mejorado. Hoy en día con la ayuda de generadores, ciclotrones y reactores nucleares, el desarrollo artificial de compuestos radiactivos puede ser diseñado para marcar una gran variedad de sustancias que participan en procesos naturales del cuerpo [8, 13]. La tabla 2.1 muestra los isótopos más utilizados por radiofármacos para tomografía SPECT [18].

Dentro de los isótopos más utilizados para los estudios SPECT, el de mayor uso en radiofármacos de éste tipo, es el  $^{99m}\text{Tc}$  debido a su vida media ultracorta, su emisión monoenergética de 140 Kev y su facilidad para formar compuestos y complejos con muchas moléculas de interés médico como los anticuerpos monoclonales y péptidos quienes se dirigen específicamente a células neoplásicas (Cancerígenas) [19].

## 2.2. El Tomógrafo SPECT

Un tomógrafo SPECT o Gammacámara es un dispositivo computarizado que permite la detección de fotones  $\gamma$  emitidos por el cuerpo en una determinada dirección (Fig. 2.1). De esta forma permite al usuario obtener en principio una imagen bidimensio-



Figura 2.1: Gammacámara Infinia II del Instituto de Medicina Nuclear Medinuclear® [20].



nal que representa la proyección de la distribución tridimensional del radiofármaco en el organismo que esta siendo objeto de estudio [17]. El estudio SPECT finaliza luego de realizar varias proyecciones o cortes bidimensionales, que mediante algoritmos matemáticos computarizados de reconstrucción ofrecen al usuario una imagen tridimensional de la distribución del radiofármaco.

La Gammacámara es el componente fundamental del sistema SPECT. Fue ideada por el científico de la universidad de California Hal Oscar Anger en 1958 y desde entonces ha recibido una cantidad innumerable de aportes e innovaciones, sin embargo, el principio fundamental de detección sobre el cual fue construido permanece inalterado, es por esto que a menudo las actuales Gammacámaras se las denomina Cámaras Anger.

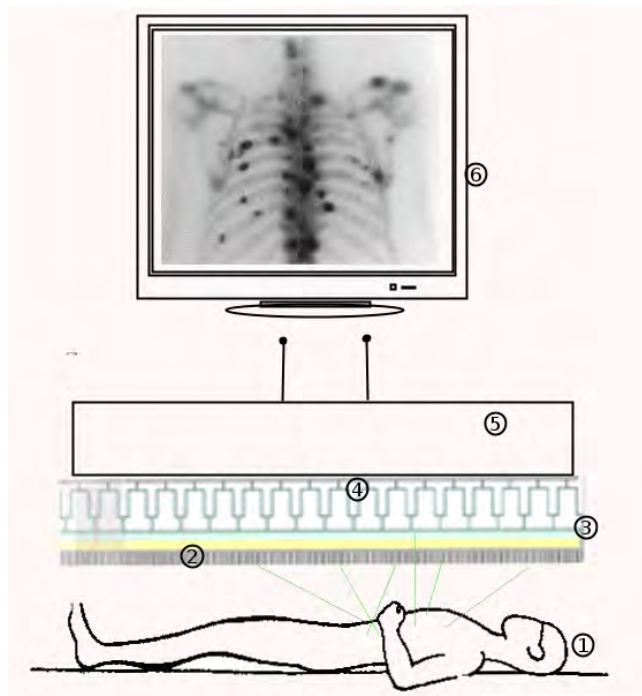


Figura 2.2: Esquema general de una Gammacámara tipo Anger. ① Paciente, ② Tubos Colimadores, ③ Crystal Detector, ④ Tubos Fotomultiplicadores, ⑤ Unidad de Proceso de Datos, ⑥ Ordenador.

De este modo, toda gammacámara esta construida siguiendo el esquema general ideado por Anger (Fig.2.2), en el cual los haces de partículas y radiación emergen del paciente en todas las direcciones, sin embargo, solo llegarán hasta el cristal detector los haces que siguen la trayectoria fijada por los agujeros de la placa colimadora. El resto de eventos son absorbidos al interactuar con las paredes de los agujeros de dicha placa (Fig.2.3). Los radiación que logran pasar la placa colimadora interaccio-

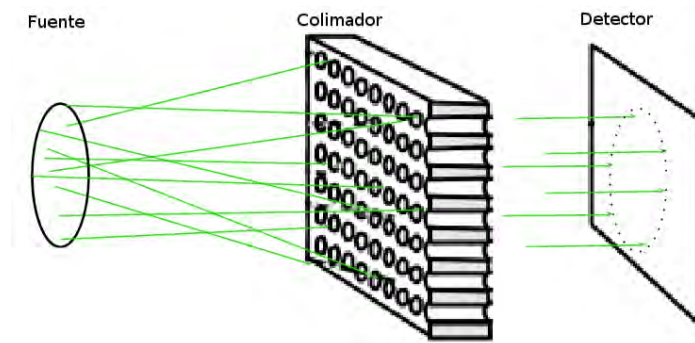


Figura 2.3: Proceso de colimación de la radiación mediante una placa colimador de agujeros paralelos. Los haces que llegan al detector y forman la imagen son aquellos que siguen la trayectoria fijada por los agujeros del colimador.

nan con el cristal detector. En este proceso de interacción el cristal absorbe los fotones gamma por uno o más procesos de colisión (efecto fotoeléctrico, efecto compton, etc) y convierte su energía en luz visible, que mediante una guía óptica pasa a un arreglo de fotomultiplicadores, donde es amplificada y transformada en señales electrónicas, las cuales son utilizadas para localizar el punto de la interacción fotón-detector y estimar su energía depositada entre otros factores gracias a la electrónica asociada a estos dispositivos[8].

### 2.2.1. Componentes de un tomógrafo tipo SPECT

Los tomógrafos actuales están formados por una camilla en la que se ubica el paciente, 2 o 3 cabezales detectores, un gantri que permite el soporte y giro de los cabezales y un ordenador para el procesado de los datos. Sin embargo, los aspectos

de mayor importancia dentro de las características del tomógrafo computarizado o Gammacámara tipo SPECT, son el sistema de colimación y el sistema de detección.

### I. Sistema de detección

El sistema detector esta formado por un cristal de centelleo acoplado a un arreglo de fotomultiplicadores mediante una guía óptica. El material que produce el destello (centellador), debe tener una alta eficiencia en absorber la radiación ionizante y emitir luz. El tubo fotomultiplicador se acopla con el objeto de transformar la pequeña cantidad de luz producida por un cristal de centelleo en una señal eléctrica con la cual se pueda trabajar sin dificultad (ver Fig. 2.4).

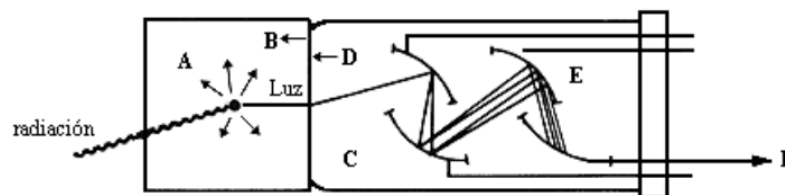


Figura 2.4: Sistema de detección: A cristal de centelleo, B acople optico, C tubo fotomultiplicador, D fotocátodo, E dinodos, F señal de salida.

Por su alta eficiencia, el cristal de centelleo más utilizado en medicina nuclear es Yoduro de Sodio dopado con impurezas de Talio  $\text{NaI}(\text{Tl})$ . Las gammacámaras clínicas de este tipo, emplean un cristal detector de sección rectangular de aproximadamente  $30 \times 40 \text{ cm}^2$  de área y aproximadamente  $1 \text{ cm}$  de espesor. Suficiente para detener los fotones gamma de  $140 \text{ KeV}$  del isótopo radiactivo  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ .

### II. Características Generales del Cristal Detector

De las propiedades intrínsecas que permiten caracterizar completamente al sistema detector son [8, 16]:

#### a) *Tiempo Muerto*

El tiempo muerto es aquel tiempo en el cual el detector es incapaz de realizar

una nueva medida luego de haber realizado previamente una.

b) *Eficiencia*

No toda la radiación que llega al detector interacciona con este y es detectada, por ende, la eficiencia de un detector se define como el cociente entre la radiación incidente y la radiación detectada.

c) *Resolución Espacial*

La resolución espacial es la capacidad que tiene el detector para distinguir como independientes a dos eventos que tienen lugar a una corta distancia uno del otro.

### III. Sistema de colimación

El sistema de colimación es un componente primordial de la técnica de tomografía SPECT porque mantiene la correspondencia unívoca entre el punto de emisión y el punto de interacción de los fotones gamma. Este sistema consta de una lámina de aproximadamente 5 *cm* de espesor sobre la cual se ha dispuesto un arreglo de agujeros en una dirección determinada [8, 21]. El material del cual se construye la placa colimadora debe ser del alta densidad y alto número atómico, permitiendo así ofrecer un gran poder de frenado para la radiación incidente que viaje en una dirección diferente a la fijada por los agujeros de la placa colimadora.

Las energías de interés para la medicina nuclear oscilan en el rango de 80 a 511[*KeV*] clasificándose en Alta Energía (HE), cuando en los estudios se emplean radiofármacos emisores de fotones gamma con energías  $E \geq 300 \text{ KeV}$ , media energía (ME) cuando se trabaja con energías  $200 < E < 300 \text{ KeV}$ , y baja energía (LE) cuando se trabaja con energías  $E \leq 200 \text{ KeV}$ .

Considerando el rango de energía en el que se trabaja y teniendo en cuenta las especificaciones físicas del material idóneo para la construcción de colimadores, se tiene que para radiaciones de baja energía el material debe ser el Plomo (Pb)

( $Z = 82, \rho = 11,34\text{g/cm}^3$ ), mientras que para radiaciones de alta energía los materiales útiles para construir colimadores, son Tantalio ( $Z = 81, \rho = 11,8\text{g/cm}^3$ ), Tungsteno ( $Z = 74, \rho = 19,4\text{g/cm}^3$ ) y Oro ( $Z = 79, \rho = 19,3\text{g/cm}^3$ ).

Tipo de Colimador	Descripción	Diámetro [mm]	Septo [mm]	Longitud [mm]
LEHR	Baja Energía Alta Resolución	1.5	0.2	35
LEGP	Baja Energía Propósito General	1.9	0.2	35
LEHS	Baja Energía Alta Sensibilidad	3.4	0.3	40
MEGP	Media Energía Propósito General	3.0	1.05	58
HEGP	Alta Energía Propósito General	4.0	1.8	66

Tabla 2.2: Diferentes diámetros, longitud y septo para colimadores de agujeros paralelos de acuerdo con la energía en la que serán utilizados.

Sin embargo, debido al costo de producción, el material comercialmente utilizado para fabricar colimadores, en la mayoría de los casos, es el Plomo [8]. Siendo el plomo el único material factible comercialmente para la industria de la fabricación de colimadores, para su diseño se juega con la geometría (diámetro y longitud) de los agujeros de colimación y la separación entre ellos (septo) (Tabla 2.2), permitiendo de este modo ofrecer un amplio poder de frenado en toda la gama de energías en las que se trabaja (HE, ME, LE) y consiguiendo una relación adecuada entre resolución espacial y sensibilidad de acuerdo a las necesidades clínicas (ver tabla 2.2).

El diámetro de los agujeros colimadores es directamente proporcional a la sensibilidad que ofrece el detector e inversamente proporcional a la resolución espacial, es así como los colimadores de alta sensibilidad (LEHS) tienen agujeros con un diámetro mayor que los agujeros de los colimadores diseñados para ofrecer alta resolución (LEHR). Sin embargo, existen colimadores de propósito general (GP) que presentan un equilibrio entre resolución y sensibilidad.

Según el arreglo de sus agujeros los colimadores están sujetos a clasificarse en [21]:

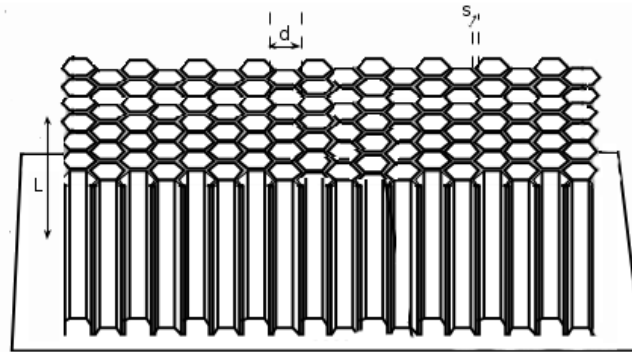


Figura 2.5: Colimador de Agujeros paralelos de sección transversal hexagonal.  $L$  es la longitud de los agujeros,  $d$  es el diámetro de los agujeros y  $s$  es la separación entre agujeros consecutivos.

a) *Colimadores de Agujeros Paralelos*

Para este tipo de colimador los agujeros son paralelos entre sí, usualmente su sección transversal es de tipo hexagonal (Fig.2.5). El campo de visión está limitado al tamaño del detector y la imagen es del mismo tamaño que el objeto.

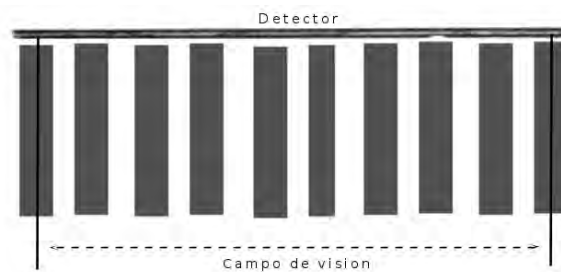


Figura 2.6: Corte longitudinal de una placa colimador de agujeros paralelos. El campo de visión es igual al tamaño del detector. Este tipo de colimador es multipropósito.

b) *Colimadores Convergentes*

Esta clase de colimadores los hay de dos tipos, los que están focalizados a una línea (fan-beam) y los que están focalizados a un punto (cone-beam) (Fig. 2.7). Su geometría proporciona al usuario un campo de visión menor que el tamaño

del detector lo que se traduce en una imagen de mayor tamaño al objeto de estudio.

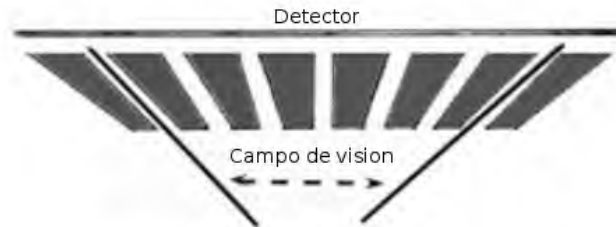


Figura 2.7: Corte longitudinal de una placa colimador convergente. El campo de visión es menor al tamaño detector ofreciendo de esta manera una imagen ampliada.

c) *Colimadores Divergentes*

En este tipo de colimadores el campo de visión es mayor que el tamaño del detector (Fig.2.8). La no convergencia de los agujeros, hace que la imagen sea de menor tamaño que el objeto de estudio.



Figura 2.8: Corte longitudinal de una placa Colimador divergente. El campo de visión es mayor, ofrece una imagen disminuida.

d) *Colimadores de Agujero Unico "Pinhole"*

Este tipo de colimadores es muy característico por poseer un único agujero el cual proporciona una imagen invertida y permite la amplificación del objeto

(Fig.2.9), tiene la singular característica de ofrecer una mejora en resolución y sensibilidad simultáneamente. El campo de visión depende de la distancia a la cual se encuentre el objeto del colimador.

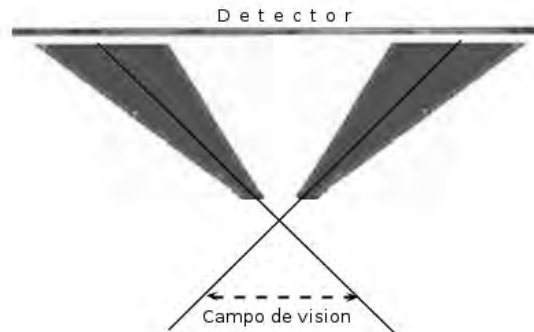


Figura 2.9: Colimador tipo Pinhole, el campo de vision depende de la distancia objeto colimador, por su geometria ofrece al usuario una imagen ampliada.

En general, los colimadores de mayor uso para estudios SPECT son los de agujeros paralelos diseñados para ofrecer alta resolución, sin embargo, para estudios de órganos pequeños son de gran utilidad los colimadores tipo fan-beam y pinhole debido a que ofrecen una mayor resolución y sensibilidad que los de agujeros paralelos [16, 17].

Debido a que la actividad clínica de un servicio de medicina nuclear dedica el 10 % a procesos terapéuticos, y 90 % al diagnóstico, la técnica SPECT es una herramienta de diagnóstico muy utilizada y contribuye a la mejora continua de la salud y la calidad de vida del ser humano. Es por esto que en este capítulo se hizo el estudio de la técnica de tomografía computarizada por emisión de fotones individuales SPECT, enfatizando en conceptos como radiofármaco, tomógrafo computurizado y el colimador. Una vez abordada la física y las herramientas tecnológicas necesarias en este trabajo es posible dedicarse al estudio del software Gamos que será empleado en la simulación de la física del tomógrafo y cuyo funcionamiento se describe en el siguiente capítulo.



# Capítulo 3

## Gamos

El nombre GAMOS proviene del acrónimo inglés de "Geant4-based Architecture for Medicine-Oriented Simulations". Es un framework de simulación Montecarlo [22, 23], basado en el conjunto de librerías de Geant4 [6], y orientado a la simulación en física médica.

En este capítulo se estudiará el framework GAMOS, describiendo el concepto de simulación Montecarlo y haciendo especial énfasis en las herramientas de simulación que Gamos ofrece, tales como la geometría, la física, la fuente de partículas, la extracción y el procesamiento de datos.

### 3.1. El Método Montecarlo

Los métodos Montecarlo agrupan un conjunto de técnicas matemáticas que permiten resolver problemas y hacer simulaciones de procesos físicos muy complejos de manera muy eficiente mediante el uso de números aleatorios [24].

El método Montecarlo se basa en dos premisas la primera es generar eventos  $\{x^{(r)}\}_{r=1}^R$  a partir de una distribución de probabilidad dada  $P(x)$  y la segunda consiste en estimar el valor esperado de funciones,  $\Phi = \langle \phi(x) \rangle$ . La distribución de probabilidad  $P(x)$  puede ser una distribución de física estadística o una distribución condicional surgida a partir de un modelado de datos. Adicionalmente se asume que  $x$  es un vector de  $N$  dimensiones con componentes reales  $x_n$ , no obstante, también es posible considerar espacios discretos.

Una vez que se resuelve la primera parte del método es posible desarrollar la segunda

parte usando los eventos aleatorios  $\{x^{(r)}\}_{r=1}^R$  para dar el estimado  $\hat{\Phi}$ :

$$\hat{\Phi} \equiv \frac{1}{R} \sum_r \phi(x^{(r)}). \quad (3.1)$$

Si los vectores  $\{x^{(r)}\}_{r=1}^R$  son generados a partir de  $P(x)$  entonces el valor esperado de  $\hat{\Phi}$  es  $\Phi$ . Así, a medida que el número de eventos  $R$  se incrementa, la varianza de  $\hat{\Phi}$  decrece como  $\frac{\sigma^2}{R}$ , donde  $\sigma^2$  es la varianza de  $\phi$ ,

$$\sigma^2 = \int d^N x P(x) (\phi(x) - \Phi)^2. \quad (3.2)$$

La precisión del estimado Montecarlo (ecuación 3.1) es independiente de la dimensión del espacio de eventos. Sin embargo, los espacios de dimensiones altas pueden causar otras dificultades a los métodos Montecarlo.

Una manera sencilla de entender el método consiste en la determinación aproximada del número  $\pi$ . Para ello se generan puntos aleatorios en un cuadrado con un círculo circunscrito en el. El número  $\pi$  surge de la relación que hay entre las áreas del círculo

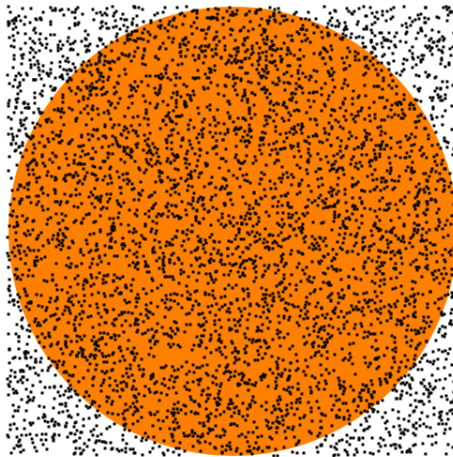


Figura 3.1: La figura contiene 5139 puntos generados aleatoriamente y 4037 de ellos se encuentran en el interior del círculo circunscrito en el cuadrado. El valor aproximado de  $\pi$  es 3,14225 [25].

y el cuadrado con la razón del número de puntos ubicados dentro del círculo  $N'$  y los puntos totales  $N$ ,  $\pi = 4\frac{N'}{N}$ , ver Figura 3.1.

Este tipo de método ideado durante la Segunda guerra mundial por Stanislaw Ulam y John von Neumann [26], se ha convertido en la actualidad en una herramienta muy importante particularmente para la física médica, en especial en la simulación de haces de fotones, electrones y positrones, como también para el estudio del transporte y detección de la radiación[3, 4].

## 3.2. Generalidades del Método Montecarlo y GAMOS

Hoy en día existe una gran variedad de software para simulación de procesos físicos, que funciona bajo el principio del método Montecarlo [4, 5]. Entre este trabajo se usa el software de propósito general Geant4 [6], su área de aplicación y estudio incluye la física de altas energías, la física nuclear y de aceleradores, así como también la física médica.

Para el rango de energías de interés de la medicina nuclear, Geant4 incluye un conjunto de modelos de la física muy confiables y ofrece además del conocimiento detallado y el control de todos los pasos de su simulación una ventana de visualización de los eventos producidos. Sin embargo, el uso de Geant4 requiere un amplio conocimiento de programación en  $c_{++}$ , por lo cual un usuario necesita una gran experiencia en el manejo de este tipo de código para poder adaptarlo a sus necesidades investigativas.

Cubriendo esta gran curva de aprendizaje requerida para un proyecto de simulación en Geant4, aparece el software GAMOS y se establece como sustituto de la programación en  $c_{++}$ . Este nuevo software con su amplio lenguaje de scripts permite a un usuario inexperto simular su proyecto de física médica sin tener la necesidad de codificar en  $c_{++}$ .

El lenguaje de Gamos cubre casi todas las necesidades para el dominio de la física

médica, de modo que un usuario no necesita añadir ningún código en `c++` adicional para ejecutar su simulación. Solo basta con elegir en su archivo de entrada las opciones y herramientas que necesita entre las múltiples que GAMOS ofrece. Sin embargo, si es necesario, permite que un usuario avanzado integre fácilmente nuevas funcionalidades convirtiendo a Gamos en un framework fácil y flexible de usar[22].

### 3.3. Componentes Esenciales de GAMOS

GAMOS esta constituido de un conjunto central de códigos o scripts que cubren las necesidades básicas de una simulación de física médica. Incluyendo distintas aplicaciones médicas, desde radioterapia hasta medicina nuclear, de este conjunto se desprenden aplicaciones específicas como lo es radioterapia, Tomografía por emisión de Positrones PET , tomografía computarizada por emisión de fotones individuales SPECT y demás, con el fin de proporcionar funcionalidad adicional en estos campos de estudio. Para trabajar en este nivel de procesamiento solo basta con seleccionar las opciones necesarias para su proyecto, mediante una secuencia de comandos de texto en su script o archivo de entrada. El usuario dispone para una simulación aspectos como la geometría, la física, la fuente de partículas , la extracción y procesamiento de datos, entre otras.

#### 3.3.1. La Geometría

El usuario puede construir la geometría de su proyecto en un script de entrada de extensión geom. Este archivo contiene toda la información física y geométrica de la simulación, el usuario puede definir elementos, isótopos y materiales, además puede disponer de la lista de elementos y materiales de la base de Geant4 entre  $Z = 1$  y  $Z = 107$ , mas la lista predefinida en Gamos de mas de 200 materiales utilizados en medicina nuclear y radioterapia. De igual modo se pueden utilizar todos los tipos de sólidos de la base de Geant4 [6] y ubicarse según el tipo de configuración deseada; ya sea por ubicación simple, por división, réplica o parametrización.

La descripción de la geometría en el archivo de entrada esta basada en etiquetas. Una etiqueta es una palabra que aparece en la primera parte de una línea de código la cual define completamente su significado. Cada etiqueta disponible en GAMOS tiene un número fijo de argumentos por lo que queda a disposición del usuario escribir todos los argumentos en una sola línea o en varias líneas[22].

### Ejemplo 1a: Experimento de Rutherford

```
[1] :VOLU Mundo BOX 100. 100. 100. G4-AIR
[2] :ROTM rot 0. 90. 0.
[3] :ROTM rot1 90. 0. 0.
[4] :VOLU lamina BOX 30. 20. .1 G4-Au
[5] :PLACE lamina 1 mundo rot 0. 0. 0.5
[6] :VOLU detector TUBS 47. 50. 30. -167.5 338. G4-Si
[7] :PLACE detector 1 mundo rot1 0. 0. 0.
[8]:VOLU sphere ORB 2. G4-AIR
[9]:PLACE sphere 2 mundo rot -75. 0. 0
```

El anterior ejemplo presenta la sintaxis para la construcción de la geometría del experimento de Rutherford. Inicialmente se crea el volumen mundo en el cual se construirá toda la geometría de la simulación que consiste en un anillo detector Silicio, una lamina blanco hecha de oro y una fuente esferica de particulas alfa , seguidamente se definen las matrices de rotación para los diferentes volúmenes y finalmente se construyen los volúmenes y sólidos fuente, blanco y detector (Fig.3.2).

### 3.3.2. La Física

Gamos ofrece al usuario una lista de física que contiene todos los procesos electromagnéticos, que dependiendo del tipo de partículas que se esté trabajando pueden ser fácilmente utilizados mediante de usuario [22]. De igual forma posee un gene-



Figura 3.2: Geometría básica del experimento de Rutherford. Un anillo detector compuesto de silicio encierra una fina lámina de oro la cual será bombardeada por haz de partículas alfa.

rador primario que permite la simulación de eventos con todo tipo de partículas e isótopos radiactivos. Para cada tipo de evento el usuario puede establecer su energía, posición y dirección de distribución, además GAMOS dispone de las distribuciones mas comunes en medicina nuclear al igual que la lista de física para procesos hadrónicos, que pueden ser incluidas en determinada simulación[22].

Para simular las trazas dejadas por las partículas en los detectores, Geant4 posee una serie de detectores sensitivos y diferentes clases de hits. Sin embargo, la simulación de un detector en Geant4 implica la escritura de varias clases en C++ con relaciones complicadas. Todo esto se puede hacer fácilmente en GAMOS mediante el uso de los diferentes tipos de detectores sensitivos predefinidos, con un simple comando de usuario (SD\_CLASS) se asocia un tipo de detector sensitivo a un volumen determinado y GAMOS se encarga de crear las señales (hits) apropiadas cuando las partículas alcancen e interaccionen con el volumen.

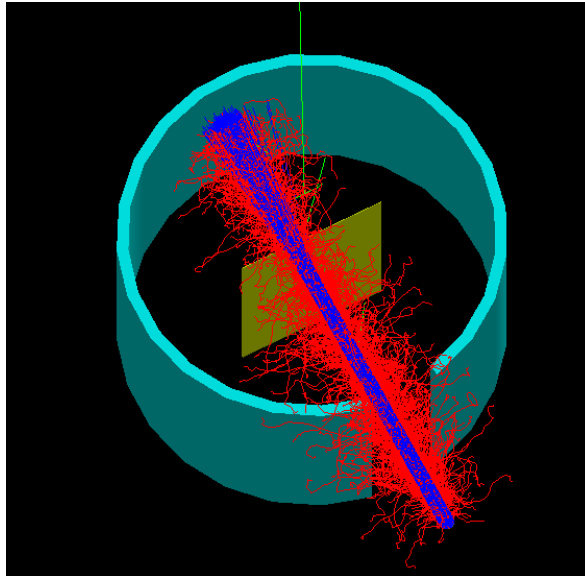


Figura 3.3: La imagen muestra la distribución de trazas de las partículas alfa en experimento de Rutherford.

### Ejemplo 1b: Experimento de Rutherford

```
[1]/gamos/setParam GmGeometryFromFile rutherford.geom
[2]/gamos/geometry GmGeometryFromFile
[3]/gamos/physicsList GmEMPhysics
[4]/gamos/generator GmGenerator
[5]/run/initialize
[6]/gamos/generator/addSingleParticleSource source alfa 10*MeV
[7]/gamos/generator/positionDist source GmGenerDistPositionInG4Volumes fuente
[8]/gamos/generator/directionDist source GmGenerDistDirectionConst 1.0.0.
[9]/gamos/SD/assocSD2LogVol GmSDSimple Detector detector
[]/run/beamOn 10000
```

El ejemplo anterior muestra la sintaxis básica del script ejecutable de una simulación básica en este caso corresponde al experimento de Rutherford. Las primeras líneas de código cargan la información de la geométrica del experimento previamente

creada, la lista de procesos electromagnéticos y el generador de eventos. En las líneas siguientes se selecciona el volumen fuente como generador de partículas alfa de 10 Mev, se asigna el anillo como detector de de señales o hits y se inicia la simulación para 1000 eventos (Fig. 3.3).

Para proporcionar una simulación más realista, el usuario también puede definir de forma independiente para cada detector; el tiempo muerto, la ventana energética, la resolución en la posición al igual que la resolución en el tiempo.

### 3.3.3. Acciones de Usuario y Datos

Las diferentes acciones de usuario Geant4 son la herramienta principal con la cual puede modificar las condiciones de funcionamiento y extraer los datos e información necesaria en una simulación. Gamos proporcionan toda la funcionalidad de las acciones de usuario de Geant4 y también permite al usuario definir varias acciones de usuario del mismo tipo en el mismo trabajo de simulación por medio de un simples comando de usuario como:

```
/gamos/userAction Acción_de_Usuario,
```

donde Acción-de-Usuario corresponde a una acción de usuario en particular [22, 6]. A esta línea de código se les puede agregar parámetros extra como filtros, clasificadores tales como clasificadores de eventos, partículas entre otros, de tal manera que la acción de usuario solo sea efectiva para los eventos deseados en la simulación.

```
/gamos/userAction Acción_de_Usuario Filtro
```

De esta manera las acciones de usuario permiten extraer de una simulación una gran variedad de datos como posición, energía, energía perdida, ID de evento, nombre de las partículas, ángulo entre una partícula primaria y una secundaria, etc [22]. Estos datos pueden ser extraídos en archivos de texto, llenados en un histograma, y analizados de acuerdo a los criterios y necesidades del usuario.



### Ejemplo 1c: Experimento de Rutherford

Agregando la acción de usuario `GmTrackDataHistosUA` al script de entrada del experimento de Rutherford presentado en el ejercicio 1b seguido de los filtros `GmPrimaryFilter` y `ContainerInFilter`, siguiendo la sintaxis:

```
[11]:/gamos/filter ContainerInFilter GmInLogicalVolumeFilter detector
[12]:/gamos/setParam GmTrackDataHistosUA_GmPrimaryFilter_ContainerInFilter_
GmClassifierByParticle:DataList FinalLocalPosPhi FinalLocalPosTheta
FinalLocalPosPhi.vs.FinalLocalPosTheta
[11]:/gamos/userAction GmTrackDataHistosUA GmPrimaryFilter ContainerInFilter
GmClassifierByLogicalVolume
```

Se obtiene histogramas de posición de las partículas primarias que llegaron al anillo detector en este caso partículas alfa (Fig.3.3).

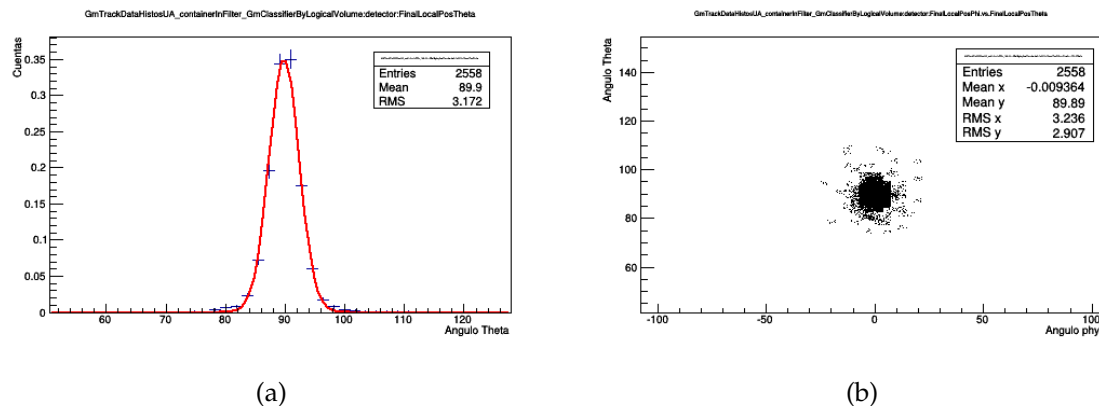


Figura 3.4: Distribución de datos del experimento de Rutherford. La gráfica 3.4(a), muestra la distribución de eventos en función a su coordenada de posición acimutal  $\phi$  y la gráfica 3.4(b) muestra la distribución de posiciones  $(\theta, \phi)$  de los eventos registrados en el anillo detector. Se puede observar que los datos están agrupados en su gran mayoría en el centro del punto de impacto lo que indica que la dispersión fue mínima.

---

En este capítulo se ha expuesto el concepto del método montecarlo, se ha estudiado el Framework GAMOS y las herramientas que el software ofrece para la simulación de un proyecto orientado a la física médica, en especial la simulación de haces de partículas (radiación), el trabajo con detectores y la extracción de datos.

Una vez conocidas las herramientas necesarias para simular un detector se pretende validar el software Gamos como una herramienta confiable para el trabajo SPECT, los resultados se comparan con los obtenidos en el artículo [27] que mide la sensibilidad de un detector. En el siguiente capítulo se describe detalladamente este proceso.

# Capítulo 4

## Simulación y Análisis De Sensibilidad De Una Gamma Cámara Tipo SPECT

En este capítulo se presenta la simulación y análisis de sensibilidad de un sistema de gamma cámaras tipo SPECT, haciendo uso de las herramientas que ofrece el framework GAMOS. El trabajo de simulación pretende validar los resultados del trabajo presentado en la referencia [27, 28] y de esta manera confirmar las potencialidades de GAMOS para simular datos realistas.

### 4.1. Sistema de Gamma Cámara

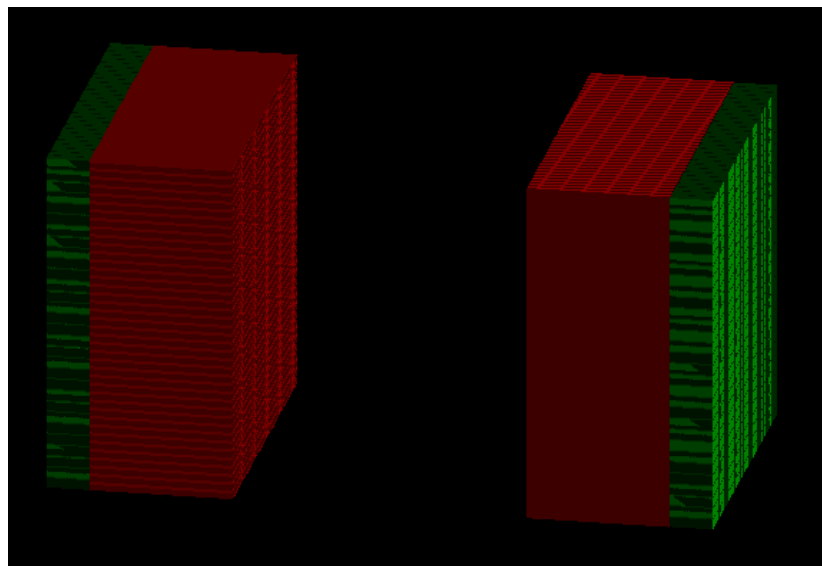


Figura 4.1: La figura muestra la configuración del sistema de detectores de la gamma cámara tipo SPECT de doble cabezal

El sistema de detección del SPECT se compone de una gamma cámara tipo Anger (fig.2.2) de doble cabezal. Cada cabezal, esta constituido por una matriz detector de  $30 \times 30$  cristales de centelleo de yoduro de sodio dopado con impurezas de talio, NaI(Tl), con una dimensión de pixel de  $1,4 \times 1,4 \times 6 \text{ mm}^3$  y  $0.2 \text{ mm}$  de paso, la cual se encuentra dentro de una cápsula de aluminio de  $500 \mu\text{m}$  de espesor. El material de los cristales detectores, fue simulado con una mezcla de densidad  $3,7 \text{ g/cm}^3$ , compuesta por los elementos Sodio (Na), Yodo (I) y Talio(Tl); con fracciones de 0.152 , 0.838 y 0.010 respectivamente [29].

El sistema de colimación (Fig.4.2(a)) consiste en una configuración de agujeros paralelos LEHR, que esta construida sobre una placa de plomo. Los agujeros de la matriz son de sección hexagonal de  $1 \text{ mm}$  de apertura,  $20 \text{ mm}$  de longitud y un septo de  $0,2 \text{ mm}$ .

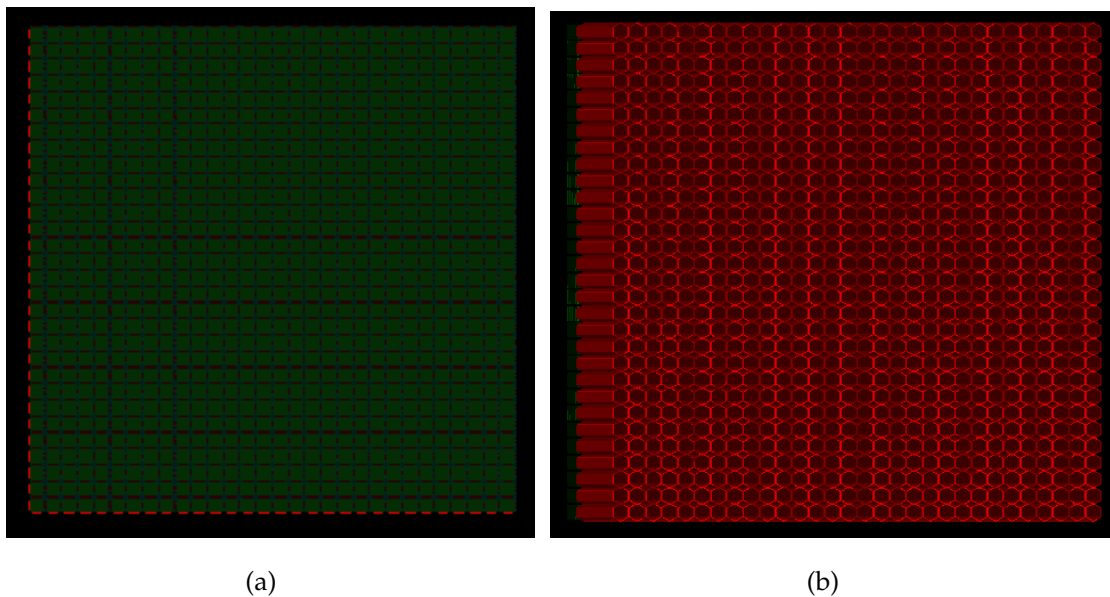


Figura 4.2: a) Vista frontal de la matriz de cristales detectores. b) Vista frontal del sistema de tubos colimadores de la gamma cámara

La geometría de la gamma cámara se ha simulado usando los comandos de texto

mencionados en el capítulo 4 y los demás disponibles en GAMOS para dicho propósito [22], y conservando las dimensiones exactas de la instalación antes descrita. Para almacenar solo los eventos que interaccionen con la matriz detector, es necesario seleccionar en la reconstrucción (fig. 4.1) a la matriz de cristales como volumen detector. Una vez echo esto, GAMOS permite asociarle los parámetros fundamentales de un detector como lo son el tiempo muerto, tiempo de medición y resolución energética. Entre las variables que permiten dar este carácter mas realista al detector esta, SD\_CLASS que define el tipo de detector sensitivo que se le asocia al cristal detector y SD\_TYPE que le asocia las propiedades intrínsecas al detector para este caso un tiempo muerto de  $250\text{ ns}$ , tiempo de medición de  $400\text{ ns}$  y una resolución energética del 20 %.

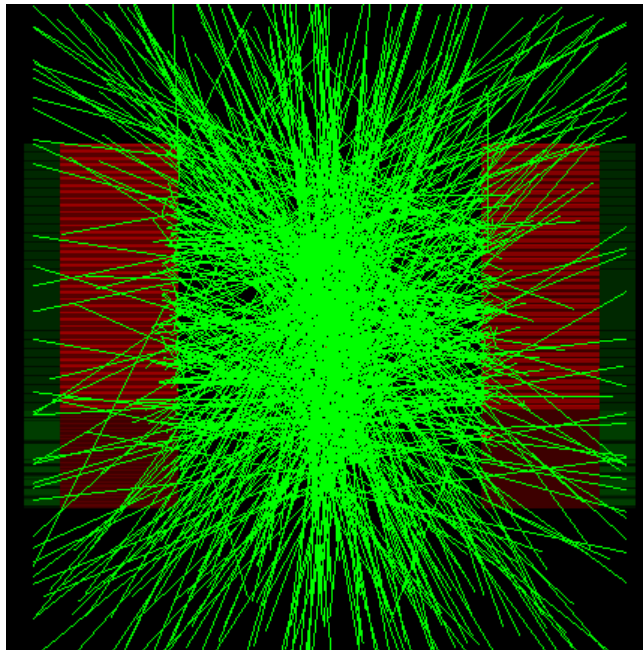


Figura 4.3: La figura muestra la configuración del sistema de detectores de la gamma cámara tipo SPECT de doble cabezal y los eventos producidos por la solución radioactiva

Cada evento detectado se considera como un hit y es reconstruido como un pulso de señal. Se consideran y se reconstruyen como un único evento los procesos ubicados

en un radio de 1 *mm* alrededor de la máxima deposición de energía. Para clasificar los eventos detectados como eventos SPECT se utiliza una acción de usuario "SPECTEventClassifierUA" que permite seguir la trayectoria del fotón y evaluar su dispersión y deposición de energía en el transporte hasta el cristal detector.

## 4.2. Evaluación Del Rendimiento de la Fuente

GAMOS ofrece un generador que simula la actividad de diferentes isótopos que se desintegran en uno o varios fotones, electrones o positrones. El archivo **isotopes.dat** del directorio de GAMOS contiene los isótopos mas comunes en física médica y de ser necesario es posible agregar cualquier isótopo radiactivo, solo basta con conocer el tipo de partículas en la desintegración, la energía de decaimiento de las partícula, la probabilidad de decadencia.

En los estudios de tomografía por emisión de fotones individuales SPECT se trabaja con una fuente mono-energética de rayos gamma y por ello el isótopo radiactivo más común utilizado en radio fármacos es el Tecnecio  $^{99m}\text{Tc}$ .

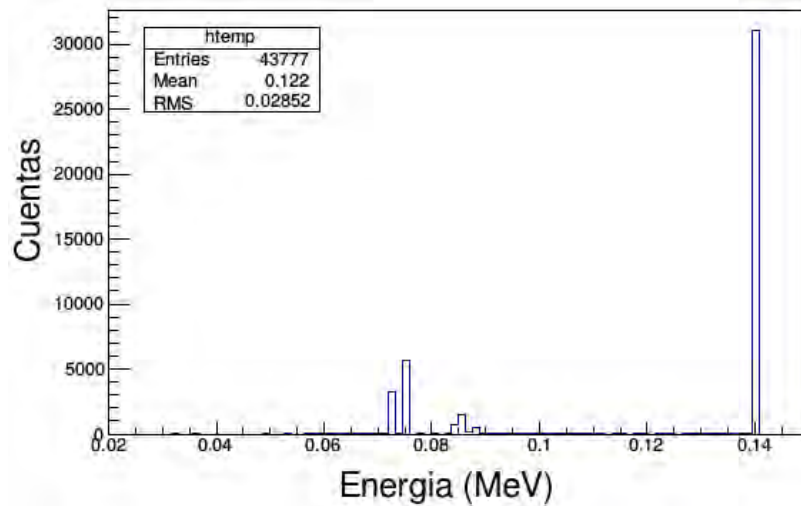


Figura 4.4: Espectro de energía de la fuente radiactiva de  $^{99m}\text{Tc}$  simulada en GAMOS

Comparando el espectro de energía de la fuente tecnecio  $^{99m}\text{Tc}$  simulado en GAMOS (Fig.4.4), con el espectro de energía normalizado (Fig.4.5), expuesto en el trabajo experimental de la referencia [28], se observa una buena aproximación en las líneas espectrales y sus energías correspondientes. Resultado con el cual se puede seguir trabajando en la simulación de los demás procesos radiactivos a que se tiene lugar en este trabajo.

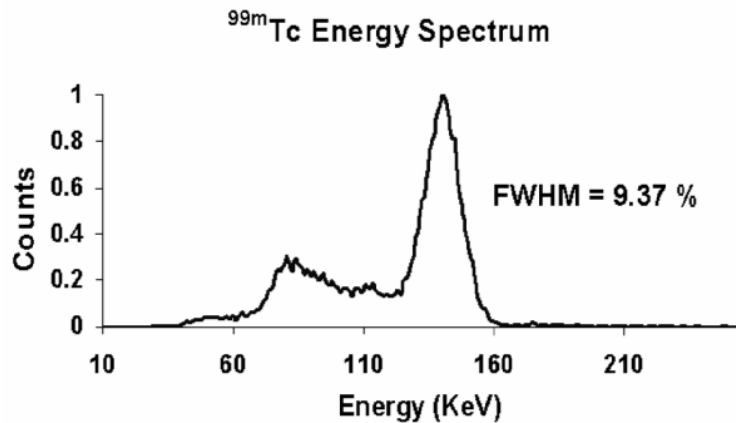


Figura 4.5: Espectro de energía Normalizado de la fuente radiactiva de  $^{99m}\text{Tc}$  expuesto en el trabajo experimental de la referencia [28]

### 4.3. Evaluación Del Rendimiento de los Detectores

Para estudiar el rendimiento de los detectores del sistema SPECT se evaluó la sensibilidad de cada uno de sus detectores en función del radio de rotación, RoR por sus siglas en ingles . Para ello utilizó un phantom de  $5 \times 5 \times 8 \text{mm}^3$ , el cual contenía una solución de Tecnecio-99  $^{99m}\text{Tc}$  con una actividad de  $1,5 \text{mCi}$ . Se adquirieron datos a una distancia RoR que varía desde 15 hasta 45 mm, con incrementos de 5 mm.

Para el cálculo de la sensibilidad se consideró el total de cuentas (hits) en cada detector y de acuerdo con la expresión 4.1 se obtuvieron los resultados expuestos en la

gráfica 4.6.

$$Sensibilidad[cuentas/s * \mu Ci] = \frac{Cuentas}{tiempo * Actividad} \quad (4.1)$$

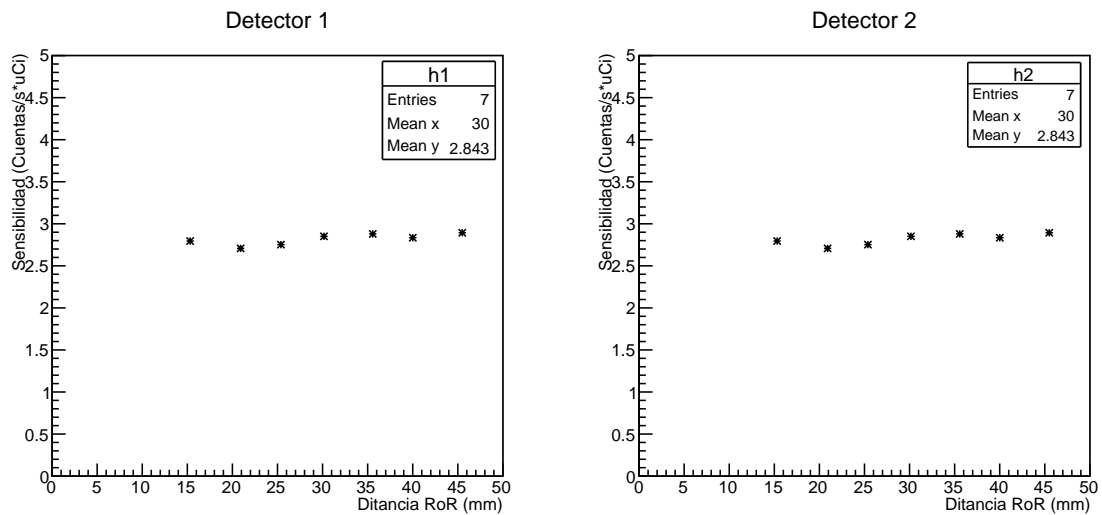


Figura 4.6: Cálculo de Sensibilidad de los detectores en función del radio de rotación del sistema de gammacameras con colimadores de agujeros paralelos

Los resultados muestran que la sensibilidad para la configuración de detectores con colimación de agujeros paralelos no depende de la distancia fuente-detector. Los valores de sensibilidad obtenidos para la colimación por agujeros paralelos coinciden con los resultados presentados en el trabajo [27] para la configuración con agujeros paralelos hexagonales. Para este caso el valor medio de sensibilidad para la configuración hexagonal es de 2,84 cps/μCi, siendo el experimental de 2,9 cps/μCi.

La correspondencia entre los resultados obtenidos mediante la experimentación y la simulación permite estimar el comportamiento de la plataforma de simulación GAMOS en aplicaciones SPECT y demuestra que mediante su empleo es factible la reproducción de los datos experimentales.



# Conclusiones y Recomendaciones

- Este trabajo permitió resaltar la importancia del uso de la radiación en el diagnóstico y el tratamiento de enfermedades. Entendiendo que con ella se ha podido realizar exploraciones del cerebro y los huesos, tratar el cáncer y usar elementos radiactivos para dar seguimiento a hormonas y otros compuestos químicos de los organismos.
- De igual forma se evidenció la importancia de las plataformas de desarrollo o Frameworks como Gammas. Las cuales posibilitan el trabajo con detectores y fuentes radiactivas de toda clase sin tener acceso a avanzados instrumentos de laboratorio.
- Este trabajo marca un precedente en el campo de la física médica en la Universidad de Nariño, para continuar con trabajos de este tipo se recomienda adelantar acuerdos de cooperación institucionales con los centros de medicina nuclear de la región, de tal manera que permitan el intercambio de conocimiento y el desarrollo conjunto de proyectos de investigación.

# Anexos

En esta sección se muestran los scripts o inputs que contienen los códigos que se utilizaron para la simulación de la geometría y la física del sistema de gamma cámaras tipo SPECT.

## Anexo A, Script para la reconstrucción de la geometría (.geom)

Las siguientes líneas de código definen la sintaxis que reconstruye la geometría de los detectores mostrados en este trabajo. De las líneas 1 a la 4, se definen el volumen "Mundo" y las matrices de rotación de los diferentes volúmenes que se construirán posteriormente, de la 5 a la 17 se establecen las dimensiones del sistema de detectores y colimador y se definen como parámetros a utilizar, en la línea 18 a la 21 se crea un volumen contenedor, el cual se ubicarán los cristales detectores y el sistema de colimación. De las líneas 22 a la 27 se crea el sistema de colimación que consiste en una placa de plomo con agujeros paralelos de sección exagonal, de la línea 28 a la 33 se crea el sistema de detección, que consiste en una matriz de cristales detectores de Yoduro de sodio dopado con impurezas de talio, y finalmente en las 34 a la 36 se crea un volumen que será utilizado como fantoma y lleno de la solución radiactiva.

Este código se guarda con una extensión .geom y es llamado desde el escript donde se generan los eventos físicos.

- [1] :ROTM Rot 0. 0. 0.
- [2] :ROTM R180 0 180\*deg 270\*deg
- [3] :VOLUME world BOX 50\*mm 50\*mm 50\*mm G4\_AIR

```
[4] :VIS world OFF

[5] :P CrystalBlock_lx 48*mm
[6] :P CrystalBlock_ly 48*mm
[7] :P RoR 15*mm
[8] :P colimador_long 2*cm
[9] :P colimador_d 1.0*mm
[10] :P septal 0.2*mm
[11] :P Crystal_lx 1.4*mm
[12] :P Crystal_ly 1.4*mm
[13] :P Crystal_lz 6*mm
[14] :P step_crys 0.2*mm
[15] :P rmin $colimador_d/2
[16] :P rmax ($septal+$colimador_d)/2
[17] :P wall 500*um

[18] :VOLU Container BOX ($wall+$CrystalBlock_lx/2) ($wall+$CrystalBlock_ly/2) ($wall+$Crystal_lz/2)
+$colimador_long/2 G4_Al
[19] :PLACE Container 1 world Rot 0.0 0.0 13.5*mm+$RoR
[20] :PLACE Container 2 world R180 0.0 0.0 -13.5*mm-$RoR
[21] :COLOUR Container 0.0 0.0 0.0 0.4

[22] :VOLU ColimadorBlock BOX $CrystalBlock_lx/2 $CrystalBlock_ly/2 $colimador_long/2 G4_Pb
[23] :PLACE ColimadorBlock 1 Container Rot 0. 0. -($Crystal_lz/2)
[24] :COLOR ColimadorBlock 0.0 0.0 0.0 0.0

[25] :VOLU Hole TUBE 0 $colimador_d/2 $colimador_long/2 G4_AIR
[26] :PLACE_PARAM Hole 1 ColimadorBlock SQUARE_XY Rot $CrystalBlock_lx/($colimador_d+$septal)
$CrystalBlock_ly/($colimador_d+$septal) ($septal+$colimador_d) ($septal+$colimador_d)
($colimador_d-$CrystalBlock_lx)/2 ($colimador_d-$CrystalBlock_ly)/2
[27] :COLOUR Hole 1 0. 0.

[28] :VOLU CrystalBlock BOX $CrystalBlock_lx/2 $CrystalBlock_ly/2 $Crystal_lz/2 G4_AIR
[29] :PLACE CrystalBlock 1 Container Rot 0. 0. ($colimador_long/2)
[30] :COLOUR CrystalBlock 0. 0. 0. 0.7
[31] :VOLU Crystal BOX $Crystal_lx/2 $Crystal_ly/2 $Crystal_lz/2 G4_SODIUM_IODIDE_DOPED_TALIUM
[32] :PLACE_PARAM Crystal 1 CrystalBlock SQUARE_XY Rot $CrystalBlock_lx/($Crystal_lx+$step_crys)
$CrystalBlock_ly/($Crystal_ly+$step_crys) ($Crystal_lx+$step_crys) ($Crystal_ly+$step_crys)
($Crystal_lx/2)-$CrystalBlock_lx/2($Crystal_ly/2)-$CrystalBlock_ly/2
[33] :COLOUR Crystal 0. 1.0 0.0

[34] :VOLU phantom BOX 2.5*mm 2.5*mm 4*mm G4_WATER
[35] :PLACE phantom 1 world Rot 0. 0. 0.
[36] :COLOUR phantom 0. 0.5 0.5 0.2
```

## Anexo B, Script para Simulación y Generación de eventos SPECT (.in)

Las siguientes líneas de código son guardadas en un archivo con extensión .in en el cual funciona como un script maestro que se ejecuta en gamos. La primera línea de código elige el nivel de información que el usuario desea obtener en pantalla, la línea 2 y 3 del código le dicen a gamos que la información de la geometría de la simulación debe ser cargada desde el archivo de texto spect.geom, la línea 4 selecciona la lista de física de geant4 correspondiente a procesos electromagnéticos, las líneas 5 y 6 selecciona un generador de eventos carga previamente la simulación.

la línea 7 y 8 hacen del volumen phantom de la geometría creada previamente, una fuente radiactiva de tecnecio 99 de 15 millicurie de actividad. Las líneas 9 a la 15 agregan las características físicas a los volúmenes detectores, las líneas 16 y 17 del código extraen datos del espectro de energía de los haces simulados por el generador de eventos. De las líneas 18 a la 22 se hace uso de la acción de usuario SPECTEventClassifierUA, que filtra y clasifica los datos para el estudio SPECT, de la línea 23 a la 27 se hace uso de la acción de usuario GmStepDataHistosUA la cual acompañada de los filtros y clasificadores permite observar la energía depositada por los rayos gamma en los detectores. Finalmente las líneas 28 selecciona el archivo auxiliar para la visualización de la simulación en OpenGL y el 29 ordena una corrida con un millón de eventos.

- [1] /gamos/verbosity SPECTVerbosity 1
- [2] /gamos/setParam GmGeometryFromText:FileName spect.geom
- [3] /gamos/geometry GmGeometryFromText
- [4] /gamos/physicsList GmEMPhysics
- [5] /gamos/generator GmGenerator

```
[6] /run/initialize

[7] /gamos/generator/addIsotopeSource fuente Tc99m 1.5E-3*Ci
[8] /gamos/generator/positionDist fuente GmGenerDistPositionInG4Volumes phantom

[9] /gamos/setParam SD:MeasuringTime:Detector 400*ns
[10] /gamos/setParam SD:DeadTime:Detector 250*ns
[11] /gamos/setParam SD:GmRecHitBuilderByDistance:HitsDistInRecHit 1*mm
[12] /gamos/setParam SD:EnergyResol:Detector 0.2
[13] /gamos/SD/assocSD2LogVol GmSDSimple Detector Crystal
[14] /gamos/SD/recHitBuilder GmRecHitBuilderByDistance Detector
[15] /gamos/filter detectorInFilter GmInLogicalVolumeFilter Crystal

[16] /gamos/setParam GmDataTTreeUA:StepDataList InitialKineticEnergy
[17] /gamos/userAction GmDataTTreeUA

[18] /gamos/setParam SPECT:EvtClass:GammaEnergy 140*keV
[19] /gamos/setParam SPECT:EvtClass:CollimatorVolume ColimadorBlock
[20] /gamos/setParam SPECT:EvtClass:EPrecMin 112*keV
[21] /gamos/setParam SPECT:EvtClass:EPrecMax 168*keV
[22] /gamos/userAction SPECTEventClassifierUA

[23] /gamos/filter gammaFilter GmPrimaryFilter
[24] /gamos/classifier ancestorsClassifier GmClassifierBy1Ancestor 2
[25] /gamos/setParam GmStepDataHistosUA_detectorInFilter_gammaFilter_ancestorsClassifier:DataList
AccumulatedEnergyDeposited
[26]/gamos/setParam GmStepDataHistosUA_detectorInFilter_gammaFilter_ancestorsClassifier:FileName GammassDtector
[27] /gamos/userAction GmStepDataHistosUA_detectorInFilter_gammaFilter_ancestorsClassifier

[28] /control/execute visOGLIX.in
[29] /run/beamOn 10000000
```

# Bibliografía

- [1] Silvia Bulbulian. *La radiactividad*. Secretaría de Educación Pública, 2003.
- [2] María Cristina Plazas. Una mirada a la aplicación de la física médica en el tratamiento del cáncer. *Biomédica*, 25(3):289–292, 2005.
- [3] V Hernández A Sánchez. Simulación mediante el método de monte carlo de campos conformados de electrones de un acelerador lineal de terapia. *Revista de Física Médica*, 38(4):29–34, 2001.
- [4] Pedro Andreo. Monte carlo techniques in medical radiation physics. *Phys. Med*, 36, 1991.
- [5] J. González. *Aplicación de Simulaciones Monte Carlo para el análisis de información CT y su uso en PET y Dosimetría*. Universidad Complutense de Madrid, Madrid, 2010.
- [6] Geant4 Collaboration. *Geant4 Users Guide for Application Developers*. Ciemat, 2012.
- [7] María Cristina Plazas. Situación actual de la física médica en Colombia. *Revista de la Sociedad Colombiana de Física*, 38(4):1631–1634, 2006.
- [8] Miles N Wernick and John N Aarsvold. *Emission tomography: the fundamentals of PET and SPECT*. Academic Press, 2004.
- [9] Chemwiki. Components of the nucleus. [http://chemwiki.ucdavis.edu/Core/Physical\\_Chemistry/Nuclear\\_Chemistry/Components\\_of\\_the\\_Nucleus](http://chemwiki.ucdavis.edu/Core/Physical_Chemistry/Nuclear_Chemistry/Components_of_the_Nucleus).
- [10] Antonio Brosed. *Fundamentos de Física Médica*. ADI servicios editoriales, C Martínez Campos, Madrid, 2011.

- [11] Ervin B. Podgorsak. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. International Atomic Energy Agency, Viena, 2005.
- [12] William R Leo. *Techniques for nuclear and particle physics experiments*. Springer Verlag, New York, 1994.
- [13] Edward R Powsner, Rachel A. *Essential Nuclear Medicine Physics*. Wiley Blackwell, 2008.
- [14] Stefaan Tavernier. *Experimental Techniques in Nuclear and Particle Physics*. Springer Heidelberg, London New York, 2010.
- [15] Ervin B. Podgorsak. *Radiation Physics For Medical Physicists*. Springer, Montreal, Canada, 2005.
- [16] Nuñez Margarita. *Fundamentos de spect*. 1994.
- [17] Antonio Romero Moreno. *Nuevos paradigmas para el análisis estadístico de imágenes tomográficas cerebrales*. Editorial de la Universidad de Granada, 2011.
- [18] Facundo Ballester and José Manuel Udías. Física nuclear y medicina. *Revista Española de Física*, 22(1), 2011.
- [19] Guillermina Ferro-Flores and MC Arteaga. Estado actual y futuro de la gammagrafía spect/ct con radiofármacos de  $^{99m}\text{Tc}$ . *Revista de investigación clínica*, 59(5):373–381, 2007.
- [20] Medinuclear. <http://www.medinuclearsas.com/>.
- [21] Cristina Crespo Vázquez et al. Procesamiento de imágenes en spect cerebral: Cuantificación de estudios de neurotransmisión en el sistema dopaminérgico y registro de estudios de flujo en la epilepsia farmacorresistente. 2008.
- [22] GAMOS Collaboration. *GAMOS 4.0.0 User's Guide*. Ciemat, 2012.

- 
- [23] Dirk P Kroese, Thomas Taimre, and Zdravko I Botev. *Handbook of Monte Carlo Methods*, volume 706. John Wiley & Sons, 2011.
- [24] Ivan T. Dimov. *Monte Carlo Methods for Applied Scientists*. World Scientific, 2008.
- [25] Jon McLoone. "monte carlo estimate for pi" from the wolfram demonstrations project. <http://demonstrations.wolfram.com/MonteCarloEstimateForPi/>.
- [26] IM Sóbol. Método de montecarlo lecciones populares de matemáticas. *Mir, año*, 1976.
- [27] Rosana Martínez Turtós, Angelina Díaz García, Yamiel Abreu Alfonso, Jossué Arteche, and Diana Leyva Pernía. Análisis comparativo de la sensibilidad del escáner rspect usando gamos: nueva interfaz de geant4. *Nucleus*, (51):14–19, 2012.
- [28] Eduardo Lage Negro. *Sistemas tomográficos multimodalidad para animales de laboratorio*. PhD thesis, Telecomunicacion, 2010.
- [29] Lina Vieira, TF Vaz, Durval C Costa, and P Almeida. Monte carlo simulation of the basic features of the ge millennium mg single photon emission computed tomography gamma camera. *Revista Española de Medicina Nuclear e Imagen Molecular*, 33(1):6–13, 2014.