

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO

FACULTAD DE CIENCIAS

Caracterización de un Sistema Comercial
de Micro-Tomografía por Emisión de Positrones

REPORTE DE INVESTIGACIÓN

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

FÍSICO

PRESENTA:

FERNANDO TREJO BALLADO

TUTOR:

DR. MIGUEL ÁNGEL ÁVILA RODRÍGUEZ

2010



A mis padres

Miguel Trejo Álvarez

Ma. Magdalena Ballado Palacios

a mis hermanos

Miguel Ángel y Ricardo

y a mis bebos

Luis Fernando y Perla Paulina

Agradecimientos

A la unidad PET/CT Ciclotrón por el apoyo otorgado durante el periodo de elaboración de este trabajo.

Al instituto de física de la UNAM por proporcionar los maniqués necesarios para las pruebas realizadas.

Al Ing. Marco Antonio Veytia y colaboradores, Taller Mecánico del Instituto de Física, UNAM

Al Proyecto Conacyt 82714 "Desarrollo de detectores de radiación para un sistema híbrido de microtomografía"

Al Dr. Miguel Ángel Ávila Rodríguez por la asesoría y dirección en la elaboración de este trabajo. Por las enseñanzas en física de radiaciones y la minuciosa revisión del trabajo escrito.

A los miembros del comité sinodal por la revisión minuciosa del trabajo escrito y sus acertados comentarios: Dr. Jorge Eduardo Rickards Campbell, Dra. Mercedes Rodríguez Villafuerte, Dr. Jesús Flores Mijangos y M. en I. José Manuel Alvarado Reyes.

A la Dra. Nayelli Ortega López por su ayuda, enseñanzas, paciencia y sobre todo amistad brindada durante todo el tiempo de elaboración del trabajo.

Al M. en C. Rafael Ojeda Flores por su amistad y ayuda en la preparación de los maniqués y adquisición de datos.

A los físicos Adolfo Zarate y Armando Flores por su apoyo y simpatía en todo este tiempo; al I.B.I. Juan Carlos Manrique y al Dr. Efraín Zamora por su apoyo y colaboración en este trabajo, al Ing. Enrique Ríos por su apoyo técnico y ayuda con el equipo.

A Juan Salinas, Jorge A. Ramírez, Alfonso Guzmán y Luis Osorio por su compañía y empatía hacia mí.

Al M. en C. Cesar Ruiz Trejo por encaminarme en esta rama de la física que me ha traído tantas satisfacciones.

A Perla Xochitl Cuellar Gutiérrez por su apoyo y comprensión en todos estos años de estar juntos.

A todos mis amigos, que de alguna forma me ayudaron é inspiraron en todos los sentidos, tanto en el ámbito académico como en el personal.

En especial para todos esos amigos que por varias cuestiones no nos vemos tanto como a veces quisiera: Karla, Karina, Paulina, Moisés, César, Gustavo, Giovanni, Juan Luis “el Nerd”, Luis Gabriel, Viridiana, Elías, Mónica, Adriana, Analyn, Erika y Raúl. Si no está tu nombre, seguro se me pasó, pero aquí tenías tu lugar.

Gracias a todos ustedes por todo el tiempo y atención que me regalaron a través de estos años.

Hoja de Datos del Jurado

1. Datos del alumno

Trejo
Ballado
Fernando
56 19 44 84
Universidad Nacional Autónoma de México
Facultad de Ciencias
Física
099297897

2. Datos del tutor

Dr.
Miguel Ángel
Ávila
Rodríguez

3. Datos del sinodal 1

Dr.
Jorge Eduardo
Rickards
Campbell

4. Datos del sinodal 2

Dr.
Mercedes
Rodríguez
Villafuerte

5. Datos del sinodal 3

Dr.
Jesús
Flores
Mijangos

6. Datos del sinodal 4

M. en I.
José Manuel
Alvarado
Reyes

7. Datos del trabajo escrito

Caracterización de un sistema comercial de Micro-Tomografía por emisión de positrones
70 p.
2010

Contenido

1.0 Introducción	8
1.1 Tomografía por emisión de positrones	8
1.2 MicroPET Focus 120	10
2.0 Bases físicas	12
2.1 Desintegración β^+	12
2.2 Interacción positrón-materia	13
2.3 Detección de radiación	15
2.4 Detectores de radiación	16
2.5 Proceso de centelleo	17
2.6 Cristales centelladores	18
2.7 Tubo fotomultiplicador	19
2.8 Arreglo de detectores	20
2.9 Detección en coincidencia	21
2.10 Tipos de eventos detectados	22
2.11 Almacenamiento de datos	23
3.0 Descripción de las mediciones a realizar	26
3.1 Resolución de energía	26
3.2 Resolución espacial	26
3.3 Sensibilidad absoluta	27
3.4 Características de conteo	29
3.4.1 Tasa de eventos individuales	30
3.4.2 Tasa de eventos verdaderos	30
3.4.3 Tasa de eventos dispersados	31
3.4.4 Tasa de eventos aleatorios	31
3.4.5 Tasa total de eventos en coincidencia	31
3.4.6 Tasa de conteo equivalente al ruido (NECR)	32
3.5 Reconstrucción de imagen	33
4.0 Desarrollo de mediciones	34
4.1 Resolución de energía	34
4.2 Resolución espacial	34

4.3 Sensibilidad absoluta	36
4.4 Características de conteo	38
4.4.1 Tasa de eventos totales	40
4.4.2 Tasa de eventos verdaderos	41
4.4.3 Tasa de eventos aleatorios	41
4.4.4 Tasa de eventos intrínsecos	41
4.4.5 Tasa de eventos dispersados	41
4.4.6 Fracción de dispersión	42
4.4.7 Tasa de conteo equivalente a ruido (NECR)	42
4.5 Reconstrucción de imagen	42
5.0 Resultados	46
5.1 Resolución de energía	46
5.2 Resolución espacial	46
5.3 Sensibilidad absoluta	48
5.4 Características de conteo	49
5.4.1 Maniquí de rata	49
5.4.2 Maniquí de ratón	50
5.5 Reconstrucción de imagen	51
5.5.1 Derenzo en miniatura	51
5.5.2 Segundo maniquí (tipo NEMA)	56
6.0 Discusión	60
7.0 Conclusiones	64
8.0 Referencias	65
9.0 Índice de tablas	67
10.0 Índice de figuras	68

Resumen

El objetivo de este trabajo es evaluar las características que intervienen en la adquisición de datos y la reconstrucción de imagen de un sistema comercial de Micro-Tomografía por Emisión de Positrones.

Las características a evaluar en este trabajo son:

- Resolución de energía
- Resolución espacial
- Sensibilidad
- Características de conteo
- Reconstrucción de imagen

El trabajo realizado consiste en adquirir imágenes de diferentes maniqués diseñados para la evaluación de cada uno de estos aspectos. Con los datos obtenidos en cada adquisición se realiza un análisis cuantitativo que nos permite obtener información sobre la característica a evaluar. En este estudio se utilizaron diferentes radionúclidos (^{11}C , ^{13}N y ^{18}F) y también se evalúan las diferencias que existen en el desempeño del equipo para estos radionúclidos.

Se encuentra que la resolución de energía promedio alcanzada por el equipo es de 17.41% utilizando una ventana de energía de 100-811 keV. La resolución espacial en el centro del campo de visión es de 1.8 mm para una fuente de ^{18}F . La sensibilidad absoluta del equipo es de 4.0% en el centro del campo de visión medida con una ventana de energía de 350-650 keV y una ventana de coincidencia de 6 ns. Al evaluarse las características de conteo del equipo se encuentra que el valor máximo alcanzado de la tasa de eventos verdaderos es de 471 kcps a 5.58 mCi para el maniquí de rata y 1026 kcps a 4.37 mCi para el maniquí de ratón. El valor máximo encontrado para el NECR es de 211 kcps a 3.52 mCi para el maniquí de rata y 705 kcps a 3.98 mCi para el maniquí de ratón.

La fracción de dispersión es de 29.83% para el maniquí de rata y 14.94% para el maniquí de ratón.

Se obtienen imágenes de dos diferentes maniqués para evaluar las características de reconstrucción de imagen del equipo y se encuentra que usando un maniquí Derenzo en miniatura es posible diferenciar dos puntos de 1.25 mm de diámetro con una separación entre ellos de 1.25 mm. Utilizando un maniquí tipo NEMA, se obtiene una desviación estándar porcentual para la uniformidad del equipo de 4.8%, además se calculan los coeficientes de recuperación para una sección del maniquí que consta de perforaciones rellenables de diferentes diámetros y se analiza la precisión de las correcciones por atenuación del equipo.

1.0 Introducción

1.1 Tomografía por emisión de positrones

La tomografía por emisión de positrones, PET (por las siglas en inglés “Positron Emission Tomography”), es una técnica no invasiva de diagnóstico e investigación que permite la visualización de la actividad metabólica de los diferentes tejidos de un ser vivo.

Esta técnica es una aplicación de la física nuclear en el campo de la medicina que regularmente es complemento a otro tipo de técnicas de diagnóstico, como la resonancia magnética y la tomografía computarizada, ya que éstas proporcionan una imagen estructural y el PET proporciona una imagen funcional. Entre las aplicaciones más utilizadas para el PET se encuentran el diagnóstico, respuesta a tratamiento y seguimiento de pacientes, investigación farmacológica, estudio de enfermedades humanas en modelos de laboratorio y estudios con animales de laboratorio.

La característica más importante del PET es el empleo de radioisótopos emisores de positrones de vida media corta. Estos radioisótopos son introducidos en moléculas específicas de interés biológico para generar un radiofármaco, que posteriormente se inyectará en el paciente. Existen diferentes tipos de radiofármacos y su elección dependerá de que proceso se quiera estudiar o diagnosticar.

El principio en el cual se basa el PET es en la detección y localización de dos fotones generados por la aniquilación electrón-positrón. Una vez localizados se utilizan algoritmos de reconstrucción para poder procesar y reconstruir la distribución espacio-temporal del radiofármaco dentro del sujeto bajo estudio.

Los isótopos más utilizados para la producción de radiofármacos son ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O y ^{18}F . Los primeros tienen una vida media muy corta que va desde 2 min para ^{15}O hasta 20 min para ^{11}C , mientras que la vida media del ^{18}F es de 110 min.

Algunos de los radiofármacos más utilizados se presentan en la tabla 1.1.

Tabla 1.1 Radiofármacos comunes marcados con ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O y ^{18}F .

Radiofármaco	Empleo
Producidos con ^{18}F	
$2\text{-}[^{18}\text{F}]\text{fluoro-2-desoxi-D-glucosa } (^{18}\text{FDG})$ $^{18}\text{F}\text{-Fluoruro de sodio } (\text{Na}^{18}\text{F})$ $^{18}\text{F}\text{- Fluorotimidina } (^{18}\text{FLT})$ $^{18}\text{F}\text{-L-DOPA}$	Metabolismo de glucosa Estudios óseos Proliferación celular Sistema dopaminérgico
Producidos con ^{11}C	
$^{11}\text{C}\text{-Acetato}$ $^{11}\text{C}\text{-CO}$ $^{11}\text{C}\text{-CO}_2$	Metabolismo oxidativo Valoración de estructuras vasculares Perfusión tisular
Producidos con ^{13}N	
$^{13}\text{N}\text{-Amoniac}$	Perfusión miocárdica
Producidos con ^{15}O	
$^{15}\text{O}\text{-Agua}$	Valoración de angiogénesis y perfusión tisular

Existen ciertas características con las cuales podemos determinar las limitantes de una cámara PET y éstas pueden ser comparadas entre diferentes cámaras para determinar los efectos en las diferencias existentes en su diseño. Igualmente, estas propiedades son tomadas en cuenta como pruebas de aceptación de la cámara y son las bases para los procedimientos de control de calidad, por lo que es vital entender el desempeño de las mismas. Las características más importantes son:

- Resolución espacial
- Sensibilidad
- Desempeño en la tasa de conteo
- Resolución de energía
- Uniformidad

Una de las principales metas a lograr en el diseño de una cámara PET es obtener la mayor resolución espacial posible, ya que éste es un punto en el cual el PET queda muy por detrás de otros métodos de diagnóstico por imagen.

La constante necesidad de desarrollar cámaras PET de mayor resolución ha permitido el desarrollo de la cámara microPET, las cuales se han diseñado

específicamente para estudios preclínicos con animales de laboratorio. La versión comercial de este prototipo experimental fue desarrollada por CTI Concorde Microsystems, LLC, y fue producido inicialmente en dos modelos, el microPET-P4 y el microPET-R4. Estos modelos fueron construidos utilizando 4 anillos detectores para incrementar la sensibilidad respecto al prototipo (Laforest et al. 2004).

1.2 MicroPET Focus 120

El microPET Focus 120 es un escáner PET de tercera generación dedicado a animales pequeños (roedores). Este escáner está basado en la geometría del microPET-R4, toma ventaja de diferentes cambios en el diseño y modificaciones en la electrónica encargada de procesar los eventos en coincidencia, resultando con una mejora en la resolución espacial, sensibilidad, y desempeño en la tasa de conteo comparado con modelos anteriores.

Las principales modificaciones en el sistema F120 son:

- 1) El uso de un bloque nuevo de detectores formado por el ensamble de cristales pequeños (12 x 12) de Oxi-Ortosilicato de Lutecio (LSO) en una capa más fina, 1.51 mm contra 2.2 mm para el R4 o P4.
- 2) El doble muestreo de las señales energéticas y doble empaquetado de eventos por transmisión. La motivación era desarrollar una cámara con una mayor resolución espacial y sensibilidad.

Algunas de las características técnicas con las que cuenta el microPET Focus120 son las siguientes:

- Diámetro del detector	15 cm
- Apertura	12 cm
- Campo de visión (eje axial)	7.6 cm
- Campo de visión (eje transaxial)	10 cm
- Número de detectores	96
- Número total de elementos de cristal	13,824

Algunas características por software con las que cuenta el sistema son:

- Ventana temporal variable	2, 6, 10, 14 ns
- Ventana de energía variable	0 - 814 keV
- Algoritmos de reconstrucción	2D Filtered Backprojection (FBP), 2D Ordered Subset Expectation Maximization (OSEM), 3D OSEM, 3D Reprojection (RP), 3D Maximum a posteriori (MAP), 3D OSEM+MAP

Además cuenta con las siguientes opciones para la corrección de imagen:

- Corrección por atenuación; medida y calculada
- Corrección por tiempo muerto
- Corrección por decaimiento radiactivo
- Gatillado respiratorio y cardiaco simultáneo

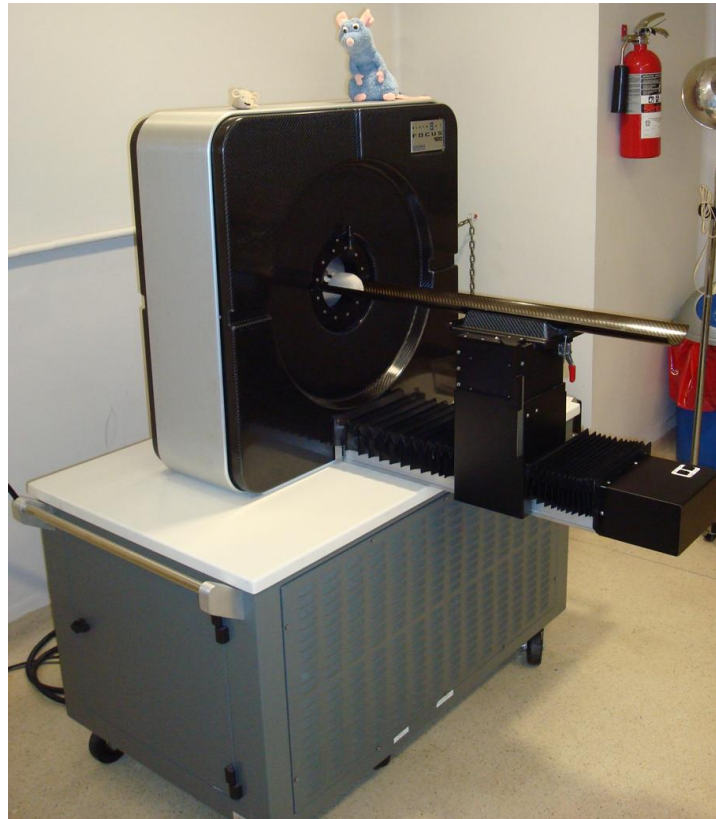


Figura 1.1 MicroPET Focus 120

2.0 Bases físicas

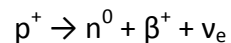
2.1 Desintegración β^+

El principio fundamental en el que está basada una cámara PET es en la detección de dos fotones procedentes de una aniquilación electrón-positrón. Para que se lleve a cabo este proceso es necesario un radionúclido emisor de positrones, es decir, un isótopo inestable el cual emite una partícula β^+ (positrón) en busca de equilibrar la relación neutrón/protón. Este proceso se lleva a cabo espontáneamente en isótopos con un exceso de protones para acercarse al valle de estabilidad.

Un proceso que compite directamente con la emisión β^+ es la captura electrónica. En ésta, un electrón de las capas internas del átomo es atrapado por el núcleo en donde se combina con un protón para formar un neutrón y ganar estabilidad. La probabilidad de emisión β^+ es mayor en isótopos ligeros (número másico pequeño), mientras que la probabilidad de decaimiento por captura electrónica es mayor en isótopos pesados.

En el proceso de la emisión β^+ , varía tanto el número de protones como el número de neutrones, sin embargo la suma de ambos (número másico) se mantiene constante.

La desintegración β^+ es debida a interacción nuclear débil, la cual transforma un protón en un neutrón a la vez que se emiten del núcleo un positrón y un neutrino. La reacción nuclear que se lleva a cabo es la siguiente:



Esta reacción nuclear no puede realizarse en protones libres debido a que la energía asociada a los productos es mayor que la energía asociada al protón. En protones ligados puede ocurrir que la diferencia de energías entre el estado inicial y final sea suficiente para crear las partículas resultantes de la reacción.

La energía disponible en una emisión β^+ es igual a la diferencia de energías que existe entre el núcleo inicial y el resultante. Esta energía es repartida entre la partícula β^+ (positrón) y el neutrino en forma de energía cinética. Es por esto que el espectro de emisión de positrones es continuo, que comprende desde una energía cercana al cero (cuando el neutrino se lleva la mayor parte de la energía) hasta una energía máxima cuando el positrón se lleva la mayor parte de la energía (ver figura 2.1).

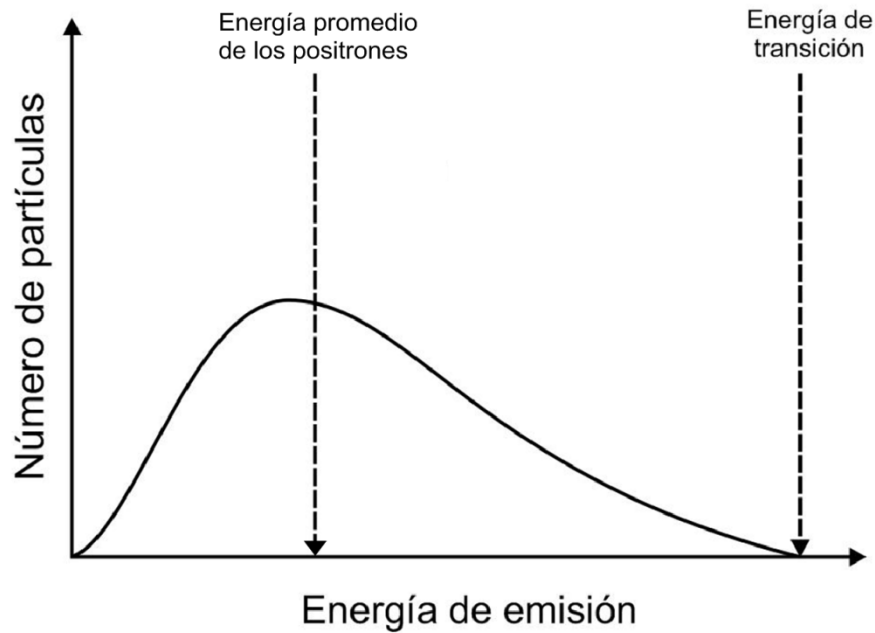


Figura 2.1 Espectro de energía de emisión en un decaimiento β^+ . La energía de transición representa la energía total disponible para el positrón y el neutrino.

A pesar de que los positrones son emitidos a diferentes energías en cada decaimiento, la máxima energía que pueden alcanzar y la forma que tiene el espectro de energía es característica de cada radionúclido. La energía máxima alcanzada por el positrón depende de qué tan alejado se encuentre el núcleo de la línea de estabilidad y de su número atómico. Cada radionúclido tiene una energía promedio para la emisión de positrones, esta se encuentra entre $\frac{1}{2}$ y $\frac{1}{3}$ de la energía máxima alcanzada (Pointon, 2000).

2.2 Interacción positrón-materia

Una vez emitido el positrón y el neutrino del núcleo, éstos se encontrarán, la mayoría de las veces, en un medio no vacío, es decir rodeados de materia con la cual pueden interactuar. El neutrino al no tener carga eléctrica y una masa miles de veces menor que un electrón, es muy difícil que se dé una interacción entre ellos y el medio, por lo que esta interacción es despreciable.

Los positrones en cambio, tienen asociada una carga eléctrica que es igual a la del electrón (1.6×10^{-19} C) pero de signo opuesto, y su masa ($0.511 \text{ MeV}/c^2$) es la misma que la de los electrones atómicos que se encuentran a su paso, lo que provoca una alta probabilidad de interacción con el medio.

Cada positrón sufre una serie de colisiones inelásticas con los electrones y núcleos del medio, ocasionando pérdidas en su energía y su posterior detención. Este proceso dura alrededor de 10^{-12} s.

Debido a la poca masa del positrón, estas colisiones producen cambios notables en la trayectoria del positrón, lo que se traduce en un camino errático. La máxima distancia que puede alcanzar un positrón desde el lugar de emisión se le llama el alcance máximo, solo una pequeña fracción de los positrones emitidos alcanzan esta distancia. El número de positrones que son detenidos a una cierta distancia de la fuente decrece exponencialmente, esto conlleva a que la mayoría de los positrones sean detenidos a menos de la mitad del alcance máximo. El alcance máximo depende de la energía del positrón así como la densidad del medio en el que es emitido. La tabla 2.1 muestra los radionúclidos más utilizados en PET y algunas de las propiedades de los positrones emitidos.

Tabla 1.1 Propiedades de algunos radionúclidos emisores de positrones.

Radionúclido	% emisión β^+	Vida media (min)	Energía (MeV)		Alcance en Agua (mm)	
			Máxima	Promedio	Máximo	Promedio
^{15}O	99.9 %	2.05	1.73	0.74	8.0	2.5
^{13}N	100.0 %	9.96	1.20	0.49	5.1	1.5
^{11}C	99.8 %	20.4	0.96	0.39	3.9	1.1
^{18}F	96.9 %	109.8	0.63	0.25	2.4	0.6

Una vez que se ha detenido el positrón comienza a vibrar debido a excitaciones térmicas, produciéndose choques con los electrones atómicos del medio, en cada uno de estos choques existe la posibilidad de que el positrón y el electrón se aniquilen. La otra posibilidad es que el positrón sea atraído por un electrón y por un periodo de tiempo muy corto formen una estructura similar a un átomo llamada positronio. El positronio tiene una vida media del orden de 10^{-10} s. Una vez transcurrido este tiempo se aniquilan las dos partículas, emitiendo radiación electromagnética. Las masas del electrón y del positrón son de 0.511 MeV cada uno, así que hay 1.022 MeV disponibles al aniquilarse. Normalmente se emiten dos fotones, cada uno de 0.511 MeV; ésta se llama radiación de aniquilación. En menos del 1% de los casos puede ser emitido un tercer fotón debido a que el momento angular total asociado al positronio es igual a 1 ($J=1$, triplete) a este estado se le conoce como ortopositronio y su vida media es de 10^{-7} s.

Debido a que se debe de conservar el momento del sistema y considerando que el momento inicial del positronio es cero, los dos fotones emitidos deben de tener el mismo momento y sentido opuesto, es decir, ser anti paralelos.

Ocasionalmente la aniquilación se produce cuando el positrón no ha perdido toda su energía cinética, es decir el momento inicial es diferente de cero, esto ocasiona que los

fotones no sean emitidos a exactamente 180° uno del otro. A este proceso se le llama no-colinealidad.

2.3 Detección de radiación

La interacción de radiación ionizante con la materia representa las bases en las cuales cualquier tipo de detector es desarrollado. La idea principal de estos detectores es poder determinar la energía depositada por la radiación ionizante al interactuar con el detector. Una vez determinada, el detector convierte esta energía en una señal eléctrica medible. Se busca que la señal obtenida sea proporcional a la energía total depositada por la radiación ionizante.

Existen tres mecanismos principales de interacción de fotones con materia, estos son: efecto fotoeléctrico, efecto Compton y producción de pares.

En el efecto fotoeléctrico, el fotón interactúa con un electrón ligado a un átomo y cede completamente su energía, debido al exceso de energía el electrón es emitido fuera del átomo con una energía igual a la energía del fotón incidente menos la energía de enlace del electrón.

La probabilidad de absorción del fotón por efecto fotoeléctrico tiene las siguientes características:

- Es más significativa a bajas energías ($E < 100 \text{ keV}$)
- Aumenta rápidamente con el número atómico del material absorbente (Z^4)
- Decrece rápidamente con la energía del fotón incidente (E^3)
- Aumenta considerablemente al coincidir la energía del fotón con la energía de ligadura de alguna capa atómica

En el efecto Compton, el fotón incidente cede suficiente energía a un electrón ligado para que éste pueda escapar del átomo. Con la energía restante es emitido un nuevo fotón con una energía menor y una dirección no relacionada a la del fotón incidente. La probabilidad de que ocurra el efecto Compton disminuye conforme la energía del fotón incidente aumenta. Este efecto es el principal mecanismo de absorción para energías intermedias ($100 \text{ keV} < E < 10 \text{ MeV}$).

La producción de pares se presenta para altas energías del fotón incidente. Cuando un fotón de alta energía penetra en la capa electrónica del átomo y se encuentra en la vecindad del núcleo, debido a la presencia de la carga del núcleo, la energía del fotón se convierte espontáneamente en la masa de un electrón y un positrón. Esto quiere decir que el fotón necesita una energía de al menos 1.022 MeV para que se pueda producir este efecto. La energía excedente del fotón incidente se ve reflejada en energía cinética del par electrón-positrón y del núcleo.

La producción de pares no será energéticamente posible en los detectores de una cámara PET debido a que la radiación utilizada proviene de la desintegración electrón-positrón, es decir, fotones con una energía de 511 keV . Por lo tanto, la interacción que se

llevará a cabo en una cámara PET podrá ser debida a efecto Compton o efecto fotoeléctrico. Ocasionalmente puede producirse la producción de pares en los detectores de una cámara PET si el radionúclido emite, además de positrones, otras gammas con una energía mayor a 1.022 MeV. La figura 2.2 muestra la probabilidad de las diferentes interacciones fotón-materia en función de la energía.

Para obtener una buena resolución de energía, que se define como el cociente entre el ancho del fotopico a media altura (FWHM por sus siglas en inglés) y la energía en la que se localiza el máximo, es necesario que la mayor parte de los fotones detectados depositen toda su energía en una sola interacción (efecto fotoeléctrico). Es por esto que el detector en una cámara PET debe de tener una alta densidad, para que así la interacción por efecto fotoeléctrico domine sobre la Compton.

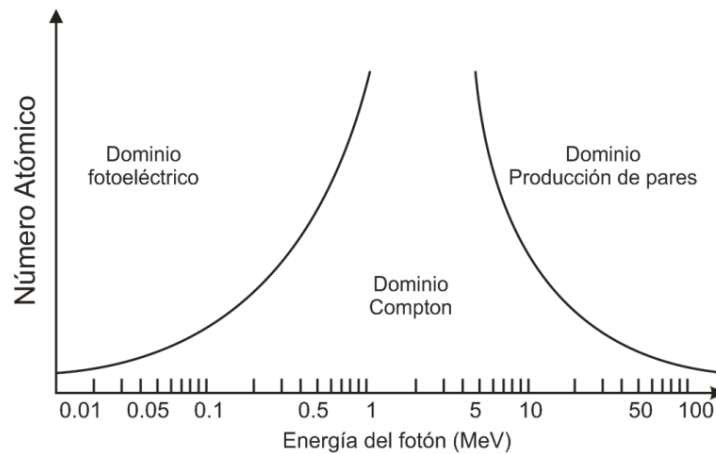


Figura 2.2 Dependencia de la probabilidad de que ocurra efecto Compton, fotoeléctrico o producción de pares en función de la energía del fotón y el número atómico del material en el que incide dicho fotón.

2.4 Detectores de radiación

Los detectores de radiación se pueden dividir principalmente en tres tipos; cámaras de gas, semiconductores y centelladores.

La cámara de gas funciona bajo el principio de detectar la ionización producida por la radiación al pasar a través del gas. Dentro de la cámara se aplica un campo eléctrico que ocasiona una aceleración en los iones producidos y éstos se acumulan en el cátodo produciendo un pulso eléctrico medible.

Los detectores semiconductores o de estado sólido funcionan bajo el principio de que la radiación ionizante produce una excitación en los electrones de las capas externas de los átomos convirtiéndolos en electrones libres que pueden moverse a través del cristal. Al aplicarse un campo eléctrico, se crea una corriente en el detector que puede ser medida.

Los detectores de centelleo consisten en un cristal inorgánico, llamado centellador, que es capaz de emitir luz visible (fotones de centelleo) después de la interacción de fotones con el cristal. Una vez emitidos los fotones de centelleo, se utiliza un fotodetector para detectar y medir el número de fotones de centelleo emitidos por una interacción, el cual es proporcional a la energía depositada en el cristal.

Debido a la alta densidad de este tipo de cristales, los detectores de centelleo proporcionan la más alta eficiencia de detección para los fotones de 511 keV producida por la aniquilación de un positrón con un electrón, es decir, poseen la más alta probabilidad de interacción entre el fotón y el cristal. La resolución de energía, aunque es mejor que la que proporciona una cámara de gas, no es tan buena como la asociada a un detector de estado sólido. Esto es debido que el proceso de convertir la energía depositada en fotones de centelleo es poco eficiente, así como la subsecuente detección de los mismos.

Para una cámara PET es indispensable contar con un detector que posea una alta eficiencia intrínseca y una buena resolución de energía, es por eso que los detectores de centelleo son los utilizados por estos equipos.

2.5 Proceso de centelleo

La energía para un electrón ligado a un átomo aislado consiste en niveles discretos de energía. En una red cristalina, los niveles más alejados del átomo son perturbados por la mutua interacción con los niveles de los otros átomos ocasionando que estos niveles de energía se conviertan en una serie de bandas a las cuales se les llama bandas permitidas. La última banda llena se le llama banda de valencia, mientras que la primera banda que no está llena se le llama banda de conducción.

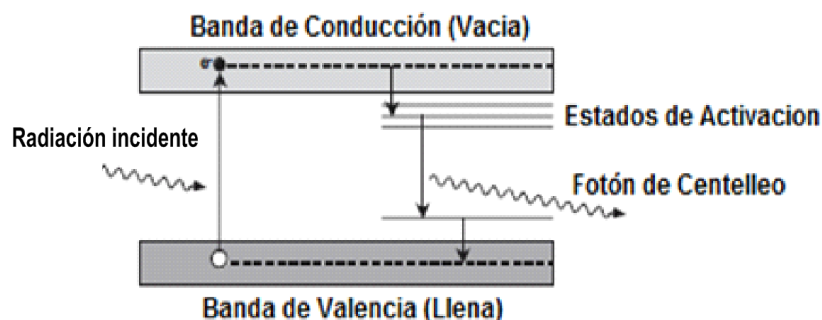


Figura 2.3 Diagrama que muestra los niveles de energía en un cristal de centelleo.

Los electrones que se encuentran en la banda de valencia pueden absorber energía de la radiación incidente, excitándose y subiendo a la banda de conducción. Debido a que éste no es el estado de menor energía el electrón tiende a regresar a su estado original y en este proceso emite un fotón de centelleo con una energía igual a la diferencia de energía entre las bandas. Generalmente la diferencia de energías entre la banda de

valencia y la banda de conducción es tal que el fotón de centelleo se encuentra en el intervalo del ultravioleta. Es posible agregar impurezas al cristal, como puede ser agregar talio a un cristal puro de NaI, y de esta forma modificar la estructura de las bandas para crear niveles de excitación justo por debajo de la banda de conducción. Un electrón que es excitado a uno de estos niveles al momento de regresar a su estado original emite un fotón de centelleo con una energía que se busca esté en el intervalo de la luz visible, la cual puede ser fácilmente detectada por un fotodetector. La figura 2.3 muestra el proceso de absorción y emisión de un cristal centellador.

Las características más importantes a tomar en cuenta en un detector para considerarse un buen detector para una cámara PET son:

- Eficiencia intrínseca
- Tiempo de decaimiento
- Luz emitida por keV de energía incidente
- Transparencia a la luz emitida

La eficiencia intrínseca determina la relación entre el número fotones que llegan al detector y el número de fotones que interactúan con él. Para obtener una buena eficiencia intrínseca es necesaria principalmente una alta densidad. El tiempo de decaimiento abarca desde el momento en que un átomo del material interacciona con la radiación ionizante, la excitación del átomo y su posterior des-excitación emitiendo un fotón de centelleo. Mientras más corto sea este tiempo de decaimiento más alta será la eficiencia del detector a altas tasas de conteo. Una alta cantidad de luz emitida por el detector se traduce en un pulso eléctrico bien definido que resulta en una mejor resolución de energía. La transparencia a su propia luz es necesaria para una correcta transmisión hacia el tubo fotomultiplicador. Además se busca que el índice de refracción del cristal sea similar al de la ventana del fotodetector.

2.6 Cristales centelladores

Algunos de los cristales de centelleo más utilizados son: NaI (Yoduro de Sodio), BGO (Germanato de Bismuto) y LSO (Oxi-Ortosilicato de Lutecio).

El NaI fue el primer cristal centellador utilizado a gran escala y aun hoy en día es utilizado ya que presenta una producción de luz muy alta. Debe de ser conservado al vacío ya que es susceptible a la humedad. Debido a su largo tiempo de decaimiento (230 ns) se vuelve impráctico si se requiere un conteo rápido de eventos.

El BGO posee una alta densidad debido a su alto número atómico, lo que es ideal para la detección de los fotones de aniquilación. Es utilizado principalmente en tomografía computarizada, PET y en detectores utilizados en física de altas energías. Su producción de luz es relativamente baja (10-20 % de la producción de NaI). Además no requiere un activador o dopante para producir luminiscencia, una transición óptica del bismuto se encarga de este proceso.

El LSO es el cristal centellador utilizado actualmente en una gran cantidad de cámaras PET, debido a su alta eficiencia intrínseca, su corto tiempo de decaimiento y a su alta producción de luz. La tabla 2.2 resume las características más importantes de los centelladores mencionados.

Tabla 2.2 Principales características de los cristales centelladores NaI, BGO y LSO.

Propiedad	Característica	Valor
Densidad (g/cm ³)	Define la eficiencia del detector y la sensibilidad de la cámara	LSO = 7.4 BGO = 7.1 NaI = 3.7
Número atómico efectivo		LSO = 65 BGO = 75 NaI = 51
Tiempo de decaimiento (ns)	Define el tiempo muerto del detector y el rechazo de eventos aleatorios	LSO = 40 BGO = 300 NaI = 230
Producción de luz (%)	Se ve reflejado en la resolución espacial y de energía.	LSO = 75 BGO = 15 NaI = 10
Resolución de energía (%)	Influye en el rechazo de eventos dispersados	LSO = 10.0 BGO = 10.1 NaI = 7.8

2.7 Tubo fotomultiplicador

Una vez que el cristal centellador emite un fotón en el intervalo de la luz visible, es necesario un tubo fotomultiplicador (TFM) que convierta este fotón en un pulso eléctrico. Un tubo fotomultiplicador consiste en un tubo de vidrio al vacío el cual tiene un fotocátodo en un extremo y un ánodo en el otro, entre ellos se encuentra un grupo de dínodos. El fotocátodo usualmente consiste en una aleación de cesio y antimonio, la cual emite electrones después de absorber luz visible. Aproximadamente se emiten de 1 a 3 electrones por cada 7 o 10 fotones que inciden en el fotocátodo.

Un voltaje relativamente alto (~1000 V) es aplicado entre el fotocátodo y el ánodo, con incrementos de aproximadamente 100 V entre cada dínodo. Cuando los fotones provenientes del detector se encuentran con el fotocátodo del TFM, se emiten electrones los cuales son acelerados hacia el dínodo más cercano debido a la diferencia de potencial, al chocar estos electrones con el dínodo, debido a la energía alcanzada por la aceleración, son emitidos más electrones del dínodo (figura 2.4). Cada uno de estos electrones es acelerado nuevamente hacia el siguiente dínodo. El proceso de multiplicación continúa hasta que se alcanza el último dínodo y los electrones producidos son atraídos hacia el ánodo produciendo un pulso eléctrico. Este pulso es conducido hacia un preamplificador seguido de un amplificador, el cual amplifica el pulso hasta convertirse en un pulso visible, el cual es analizado y procesado por una computadora.

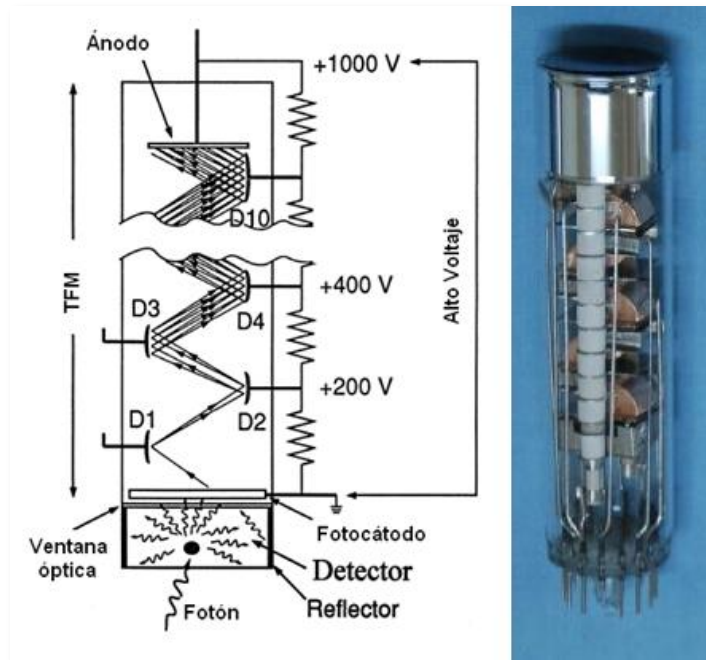


Figura 2.4 Diagrama esquemático de un tubo fotomultiplicador típico

2.8 Arreglo de detectores

Inicialmente cada detector se construía de tal forma que cada cristal centellador tuviera asociado un TFM. Mientras mayor sea el número de detectores, y en consecuencia de TFM, mayor será la resolución espacial del sistema. Para obtener una resolución espacial aceptable se necesitan miles de detectores. El costo por usar esa cantidad de TFM es muy alto y se vuelve impráctico.

Debido a esto se ha diseñado un tipo de detector llamado detector de bloque segmentado. Para este tipo de detectores se utiliza un bloque de cristal centellador relativamente grande el cual es segmentado creando pequeños elementos detectores y asociando un número pequeño de TFM a todo el bloque. Las ranuras entre cada elemento del cristal se llenan con un material opaco y reflejante que previene el desbordamiento óptico entre cada elemento y facilita la correcta conducción de la luz hacia los tubos fotomultiplicadores (ver figura 2.5). Para el equipo microPET Focus 120 cada bloque detector tiene asociado cuatro tubos fotomultiplicadores, cada uno de ellos es sensible a la posición en la cual es recibida la señal proveniente del detector.

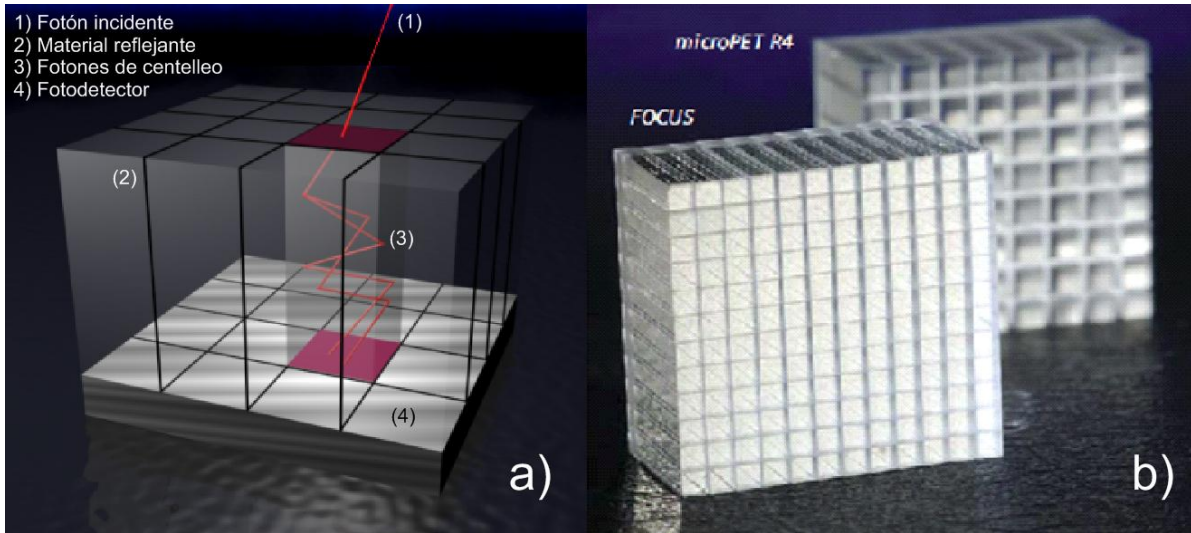


Figura 2.5 a) Proceso de incidencia de radiación y posterior detección de los fotones de centelleo en el fotodetector. b) Foto de un arreglo de detectores de los equipos Focus y R4.

El número de elementos asociado a un bloque en el microPET Focus 120 es de 144, lo que quiere decir que cada bloque detector es segmentado en un arreglo de 12 x 12 elementos. La figura 2.6 muestra la distribución de detectores dentro del equipo MicroPET Focus 120.

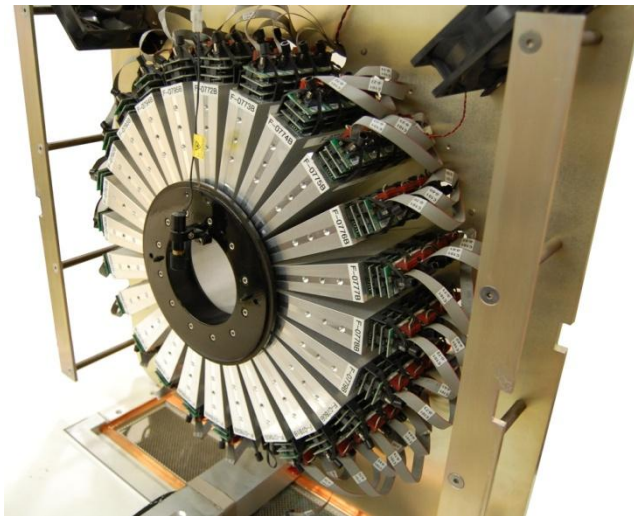


Figura 1.6 Distribución geométrica de los detectores dentro de la cámara microPET Focus 120.

2.9 Detección en coincidencia

Una vez que ha sido detectado un fotón por un bloque detector, el sistema esperará por un corto periodo de tiempo a que sea detectado otro fotón en algún otro detector en una dirección opuesta, a este tiempo de espera se le llama ventana temporal o de coincidencia, y regularmente es del orden de 2-15 ns. Si es detectado otro fotón durante este tiempo se cierra la ventana temporal y se determina que se ha detectado una coincidencia (ver figura 2.7). Al detectarse una coincidencia se considera que la aniquilación se produjo sobre la línea recta que une a los dos detectores involucrados en

la coincidencia, a esta línea se le llama línea de respuesta (LOR por sus siglas en inglés "line of response")

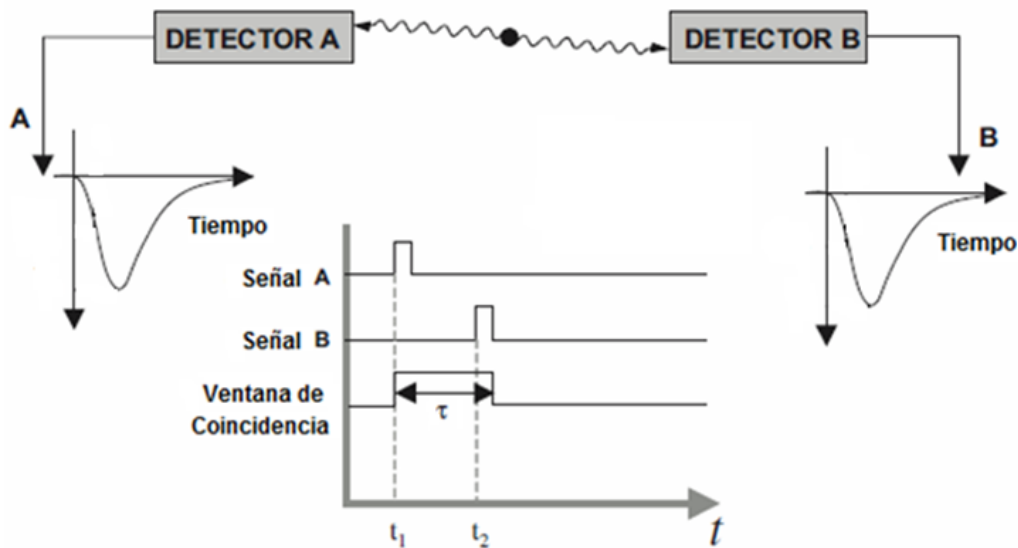


Figura 2.7 Diagrama de una detección en coincidencia por dos detectores. El tiempo τ representa el tiempo que esperará el equipo para detectar el segundo fotón de la aniquilación.

Una vez adquirida la coincidencia se determina la posición espacial de los detectores dentro de la cámara. Después se debe de verificar que la intensidad del pulso generado por cada detección está dentro de un intervalo de energía, llamado ventana de energía, que está alrededor de los 511 keV, para corroborar que los fotones detectados corresponden a una desintegración electrón-positrón. Por último, se determina la posición de la línea de respuesta para almacenar el evento en la memoria de la computadora.

Cada LOR está definida por la distancia radial r al centro del campo de visión y por el ángulo ϑ . Una vez que la LOR es determinada, la información del evento es almacenada. Los datos adquiridos por una cámara PET pueden ser almacenados en diferentes formatos, los principales son: sinogramas (en 2D y 3D) y un formato mas general que es el modo de lista.

2.10 Tipos de eventos detectados

Además de las coincidencias descritas, llamadas verdaderas, existen otros tipos de eventos que también generan coincidencias pero que por su forma de detección son indeseables al momento de hacer un análisis de la distribución de actividad dentro de la cámara. Los diferentes tipos de eventos que pueden ser adquiridos por el sistema son:

- Individuales
- Verdaderos

- Dispersados
- Aleatorios

Un evento individual es aquél que ocurre cuando sólo uno de los fotones de aniquilación es detectado. Este evento no es tomado en cuenta debido a que no cumple la condición de coincidencia. Un evento verdadero es aquél que ocurre cuando ambos fotones provenientes de la aniquilación de un mismo positrón son detectados y se cuentan como una coincidencia. Una coincidencia dispersada se da cuando uno de los fotones de aniquilación es dispersado antes de llegar al detector y ambos fotones son detectados y contados como coincidencia. Los eventos aleatorios ocurren cuando dos fotones de diferentes aniquilaciones son detectados en coincidencia “por accidente” y son contados. La figura 2.8 muestra los diferentes tipos de eventos.

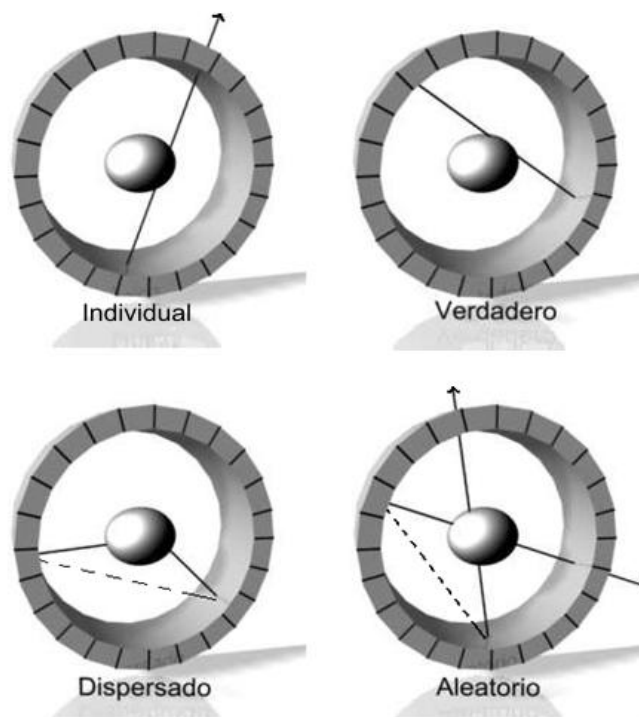


Figura 2.8 Los diferentes tipos de eventos detectados por una cámara PET

2.11 Almacenamiento de datos

Los datos adquiridos por una cámara PET consisten en un grupo de proyecciones de la distribución de la fuente radiactiva dentro del campo de visión en diferentes ángulos del mismo (ver figura 2.9).

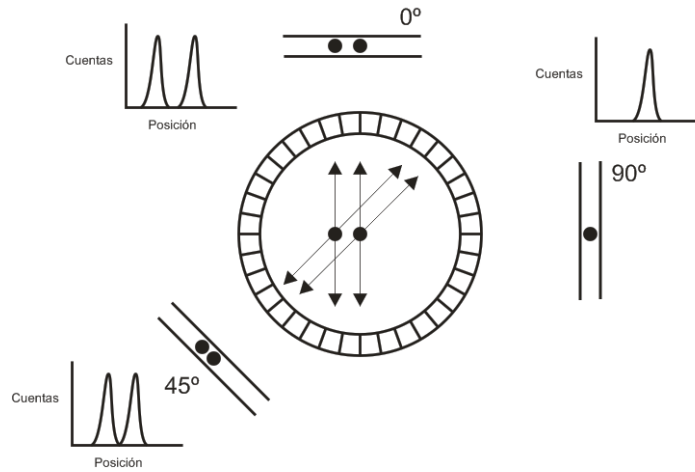


Figura 2.9 Proyecciones de dos fuentes puntuales dentro de una cámara PET a diferentes ángulos de proyección.

Cada línea de respuesta adquirida está definida por su ángulo ϑ y su posición radial r . Estos datos son almacenados en una matriz bidimensional que contiene la información de las cuentas adquiridas para la línea de respuesta con ángulo ϑ y la posición radial r , a esta matriz se le llama un sinograma. Cada evento en coincidencia detectado por la cámara agrega una cuenta a la localización en el sinograma que corresponde a dicha LOR. Cada fila del sinograma representa los datos obtenidos para un ángulo en particular. La figura 2.10 muestra el proceso de construcción del sinograma.

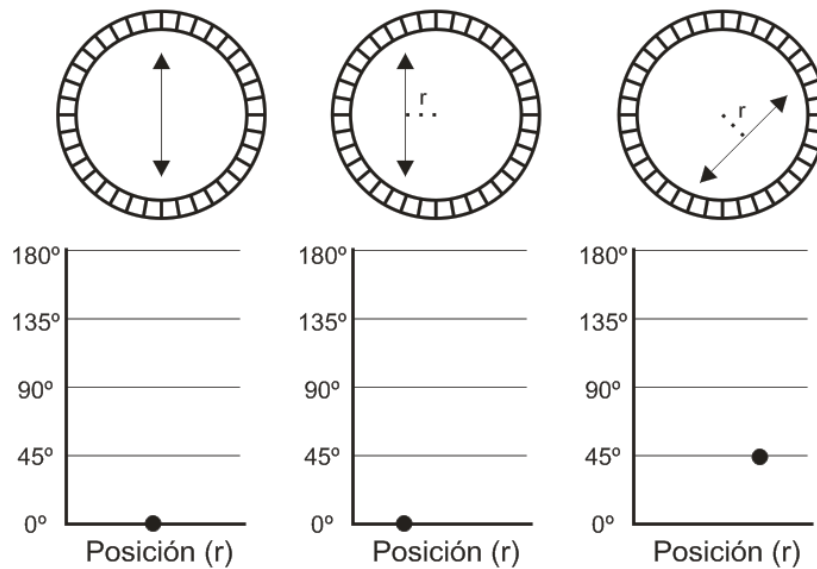


Figura 2.10 Construcción de un sinograma en función del ángulo y del desplazamiento en la dirección radial de la línea de respuesta.

El término sinograma es utilizado debido a que una fuente puntual dentro del campo de visión generará un segmento de una onda sinoidal en el sinograma. Para una

distribución más compleja de la fuente se generará un sinograma más complejo, aun así, cada punto de la fuente generará su propia onda sinusoidal.

Cuando se adquieren los datos en modalidad 2D, los eventos en coincidencia son restringidos a líneas de respuesta generadas en detectores que pertenecen a un anillo de detectores o a anillos muy próximos. Estos datos son adquiridos y procesados en sinogramas 2D, cada uno conteniendo los datos correspondientes a un plano transversal en el campo de visión. En la modalidad 2D, cada línea de respuesta está definida por tres coordenadas: el ángulo ϑ , la posición radial r y el plano axial z .

En la modalidad 3D, cualquier par de detectores pueden formar una coincidencia, por lo tanto es necesaria la introducción de un nuevo ángulo oblicuo φ para poder describir totalmente la LOR. Los datos adquiridos en modalidad 3D requieren algoritmos de reconstrucción 3D, los cuales requieren una gran cantidad de tiempo para la reconstrucción. Para reducir estos tiempos, los datos pueden ser remuestreados en un grupo de planos 2D, los cuales pueden ser reconstruidos con algoritmos de reconstrucción 2D.

El más simple de los procesos de remuestreo de datos es el denominado de plano individual, SSRB, por sus siglas en inglés "Single Slice Rebinning". Este proceso posiciona al evento detectado en un plano que está ubicado a la mitad de las posiciones axiales de los detectores involucrados en la detección del evento.

Modo de lista

Los datos adquiridos por la cámara pueden ser guardados en un formato más general, el modo de lista. En este modo, la información acerca de las coordenadas de las LOR y el tiempo en que se adquirió el evento es almacenado de forma individual. Este tipo de formato contiene toda la información de los eventos adquiridos, sin embargo no se puede trabajar directamente con él y es necesario procesarlo para producir sinogramas y comenzar la reconstrucción. Este tipo de formato ocupa una gran cantidad de memoria en el disco.

3.0 Descripción de las mediciones a realizar

3.1 Resolución de energía

La resolución de energía describe la capacidad de la cámara para analizar las características de un espectro de energía de radiación detectada (ver figura 3.1). Además determina la capacidad del detector de rechazar eventos dispersados.

En el caso ideal, el espectro de absorción del detector para radiación monoenergética solo mostraría un valor asociado a la absorción por efecto fotoeléctrico. En realidad el espectro muestra una distribución normal alrededor de esta energía, a esta distribución se le conoce como fotopico. La resolución de energía está definida como el cociente del ancho a media altura (FWHM) y el valor en el centro del fotopico (Ec. 1).

$$R_E = \frac{FWHM}{E} \quad \text{Ec. 1}$$

Cuanto más estrecho sea el FWHM, el detector será capaz de distinguir mejor entre dos eventos con energías próximas.

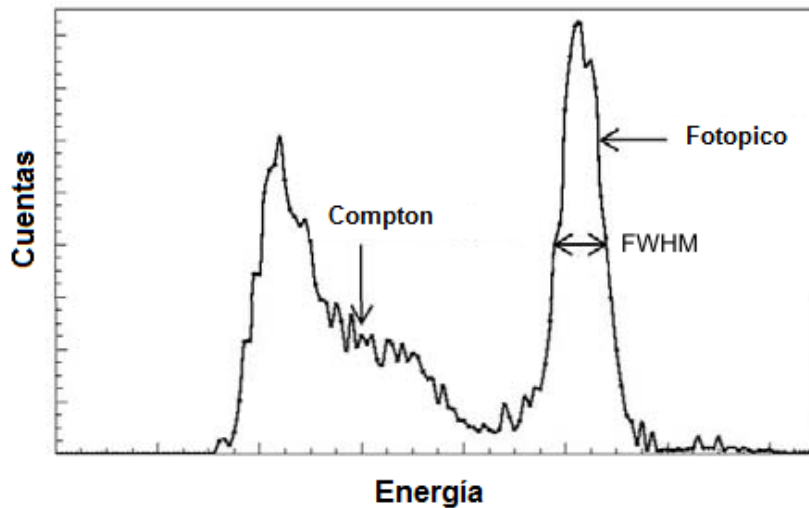


Figura 3.1 Espectro típico de absorción para un cristal centellador.

3.2 Resolución Espacial

La resolución espacial representa la capacidad del sistema de distinguir entre dos fuentes puntuales muy cercanas entre si después de la reconstrucción de una imagen. La

resolución espacial de cualquier proceso de adquisición de imagen tiene dos componentes: transversal y axial. La resolución transversal es la resolución dentro de cada plano transverso reconstruido. La resolución axial es la resolución en la dirección axial, es decir, entre los planos reconstruidos. Una diferencia en la resolución entre las dos direcciones puede ocasionar problemas si el objeto es reorientado en cualquier otra dirección.

La resolución espacial de una cámara PET está intrínsecamente limitada por dos aspectos:

- No colinealidad en los fotones de aniquilación
- Alcance de los positrones

La no colinealidad de los fotones ocurre debido a que la aniquilación electrón-positrón regularmente no se da en completo reposo, lo que ocasiona que el ángulo de emisión de los fotones no sea de 180° , de hecho, los fotones son emitidos en una distribución angular aproximadamente Gaussiana donde el valor medio es 180° y el FWHM es de 0.5° . Este efecto de no colinealidad resulta en una apariencia de borrosidad en la imagen.

Debido a que el positrón viaja una cierta distancia antes de detenerse y aniquilarse con un electrón, la línea de respuesta asociada a la posición del radiofármaco presenta un error. Este error es función de la energía del positrón emitido, es decir del radioisótopo utilizado.

Estos dos procesos en principio son insalvables, debido a la física del decaimiento β^+ y la interacción del positrón con la materia. Un factor a tomar en cuenta para mejorar la resolución espacial del sistema es el tamaño del detector. Además de buscarse un detector lo suficientemente pequeño es necesario que éste cuente con una buena respuesta a la radiación incidente.

3.3 Sensibilidad absoluta

La sensibilidad de un tomógrafo por emisión de positrones es expresada como la tasa de eventos detectados para una actividad dada en el campo de visión. Si la actividad viene de una fuente puntual, lineal o plana, las unidades de la sensibilidad estarán dadas en cps/ μ Ci o en cps/MBq. Si se trata de una fuente volumétrica, como un maniquí cilíndrico, las unidades de la sensibilidad estarán dadas en cps/ μ Ci/cm³ o en cps/MBq/cm³.

La importancia de la sensibilidad radica en que relaciona la dosis inyectada, el tiempo de adquisición y las cuentas adquiridas. La sensibilidad depende principalmente de:

- Eficiencia de cada uno de los detectores
- Eficiencia geométrica de la cámara
- Ventana de energía
- Pérdida por tiempo muerto

La *eficiencia de cada uno de los detectores* para detectar fotones de 511 keV depende del material del centellador, el espesor del centellador y la energía de los fotones. Además, esta eficiencia se ve reducida por la condición de coincidencia; dos detectores deben de detectar un fotón cada uno prácticamente al mismo tiempo.

La *eficiencia geométrica de la cámara* está determinada por su diseño, específicamente por la apertura y el campo de visión. Los factores geométricos son especialmente importantes en la adquisición de imágenes por coincidencia, debido a que ambos fotones deben de interactuar con un detector para considerar un evento verdadero. La sensibilidad varía con la posición axial de la fuente dentro de la cámara.

La *ventana de energía* también afecta la sensibilidad de conteo. Una ventana amplia incrementa la sensibilidad respecto a una ventana más estrecha, aunque esto aumenta el número de eventos no deseados detectados.

Por último, el *tiempo muerto* reduce la sensibilidad. El tiempo muerto está definido como el tiempo mínimo entre dos eventos para ser detectados como eventos independientes, esto es, el tiempo que tarda el sistema en procesar un evento. Durante este tiempo el sistema es incapaz de detectar otro evento. Los efectos del tiempo muerto aumentan a altas tasas de conteo, esto quiere decir que la sensibilidad se ve reducida a altas tasas de conteo.

Por razones geométricas, la sensibilidad de una cámara PET varía con la posición de la fuente. Esto afecta a la cámara principalmente en la dirección axial. Si la fuente esta cerca del borde del campo de visión, es más difícil que los detectores puedan contabilizar a ambos fotones de la aniquilación que si la fuente estuviera en el centro del campo de visión. Es decir, la sensibilidad de la cámara es mayor para una fuente centrada en el campo de visión y tiende a cero en los bordes del campo de visión, la figura 3.2 muestra la dependencia de la sensibilidad con la posición de la fuente. Estas variaciones pueden corregirse por algunos procesos de normalización durante o después de la adquisición.

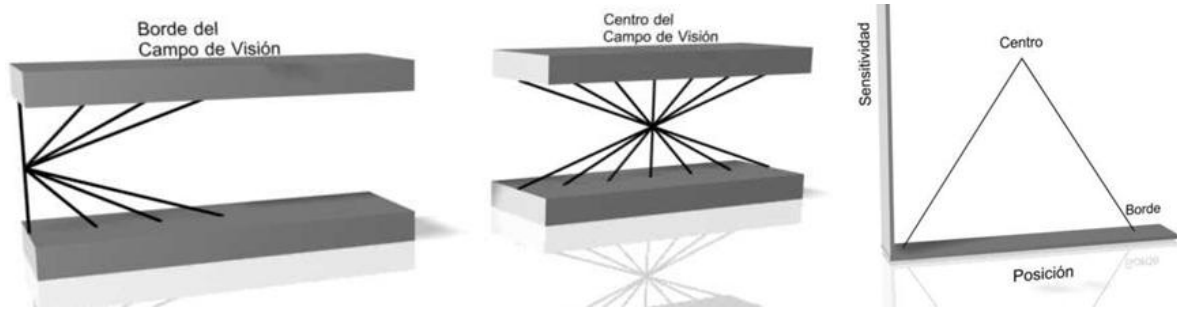


Figura 3.2 Dependencia de la sensibilidad con la posición de la fuente en el campo de visión. Una fuente colocada en el borde del campo de visión (Izquierda) tiene una sensibilidad muy baja debido a que solo algunos fotones pueden ser detectados en coincidencia. A la derecha se muestra la variación de la sensibilidad en función de la posición en el campo de visión

3.4 Características de conteo

Las características de conteo de una cámara PET describen la capacidad de la cámara de procesar los eventos detectados en un cierto tiempo. Las características de conteo incluyen el tiempo de respuesta (tiempo necesario para procesar un evento dado), la máxima tasa de conteo y el tiempo muerto (el tiempo en que la cámara está ocupada procesando eventos, no permitiendo que se detecten otros eventos). Las características de conteo determinan la actividad que se debe de inyectar al sujeto de estudio de tal forma que no haya una gran pérdida de cuentas debido al tiempo muerto. De igual forma, las características de conteo describen cómo el tiempo muerto reduce la tasa de conteo de la cámara, disminuyendo su sensibilidad, lo que quiere decir que el tiempo muerto limita la actividad que se puede utilizar en un estudio. En una cámara ideal, la tasa de conteo es proporcional a la actividad (ver figura 3.3).

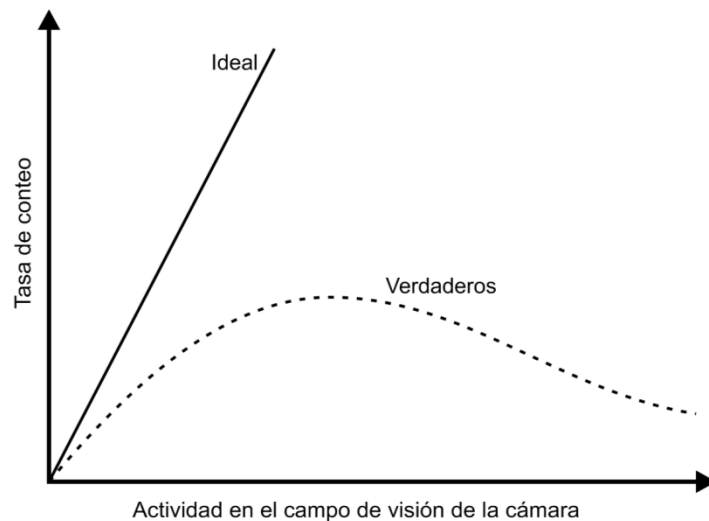


Figura 3.3 Características de conteo de una cámara PET. La tasa de conteo verdadera se desvía de la ideal debido al tiempo muerto.

No solo el tiempo muerto es un problema para una alta actividad dentro de la cámara, ya que los diferentes tipos de eventos detectados son función de la actividad. Lo que se busca es utilizar la máxima actividad en la cual el número de eventos verdaderos está en el mejor equilibrio con los otros tipos de eventos además de considerar el tiempo muerto.

Para una cámara PET es importante determinar qué porcentaje de los eventos totales detectados son eventos verdaderos, dispersados y aleatorios. Además la relación que existe entre estos porcentajes con la actividad dentro de la cámara (ver figura3.4).

Para poder determinar estos porcentajes es necesario conocer:

- Tasa de eventos individuales
- Tasa de eventos verdaderos
- Tasa de eventos dispersados
- Tasa de eventos aleatorios

3.4.1 Tasa de eventos individuales

Cada detector de una cámara PET sólo detecta eventos individuales. La tasa de conteo medida por un detector dado depende del tipo de material del centellador, el tamaño y la ubicación espacial del detector y de la distribución del radionúclido.

3.4.2 Tasa de eventos verdaderos

La tasa de conteo de eventos verdaderos es la tasa de conteo de eventos útiles. La condición de coincidencia hace que la tasa de eventos verdaderos sea mucho menor que la tasa de eventos individuales. La tasa de eventos verdaderos es una fracción constante de la tasa de eventos individuales de los detectores.

3.4.3 Tasa de eventos dispersados

La tasa de eventos dispersados es la tasa de detección de coincidencias cuando al menos uno de los fotones de aniquilación fue dispersado antes de llegar al detector. La dispersión ocasiona una identificación incorrecta de la línea de respuesta lo que conlleva a una falta de definición en la imagen y crea un tenue fondo en la imagen disminuyendo el contraste. Los eventos dispersados se previenen en gran medida por el uso de la ventana de energía.

La tasa de eventos dispersados se puede estimar como una fracción constante de la tasa de eventos verdaderos. Esta fracción es llamada la *fracción de dispersión* y depende de la geometría del detector y la posición de la detección.

3.4.4 Tasa de eventos aleatorios

La tasa de eventos aleatorios es la tasa de coincidencias debidas a dos fotones generados en diferentes aniquilaciones son detectados en coincidencia “por accidente”. La tasa de eventos aleatorios depende de la tasa de eventos individuales de cada par de detectores y del ancho de la ventana temporal.

Los eventos aleatorios, al igual que los eventos dispersados, ocasionan un tenue fondo que reduce el contraste de la imagen. La distribución de cuentas aleatorias depende de la geometría existente entre la fuente y la cámara y de la actividad dentro del campo de visión.

La fracción de eventos aleatorios aumenta con la tasa de conteo. Esto significa que las coincidencias aleatorias dominan a las coincidencias verdaderas para altas tasas de conteo y la calidad de la imagen es altamente degradada.

3.4.5 Tasa total de eventos en coincidencia

La tasa total de eventos en coincidencia que es registrada por una cámara PET, tiene contribuciones por eventos: verdaderos, aleatorios y dispersados.

Las contribuciones relativas para cada tipo de eventos en coincidencia, cambia con la tasa total de cuentas originadas por la actividad en el campo de visión. A una tasa de conteo baja las coincidencias son prácticamente coincidencias verdaderas. A tasas de conteo altas, las coincidencias aleatorias comienzan a dominar. La tasa de eventos dispersados siempre se considera como una fracción constante de la tasa de eventos verdaderos, independiente de la tasa de conteo.

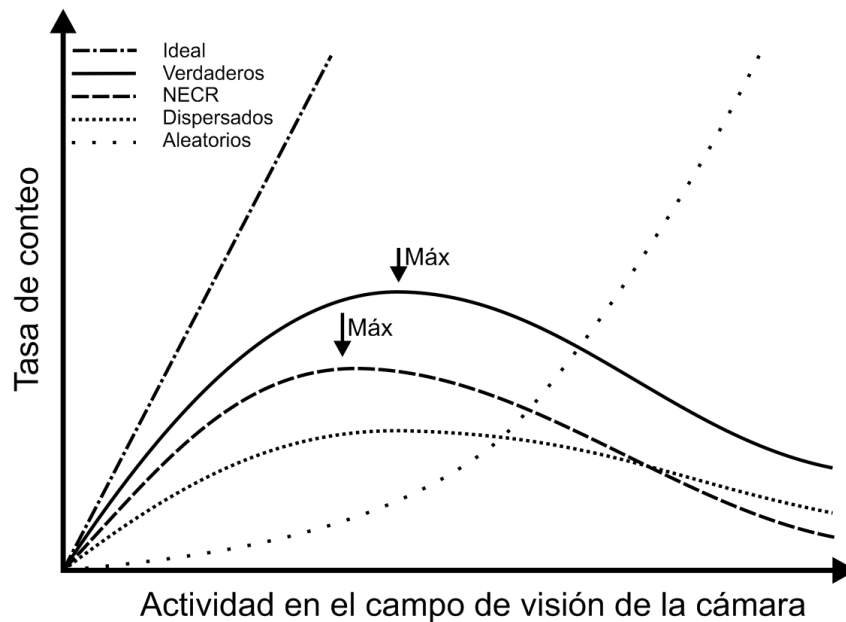


Figura 3.4 Características de la tasa de conteo de una cámara PET, se muestran las contribuciones por coincidencias verdaderas, aleatorias y dispersadas.

Las coincidencias aleatorias o dispersadas afectan el contraste de la imagen por lo que deben reducirse. Una manera de reducir los eventos aleatorios es utilizar una actividad inyectada que produzca una tasa de conteo en la cámara PET considerablemente por debajo de donde éstos dominan. Esto por otra parte, reduce las cuentas adquiridas en un estudio. La mejor tasa de conteo donde los eventos verdaderos están en el mejor equilibrio con los eventos dispersados y aleatorios es la “tasa de conteo equivalente al ruido” (NECR; Noise Equivalent Count Rate).

3.4.6 Tasa de conteo equivalente al ruido (NECR)

Una medición muy útil para conocer la óptima tasa de conteo de una cámara PET, es la tasa de conteo equivalente al ruido. El NECR está definido como:

$$NECR = \frac{(Tasa\ de\ eventos\ verdaderos)^2}{Tasa\ de\ eventos\ totales} \quad Ec. 2$$

El máximo del NECR no necesariamente corresponde al máximo de la tasa de eventos verdaderos. Tanto los eventos verdaderos y aleatorios aumentan con la actividad. El NECR toma a ambos en cuenta. La cámara debe de ser operada con los parámetros donde el NECR alcanza el máximo.

El máximo del NECR es, de esta forma, una buena medición del desempeño de una cámara PET respecto a la tasa de conteo.

3.5 Reconstrucción de imagen

El propósito principal de una cámara PET es proporcionar de la manera más fiel posible la distribución espacio-temporal del radiofármaco dentro del campo de visión. Esto se logra tomando en cuenta todos los parámetros de sensibilidad, resolución de energía y pérdida de cuentas. Es necesario un balance en todas las características que están involucradas desde la adquisición de datos, el procesamiento y la reconstrucción de una imagen tomográfica. Debido a las interacciones en estos aspectos, es deseable poder determinar la calidad obtenida de una imagen en una situación estándar.

Para evaluar el desempeño del sistema en cuanto a la reconstrucción de imagen, para una misma adquisición de datos se pueden utilizar diferentes algoritmos y parámetros de reconstrucción.

4.0 Desarrollo de mediciones

4.1 Resolución de energía

(Kim et al. 2007)

Para medir la resolución de energía del equipo se obtiene un espectro de energía de los detectores con una ventana de energía amplia. Los datos se adquieren usando una fuente cilíndrica (diámetro: 6 cm, longitud: 11 cm) de ^{68}Ge durante 300 s.

El sistema se configura para adquirir los datos en 2D con una ventana de energía de 100-811 keV. La fuente cilíndrica de ^{68}Ge se coloca en el centro del campo de visión para comenzar la adquisición de imagen. Se crea un perfil de energía para cada uno de los cristales de cada detector por medio de software propio del sistema. Esta resolución de energía fue determinada para cada uno de los cristales del sistema y se calculó un promedio.

4.2 Resolución Espacial

(Mok et al. 2003), (NEMA 2008)

Para medir la resolución espacial del equipo se utilizó una fuente lineal de ^{18}F . La fuente está contenida en suficiente medio dispersivo para asegurar la aniquilación de los positrones y la reconstrucción se realiza sin utilizar ningún tipo de suavizado de imagen.

A pesar de que estos parámetros no representan siempre las condiciones en que se toma una imagen de un sujeto en el cual se encuentra una cantidad significativa de tejido dispersivo, o donde el número limitado de eventos adquiridos requiere una reconstrucción con algún tipo de filtro de suavizado, la medición de la resolución espacial nos indica la variaciones que pueden existir a lo largo del campo de visión (axial y transaxial) de la cámara para poder tomarlas en cuenta al momento de realizar un estudio.

Para determinar la resolución espacial del sistema se colocó la fuente lineal a diferentes distancias del centro del campo de visión y en las dos direcciones diferentes; horizontal (x) y vertical (y). Además, se determinó la resolución axial, es decir, la resolución espacial entre diferentes planos transversos (Ver figura 4.1).

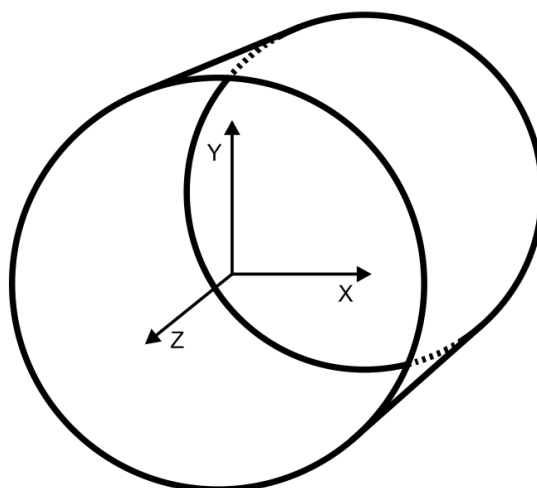


Figura 4.1 Ejes de referencia en el campo de visión de la cámara microPET.

La fuente que se utilizó para determinar la resolución espacial tiene las siguientes características:

Fuente lineal de 0.28 mm de radio.

Contenida en un medio dispersivo cilíndrico de vidrio con un diámetro de 7 mm.

El radionúclido utilizado es ^{18}F

Se tomaron mediciones en las siguientes posiciones:

El centro axial del campo de visión

En pasos de 10 mm en la dirección horizontal hasta cubrir el campo de visión

En pasos de 10 mm en la dirección vertical hasta cubrir el campo de visión

Se tomó una primera adquisición en el centro del campo de visión de 300 s. El número de eventos adquiridos se utilizó para que las siguientes adquisiciones tengan este mismo número de eventos. La reconstrucción de la imagen se realizó por retroproyección filtrada y no se utilizó ningún tipo de suavizado en la imagen.

Para determinar el ancho de la distribución espacial, se adquirió un perfil de la distribución de actividad en el sinograma. Se localizó el valor máximo realizando una interpolación parabólica entre el punto de valor máximo alcanzado y los dos puntos vecinos más próximos. Se realizó una interpolación lineal para determinar la anchura de la distribución a media altura (FWHM) y a un décimo de su altura (FWTM) (NEMA, 2008), la figura 4.2 muestra este procedimiento.

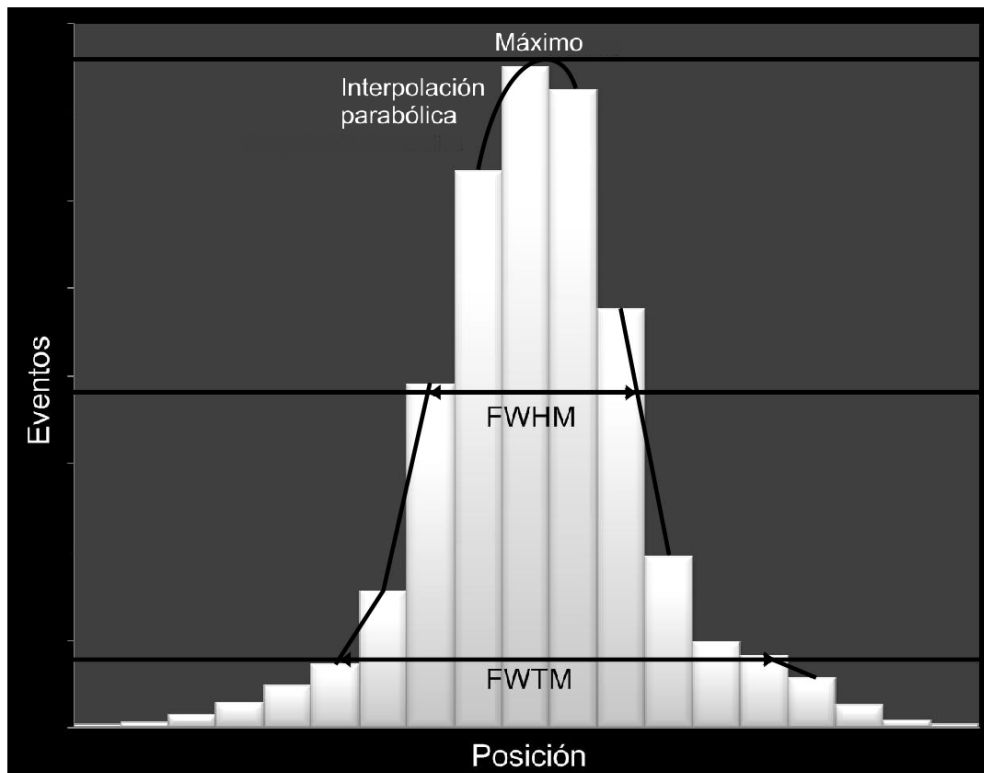


Figura 4.2 Perfil de distribución típico con FWHM y FWTM determinados por interpolación

4.3 Sensibilidad absoluta

(Bailey et al. 1991)

Para medir la sensibilidad del sistema se utilizó una fuente lineal creada a partir de un capilar de vidrio de diámetro interno igual a 1.1 mm y altura igual a 75 mm, el cual se llenó con una solución de ^{18}F . Debido a que es necesario un mínimo de material atenuante para que se produzca la aniquilación de los positrones, la fuente lineal se introdujo en un tubo de aluminio de espesor igual a 1.38 mm. El alcance máximo de los positrones de ^{18}F en aluminio es de 1.2 mm, por lo tanto supondremos que la totalidad de positrones emitidos por la fuente se aniquilan en este tubo de aluminio.

Para poder realizar una medición de la sensibilidad absoluta del sistema, es decir, dada una actividad en el campo de visión, cuál será el número total de eventos detectados por el equipo, sin tomar en cuenta la cantidad de material atenuante, se utilizaron cinco tubos extra de aluminio de diferentes espesores y se realizaron adquisiciones de la fuente lineal dentro de cada uno de estos tubos. Una vez realizadas las adquisiciones se graficó el número de eventos detectados por el sistema contra el espesor de aluminio que rodea la fuente lineal. Se extrapolaró la curva adquirida hasta un espesor igual a cero de aluminio para determinar la sensibilidad (ver figura 6.1).

Las medidas se realizaron llenando el capilar de vidrio con una solución de ^{18}F con una actividad muy baja ($41 \mu\text{Ci}$) para minimizar el tiempo muerto.

El espesor de los tubos de aluminio es: 1.38, 0.90, 2.30, 3.78, 6.40 y 8.90 mm, el diámetro interior de los últimos cinco tubos de aluminio es de 4.4 mm, de tal forma que el primer cilindro pueda introducirse en cualquiera de ellos. Cada uno de los cilindros tienen una altura de 75 mm (ver figura 4.3).

La fuente lineal se introdujo dentro del primer tubo de aluminio (espesor: 1.38 mm), se centró axial y transversalmente en el campo de visión y se adquirieron datos por 10 min, con una ventana de energía de 350-650 keV y una ventana de coincidencia de 6 ns.

Para las siguientes adquisiciones, se introdujo la fuente lineal con el primer cilindro dentro de los otros cilindros (en orden ascendente de espesor) y se tomaron imágenes por 10 min.

Se repitieron las adquisiciones en orden inverso a las primeras adquiridas, es decir, la primer adquisición se realizó con el tubo de diámetro interno igual a 8.90 mm y la última adquisición se realizó con la fuente lineal solo rodeada por el tubo de aluminio de 1.38 mm de espesor, esto con el fin de hacer un promedio en los datos adquiridos.

Los datos adquiridos se procesaron en sinogramas 2D, se determinaron el número de eventos verdaderos adquiridos para cada uno de los cilindros y se hicieron correcciones por decaimiento radiactivo y fracción de emisión de positrones.



Figura 4.3 Maniquí compuesto de diferentes tubos de aluminio utilizados para medir la sensibilidad de la cámara.

Debido a los diferentes tamaños de los animales que se pueden estudiar en el tomógrafo, se utilizaron dos tamaños de maniquí para esta caracterización. Los tamaños se refieren al tamaño típico de un ratón o rata usado en el laboratorio.

Los maniqués utilizados están fabricados de acrílico, los cuales simulan el cuerpo típico de una rata (diámetro: 60 mm, longitud: 150 mm) y el cuerpo típico de un ratón (diámetro: 35 mm, longitud: 70 mm). El maniquí tiene una perforación paralela al eje central del cilindro a una distancia radial de 15 mm (para el maniquí que simula el cuerpo de la rata) y de 7 mm (para el maniquí que simula el cuerpo del ratón).

Para realizar la adquisición de datos, se insertó una fuente lineal construida con un capilar de vidrio con diámetro interno de 1.1 mm, llenado con una solución de ^{18}F . Se colocó el maniquí de tal forma que la perforación quede lo más cerca posible de la cama de adquisición como se muestra en la figura 4.4. El maniquí se alineó axial y transversalmente en el campo de visión.

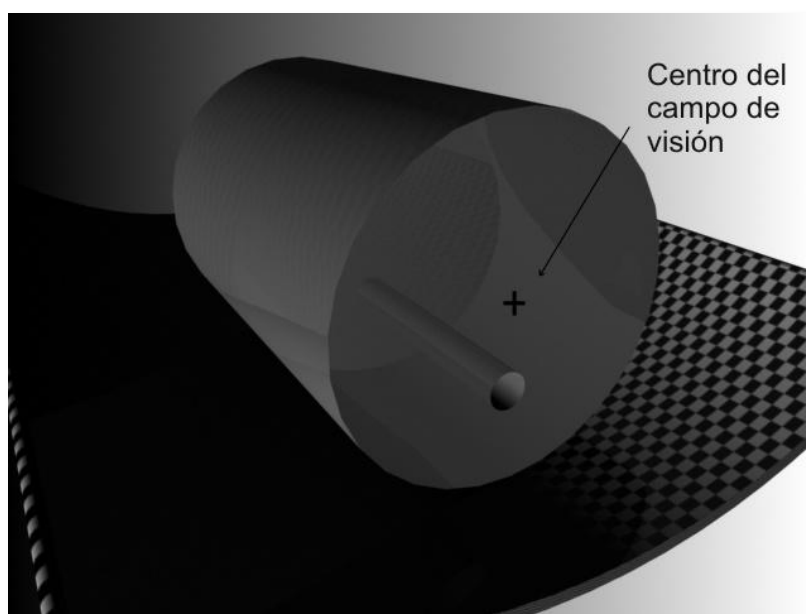


Figura 4.4 Posición del maniquí utilizado para determinar las características de conteo del sistema.

Adquisición de datos

Los datos se adquirieron con una actividad relativamente alta (7.7 mCi para ratón y 10.4 mCi para rata) dentro del campo de visión y se tomaron mediciones hasta que la

tasa de eventos verdaderos fuera por lo menos igual a la tasa de eventos debidos a la radiación intrínseca del material (22 cps).

No se aplicaron correcciones por cambios en la sensibilidad de los detectores, eventos aleatorios y dispersados, tiempo muerto, o atenuación en los datos obtenidos. El software propio del equipo nos permitió obtener sinogramas de las coincidencias aleatorias que utilizamos para el análisis de los datos adquiridos.

A partir de los datos adquiridos en modo de lista se crearon sinogramas en modalidad 2D. Estos sinogramas contienen el total de datos adquiridos por el escáner, es decir, contienen los eventos verdaderos, aleatorios y dispersados.

Se calculó la actividad promedio dentro del intervalo de adquisición de la siguiente forma:

$$A_{prom} = \left(\frac{A_0}{\ln 2} \right) \left(\frac{vida\ media}{tiempo\ adq.} \right) \left(1 - \exp \left(-\ln 2 \frac{tiempo\ adq.}{vida\ media} \right) \right) \quad \text{Ec. 1}$$

Donde A_0 es la actividad al momento de iniciar la adquisición.

Análisis

Para este análisis solo se tomaron en cuenta los datos adquiridos en una región 1.6 cm más ancha que el maniquí utilizado y el resto de los datos se omitieron.

Para cada proyección a un ángulo θ obtenida del sinograma se determinó la posición de la fuente lineal localizando el máximo alcanzado en dicha proyección y se identificó una banda de 14 mm centrada en el máximo.

Se tomaron los extremos de esta banda de 14 mm para hacer una interpolación lineal de los valores dentro de esta banda y estos se sumaron a los valores fuera de la banda para obtener el número total de eventos aleatorios y dispersados ($C_{a+d,i,j}$) para ese sinograma (i) y esa proyección (j) (ver figura 4.5).

El número total de eventos ($C_{Tot,i,j}$) es la suma de todos los eventos adquiridos para esa proyección y ese sinograma.

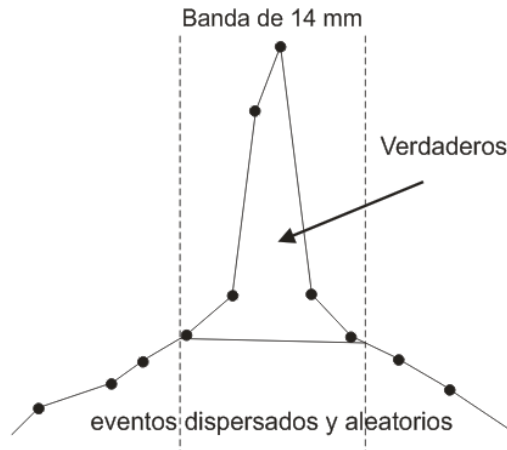


Figura 4.5 Determinación de los eventos a tomar en cuenta para el análisis de los diferentes tipos de eventos.

4.4.1 Tasa de eventos totales

Para cada adquisición j , la tasa de eventos totales ($T_{Tot,i,j}$) para cada plano i está dada por:

$$T_{Tot,i,j} = \frac{C_{Tot,i,j}}{T_{adq,j}} \quad \text{Ec. 2}$$

En donde $T_{adq,j}$ es el tiempo de adquisición. La tasa de eventos totales del sistema ($T_{Tot,j}$) está dada por la suma de $T_{Tot,i,j}$ sobre todos los planos i .

4.4.2 Tasa de eventos verdaderos

Para cada adquisición j , la tasa de eventos verdaderos ($T_{v,i,j}$) para cada plano i está dada por:

$$T_{v,i,j} = \frac{C_{Tot,i,j} - C_{a+d,i,j}}{T_{adq,j}} \quad \text{Ec. 3}$$

La tasa de eventos totales del sistema ($T_{v,j}$) está dada por la suma de $T_{v,i,j}$ sobre todos los planos i .

4.4.3 Tasa de eventos aleatorios

La tasa de eventos aleatorios se obtuvo a partir de los sinogramas creados por el equipo para los eventos aleatorios. Para esta medición se tomó el número total de cuentas $C_{A,i,j}$ delimitadas dentro de una banda 16 mm más ancha que el maniquí utilizado para la adquisición de los datos. La tasa de eventos aleatorios $T_{A,i,j}$ para la adquisición j y el plano i está dada por:

$$T_{A,i,j} = \frac{C_{A,i,j}}{T_{adq,j}} \quad \text{Ec. 4}$$

La tasa de eventos aleatorios del sistema $T_{A,j}$ está dada como la suma de $T_{A,i,j}$ sobre todos los planos i .

4.4.4 Tasa de eventos intrínsecos

Para esta medición se utilizó el maniquí sin ninguna actividad en él, el tiempo de adquisición fue de ocho horas para obtener un gran número de cuentas por plano. Los datos adquiridos se procesaron en sinogramas 2D. El número total de eventos verdaderos por plano se dividió por la duración de la adquisición para obtener la tasa de eventos intrínsecos $T_{Int,i}$.

4.4.5 Tasa de eventos dispersados

Para cada adquisición j , la tasa de eventos dispersados $T_{d,i,j}$ para cada plano i está dada por:

$$T_{d,i,j} = T_{Tot,i,j} - T_{V,i,j} - T_{A,i,j} - T_{Int,i} \quad \text{Ec. 5}$$

La tasa de eventos dispersados del sistema $T_{d,j}$ está dada como la suma de $T_{d,i,j}$ sobre todos los planos i .

4.4.6 Fracción de dispersión

La fracción de dispersión del sistema para la adquisición j SF_j está dada por:

$$SF_j = \frac{T_{d,j}}{T_{V,j} + T_{d,j}} \quad \text{Ec. 6}$$

4.4.7 Tasa de conteo equivalente a ruido (NECR)

Para cada adquisición j , la tasa de conteo equivalente a ruido $T_{NEC,i,j}$ para cada plano i , está dada por:

$$T_{NEC,i,j} = \frac{T_{V,i,j}^2}{T_{Tot,i,j}} \quad \text{Ecuación 7}$$

La tasa de conteo equivalente a ruido del sistema $T_{NEC,j}$ está dada por la suma de $T_{NEC,i,j}$ sobre todos los planos i .

4.5 Reconstrucción de imagen

(Tai et al. 2005),(NEMA 2008)

Para evaluar las características referentes a la reconstrucción de imagen se utilizaron dos maniqués diferentes, el primero de ellos es un maniqué Derenzo en miniatura (ver Figura 4.6). Este maniqué consta de seis grupos de cilindros, embebidos en un cilindro de lucita, cada grupo de cilindros tiene un diámetro diferente. Los diámetros utilizados son: 0.8, 1.0, 1.25, 1.5, 2.0 y 2.5 mm. Cada grupo tiene la propiedad que la distancia entre centro y centro de cada cilindro es igual a dos veces el diámetro del mismo.

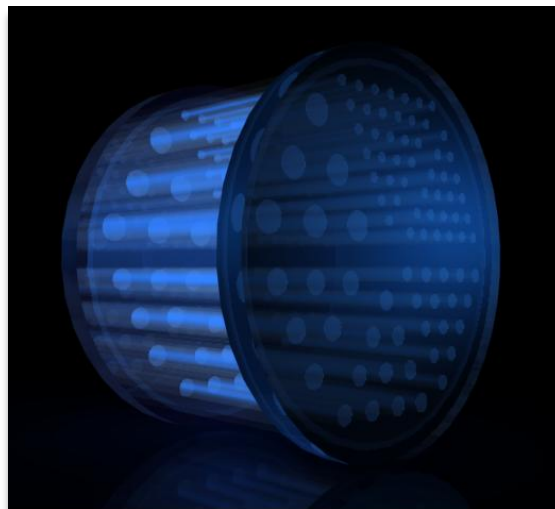


Figura 4.6 Representación del maniqué Derenzo en miniatura.

Para la adquisición de datos se utilizaron tres diferentes radionúclidos: ^{18}F , ^{13}N y ^{11}C . Para la primera adquisición se llenó el maniqué con una solución de ^{13}N y se adquirieron datos por 60 min. Para realizar un comparativo entre adquisiciones se tomó el número total de eventos detectados en esta adquisición para realizar las adquisiciones de los otros dos radionúclidos.

La reconstrucción de imagen se realizó con tres diferentes algoritmos de reconstrucción: 2D FBP, OSEM2D y OSEM3D.

Se crearon perfiles de distribución en el lugar correspondiente a los cilindros de 2.0 mm de diámetro y se compararon estos perfiles para los diferentes radionúclidos y los diferentes métodos de reconstrucción.

El segundo maniquí utilizado (tipo NEMA) está construido de tal forma que simula la imagen de una adquisición del cuerpo completo de un roedor pequeño, con regiones con actividad uniforme así como regiones sin actividad (ver figura 4.7). Con este maniquí se puede evaluar la resolución espacial, la uniformidad y la precisión de la corrección por atenuación del sistema.

El maniquí tiene forma cilíndrica con unas dimensiones internas de 30 mm de diámetro y 50 mm de altura. El maniquí consiste de tres partes:

- El cuerpo del maniquí consta de una región cilíndrica rellenable de 30 mm de diámetro por 30 mm de largo. Los 20 mm restantes es material sólido con cinco perforaciones. Las perforaciones se encuentran a 7 mm del centro y tienen diámetros de 1, 2, 3, 4 y 5 mm.
- La parte que sella por la parte de arriba del maniquí contiene dos regiones cilíndricas. Una de ellas se llenó con agua no radiactiva que simula la atenuación de la radiación y la otra se llenó solamente con aire. Las regiones tienen un diámetro interior de 8 mm y un largo de 15 mm
- La parte que sella el maniquí por la parte inferior solo tiene el propósito de facilitar el llenado del maniquí y la expulsión de aire atrapado.

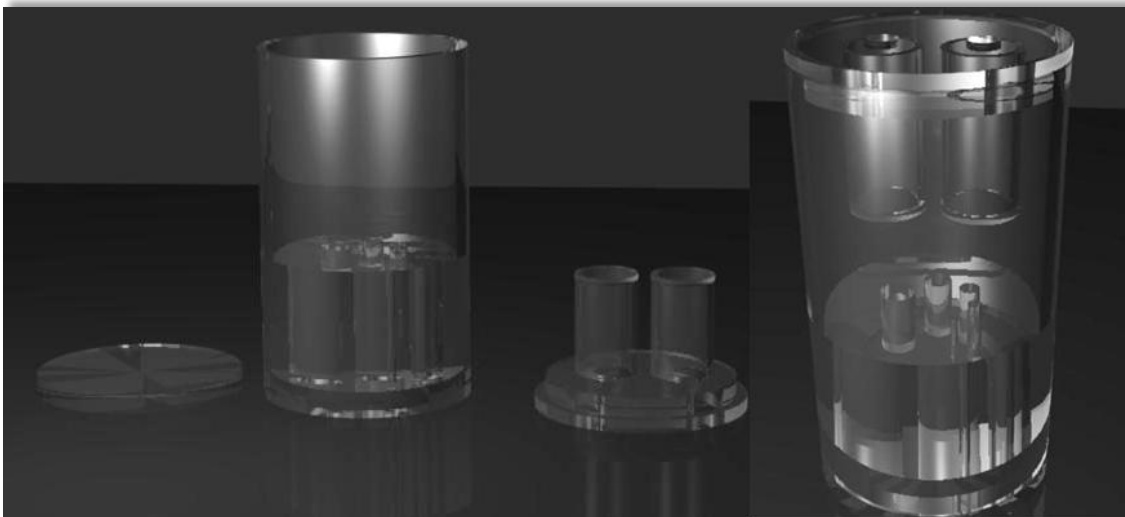


Figura 4.7 Representación del maniquí tipo NEMA utilizado para evaluar las características de calidad de imagen del equipo.

Para iniciar la adquisición el maniquí se llenó con una solución de ^{18}F con una actividad de $100 \mu\text{Ci} \pm 5\%$. Se centró axial y transversalmente en el campo de visión y se adquirieron datos por 20 min. La reconstrucción de imagen se realizó utilizando

todas las correcciones con las que cuenta el equipo (tiempo muerto, atenuación, dispersión, decaimiento). Se midieron los siguientes parámetros:

Uniformidad

Para medir la uniformidad, se creó un volumen de interés cilíndrico con un diámetro de 22.5 mm y una longitud de 10 mm en la región de actividad uniforme del maniquí. Se determinó la concentración de actividad promedio (nCi/cm^3), el valor máximo y mínimo dentro del volumen, y la desviación estándar porcentual (desviación estándar dividida por el promedio).

Coefficientes de recuperación

Para la determinación de los coeficientes de recuperación se creó una región de interés alrededor de cada una de las cinco perforaciones del maniquí. Se localizó el máximo valor de cada región y se determinó el valor en ese punto a lo largo de la dirección axial. Los valores obtenidos se dividieron por la actividad promedio encontrada en la prueba de uniformidad.

Se utilizaron estos datos para determinar el promedio y la desviación estándar de los coeficientes de recuperación para cada perforación.

La desviación estándar de los coeficientes de recuperación se calculó de la siguiente forma:

$$\%STD = 100x \sqrt{\left(\frac{STD_{perf}}{Prom_{perf}}\right)^2 + \left(\frac{STD_{unif}}{STD_{unif}}\right)^2} \quad \text{Ec. 8}$$

Exactitud de correcciones

Se definieron dos volúmenes de interés cilíndricos en las regiones cilíndricas superiores sin actividad (llenas de agua y aire). Cada volumen de interés tiene un diámetro de 4 mm y una altura de 7.5 mm. El cociente entre cada una de estas regiones con respecto de la región de actividad uniforme se conoce como la relación de desbordamiento. Se determinó esta relación de desbordamiento y la desviación estándar se calculó de la misma forma que para los coeficientes de recuperación.

5.0 Resultados

5.1 Resolución de energía

La resolución de energía más alta alcanzada por el sistema fue de 13.17% y la resolución de energía más baja fue de 34.37%. La resolución de energía a 511 keV, promediada sobre todos los detectores y cristales del sistema es de 17.41%.

Tabla 5.1 Resolución de Energía obtenida.

Resolución de Energía		
Mínima	Máxima	Promedio
34.37 %	13.17 %	17.41 %

5.2 Resolución Espacial

- La resolución espacial obtenida en el centro del campo de visión es de 1.79 mm.
- En la dirección vertical (Tabla 5.2) la resolución mínima obtenida es de 3.51 mm a una distancia de 5 cm del centro del campo de visión.
- En la dirección horizontal (Tabla 5.3) la resolución espacial mínima obtenida es de 3.30 mm a una distancia de 4 cm del centro del campo de visión.
- En la dirección axial (Tabla 5.4) la resolución espacial mínima obtenida es de 1.95 mm a una distancia de 12.7 mm del centro del campo de visión. A diferencia de las resoluciones espaciales en el plano transaxial (ejes X y Y) la resolución a lo largo del eje axial (Z) se mantuvo prácticamente constante.

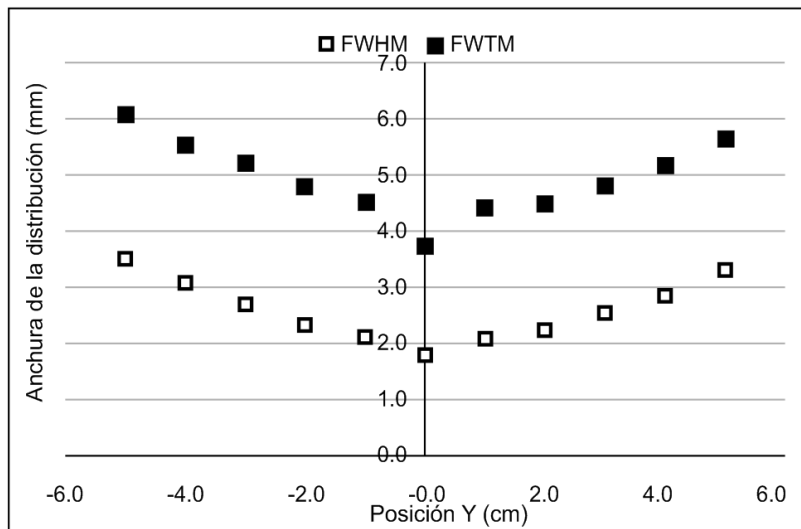


Tabla 5.2 Resolución espacial, eje vertical (Y).

Posición Y (cm)	FWHM (mm)	FWTM (mm)
-5	3.51	6.06
-4	3.09	5.53
-3	2.70	5.21
-2	2.33	4.79
-1	2.12	4.53
0	1.79	3.73
1	2.09	4.42
2	2.24	4.48
3	2.54	4.80
4	2.86	5.16
5	3.32	5.65

Figura 5.1 Variación de la resolución espacial como función de la posición de la fuente en el eje vertical (Y).

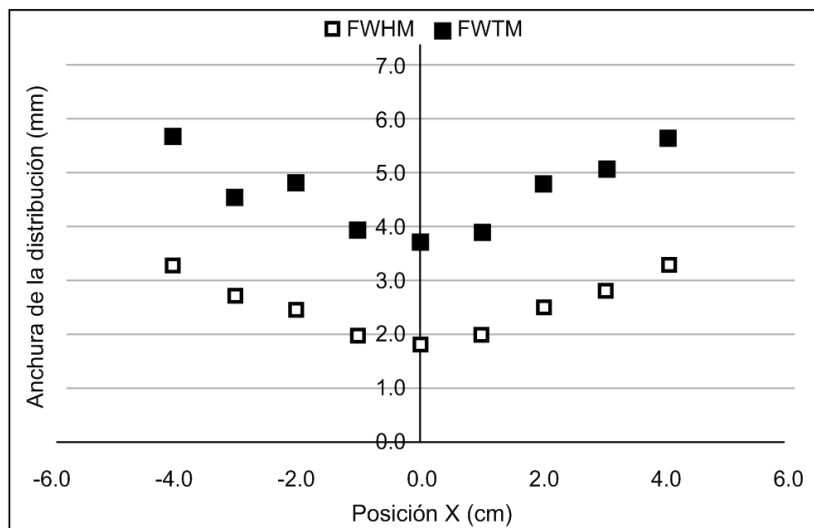


Tabla 5.3 Resolución espacial, eje horizontal (X).

Posición X (cm)	FWHM (mm)	FWTM (mm)
-4	3.26	5.69
-3	2.73	4.57
-2	2.45	4.83
-1	1.97	3.95
0	1.79	3.73
1	1.98	3.91
2	2.50	4.81
3	2.78	5.10
4	3.30	5.67

Figura 5.2 Variación de la resolución espacial como función de la posición de la fuente en el eje horizontal (X).

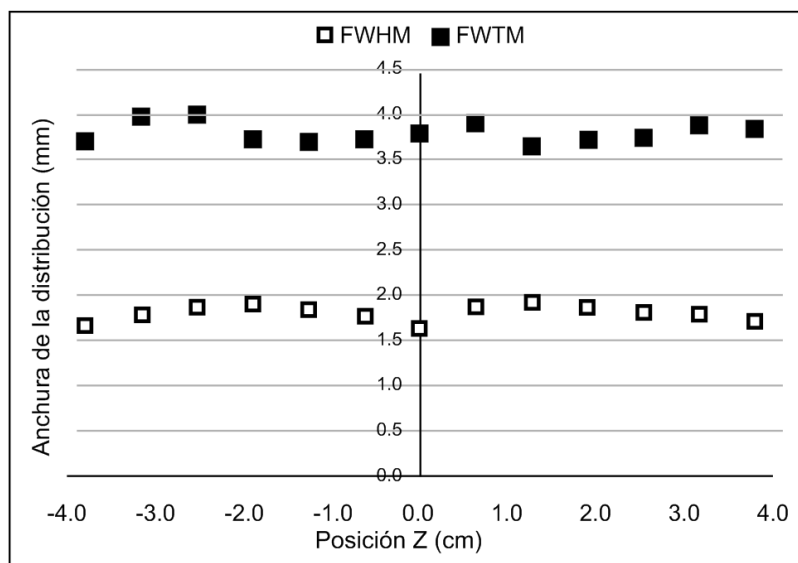


Tabla 5.4 Resolución espacial, eje axial (Z).

Posición Z (cm)	FWHM (mm)	FWTM (mm)
-3.80	1.69	3.71
-3.17	1.80	3.98
-2.53	1.90	3.99
-1.90	1.92	3.73
-1.27	1.86	3.70
-0.63	1.79	3.73
0.00	1.67	3.79
0.63	1.89	3.93
1.27	1.95	3.66
1.90	1.89	3.73
2.53	1.83	3.75
3.17	1.81	3.88
3.80	1.73	3.84

Figura 5.3 Variación de la resolución espacial como función de la dirección axial (entre planos transversos) del campo de visión.

5.3 Sensibilidad absoluta

Para obtener la actividad asociada a cada plano transversal, es decir, la actividad asociada a cada posición z dentro del campo de visión se dividió la actividad total de la adquisición entre el número total de planos (95). Los eventos adquiridos por plano se normalizaron por la actividad en ese plano. La separación entre cada uno de los planos transversos es igual a 0.8 mm.

La sensibilidad está definida como el número de eventos detectados por segundo por unidad de actividad, es decir, lo que se busca es saber qué porcentaje de las desintegraciones es detectada por el equipo, a este porcentaje se le llama la eficiencia del equipo. Para determinar la eficiencia para cada plano del campo de visión, se extrapola la función exponencial obtenida en cada plano, resultante de la atenuación por el aluminio, hasta un espesor de aluminio igual a cero.

La eficiencia del sistema encontrada para cada uno de los planos transversos se muestra en la figura 5.4. Esta eficiencia es máxima en el centro del campo de visión y mínima en ambos extremos del campo de visión.

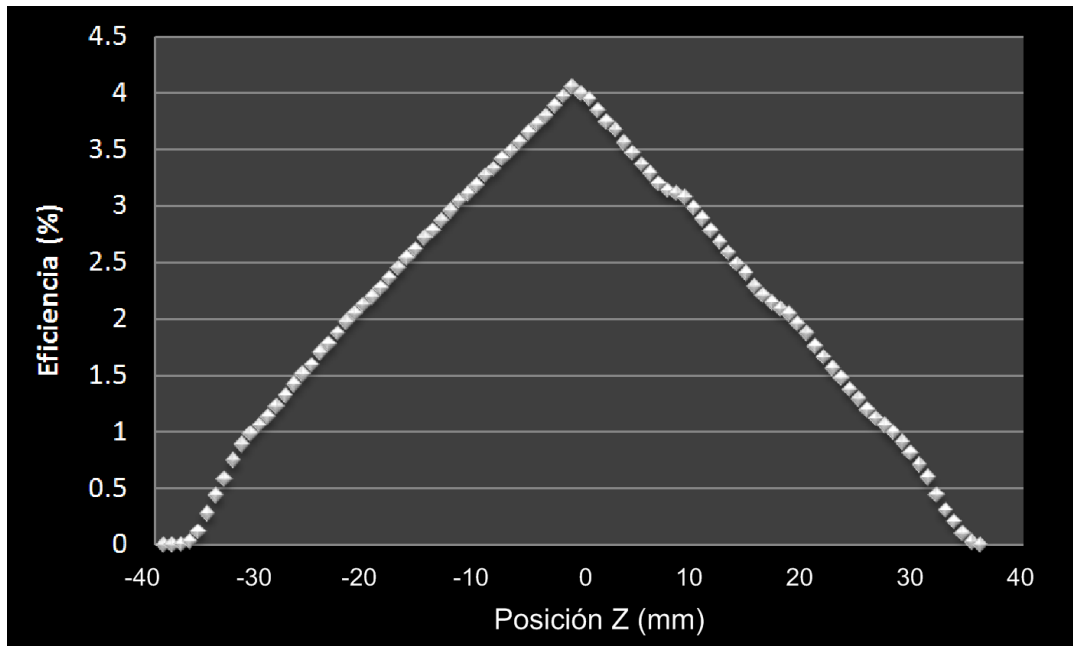


Figura 5.4 Eficiencia de la cámara microPET Focus 120 en función del plano transversal del campo de visión.

La máxima eficiencia se alcanzó en el centro del campo de visión y su valor máximo es de 4.05 %

La eficiencia promedio es igual a 2.07% que es aproximadamente la mitad de la eficiencia máxima.

5.4 Características de conteo

5.4.1 Maniquí de rata

Se realizaron 38 adquisiciones consecutivas en el siguiente orden: 16 adquisiciones de 15 min, 10 adquisiciones de 30 min y 16 adquisiciones de 60 min.

La actividad al inicio de la primera adquisición fue de 7.77 mCi.

La actividad al inicio de la última adquisición fue de aproximadamente 1 μ Ci.

El valor máximo alcanzado para la tasa de eventos verdaderos es 471.0 kcps y se alcanzó con una actividad igual a 5.58 mCi.

El valor máximo alcanzado para la tasa de eventos equivalentes a ruido (NECR) es 210.8 kcps y se alcanzó con una actividad igual a 3.52 mCi.

La fracción de dispersión encontrada fue de 29.83%

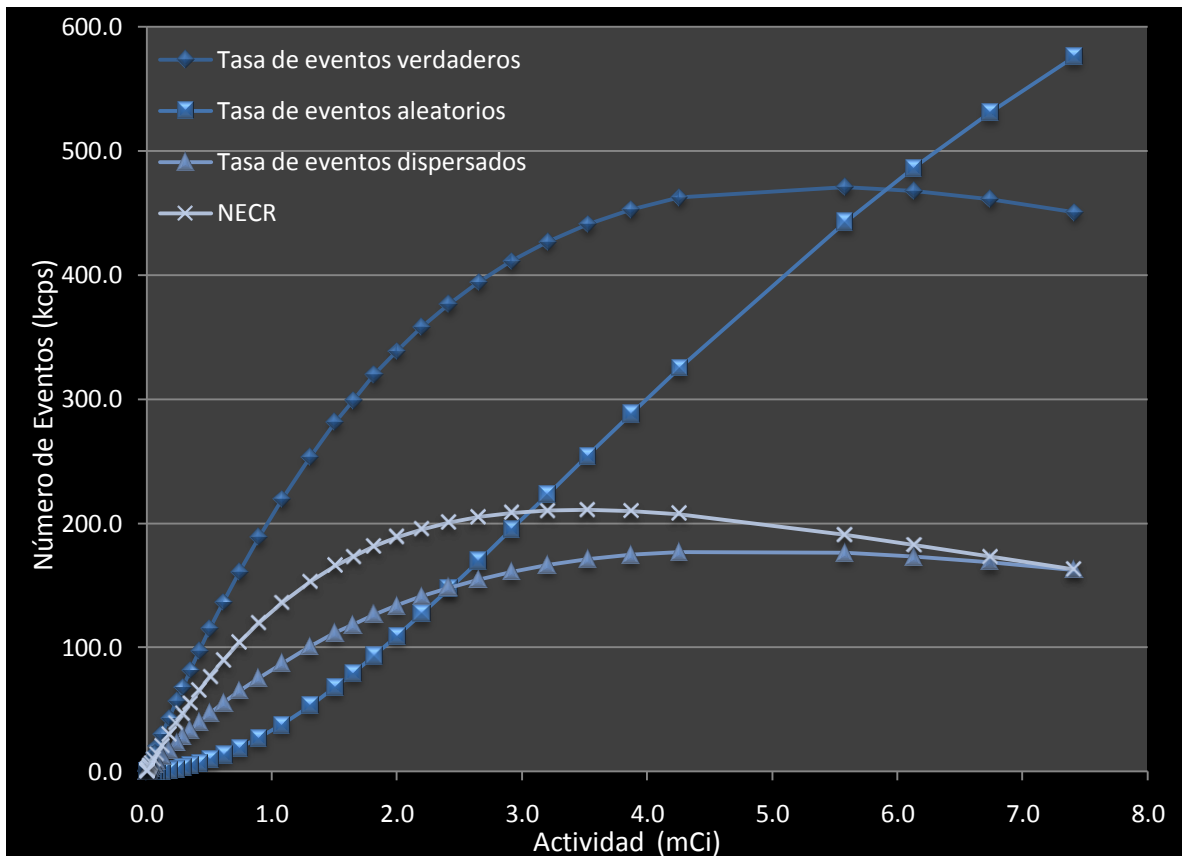


Figura 5.5 Tasa de eventos adquiridos en función de la actividad para el maniquí que simula el cuerpo de una rata. Se muestran las contribuciones por eventos verdaderos, aleatorios y dispersados, además del NECR.

5.4.2 Maniquí de ratón

Se realizaron 34 adquisiciones consecutivas en el siguiente orden: 12 adquisiciones de 15 min, 10 adquisiciones de 30 min y 16 adquisiciones de 60 min.

La actividad al inicio de la primera adquisición fue de 10.40 mCi.

La actividad al inicio de la última adquisición fue de aproximadamente 2 μ Ci.

El valor máximo alcanzado para la tasa de eventos totales es 1661.5 kcps y se alcanzó con una actividad igual a 7.01 mCi.

El valor máximo alcanzado para la tasa de eventos verdaderos es 1026.4 kcps y se alcanzó con una actividad igual a 4.37 mCi.

El valor máximo alcanzado para la tasa de eventos equivalentes a ruido (NECR) es 704.6 kcps y se alcanzó con una actividad igual a 3.98 mCi.

La fracción de dispersión encontrada fue de 14.94%

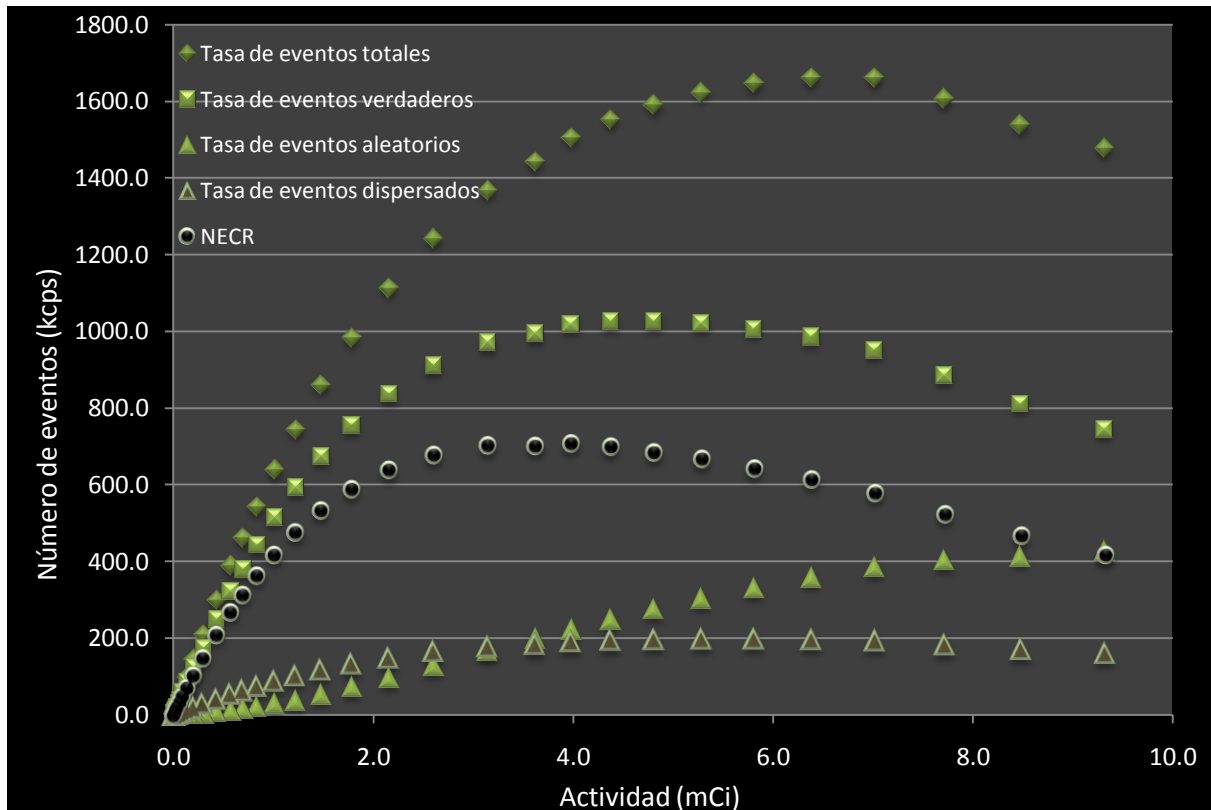


Figura 5.6 Tasa de eventos adquiridos en función de la actividad para el maniquí que simula el cuerpo de un ratón. Se muestran las contribuciones por eventos totales, verdaderos, aleatorios y dispersados, además del NECR.

5.5 Reconstrucción de imagen

5.5.1 Derenzo en miniatura

Los datos adquiridos para los tres radionúclidos se reconstruyeron utilizando tres diferentes algoritmos: 2D FBP, OSEM2D y OSEM3D. Se obtuvieron perfiles de distribución en el área donde se encuentran los cilindros con diámetro igual a 2.0 mm.

Para la adquisición de ^{13}N se comenzó con una actividad de 511 μCi y se adquirió por 60 min. En este intervalo de tiempo se adquirieron 411.7 millones de eventos. La imagen obtenida con cada una de las reconstrucciones y el perfil de distribución se muestra en la figura 5.7.

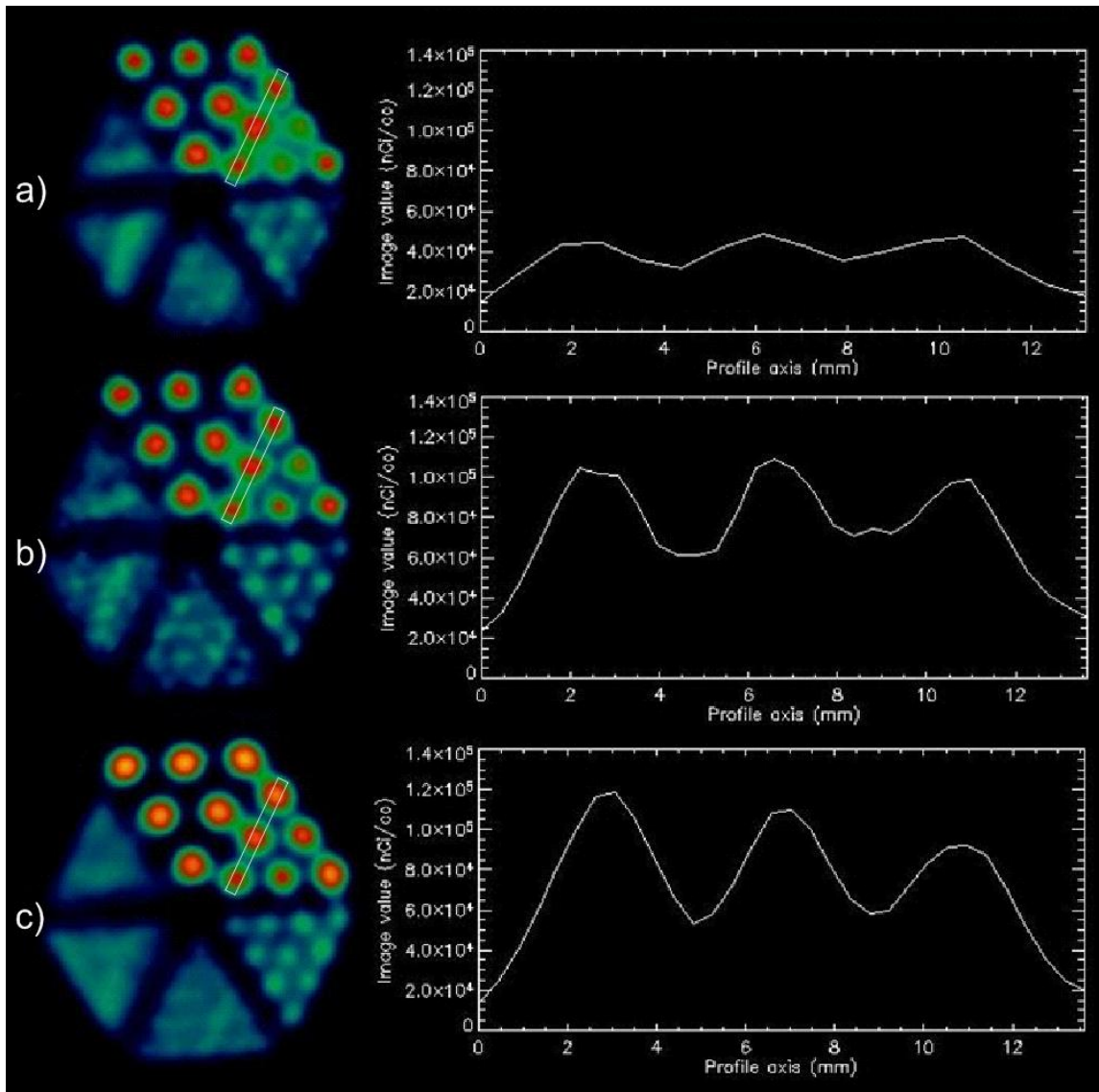


Figura 5.7 Imagen adquirida con ^{13}N . a) Reconstrucción con un algoritmo FBP y un filtro Ramp. b) Reconstrucción con un algoritmo OSEM2D. c) Reconstrucción con un algoritmo OSEM3D.

Para la adquisición de ^{11}C se comenzó con una actividad de $350 \mu\text{Ci}$ y se adquirieron datos hasta alcanzar 411.7 millones de eventos. El tiempo de adquisición fue de 37 min. La imagen obtenida con cada una de las reconstrucciones y el perfil de distribución se muestra en la figura 5.8.

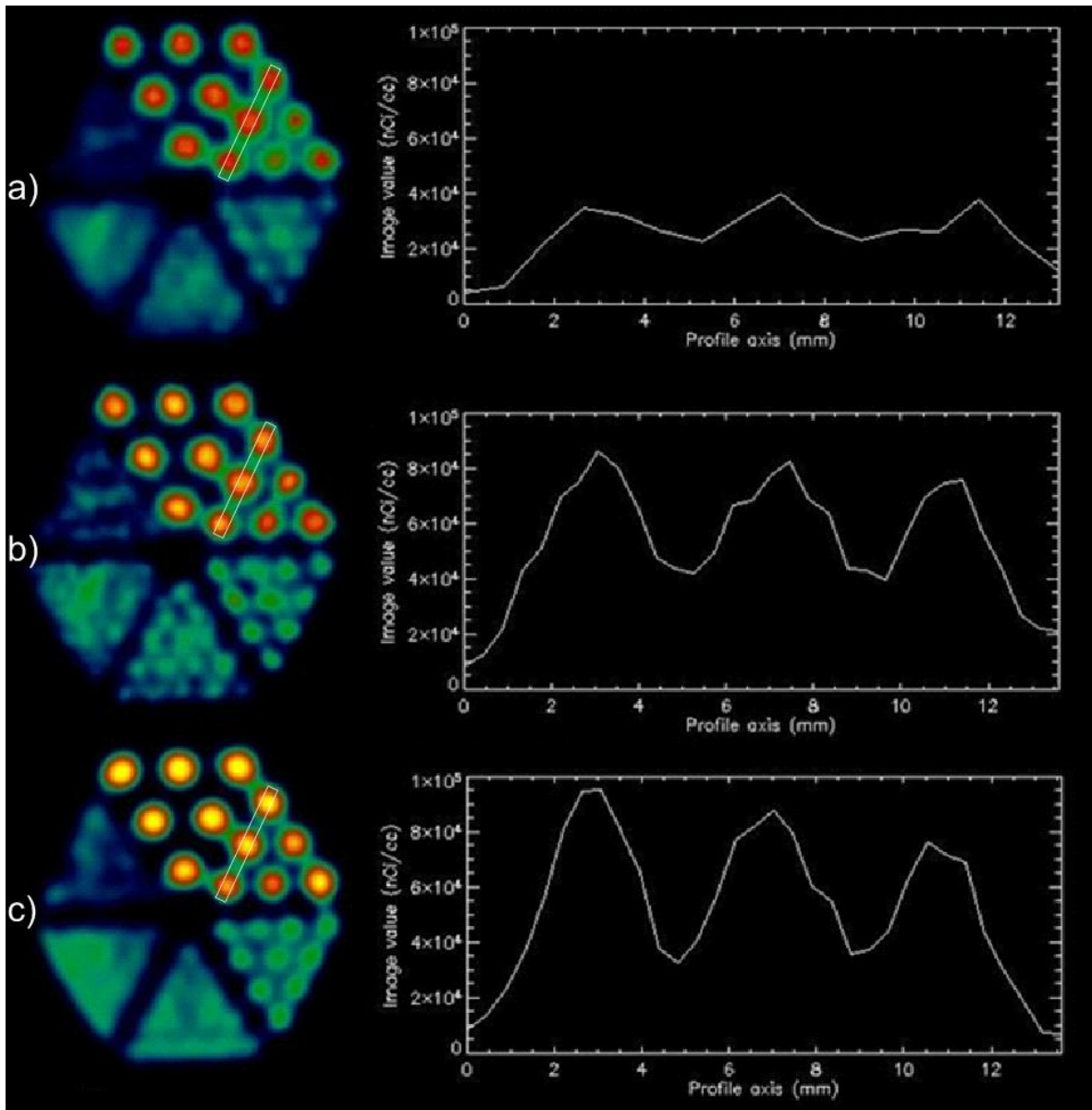


Figura 5.8 Imagen adquirida con ^{11}C . a) Reconstrucción con un algoritmo FBP y un filtro Ramp. b) Reconstrucción con un algoritmo OSEM2D. c) Reconstrucción con un algoritmo OSEM3D.

Para la adquisición de ^{18}F se comenzó con una actividad de 497 μCi y se adquirieron datos hasta alcanzar 411.7 millones de eventos. El tiempo de adquisición fue de 15 min. La imagen obtenida con cada una de las reconstrucciones y el perfil de distribución se muestra en la figura 5.9.

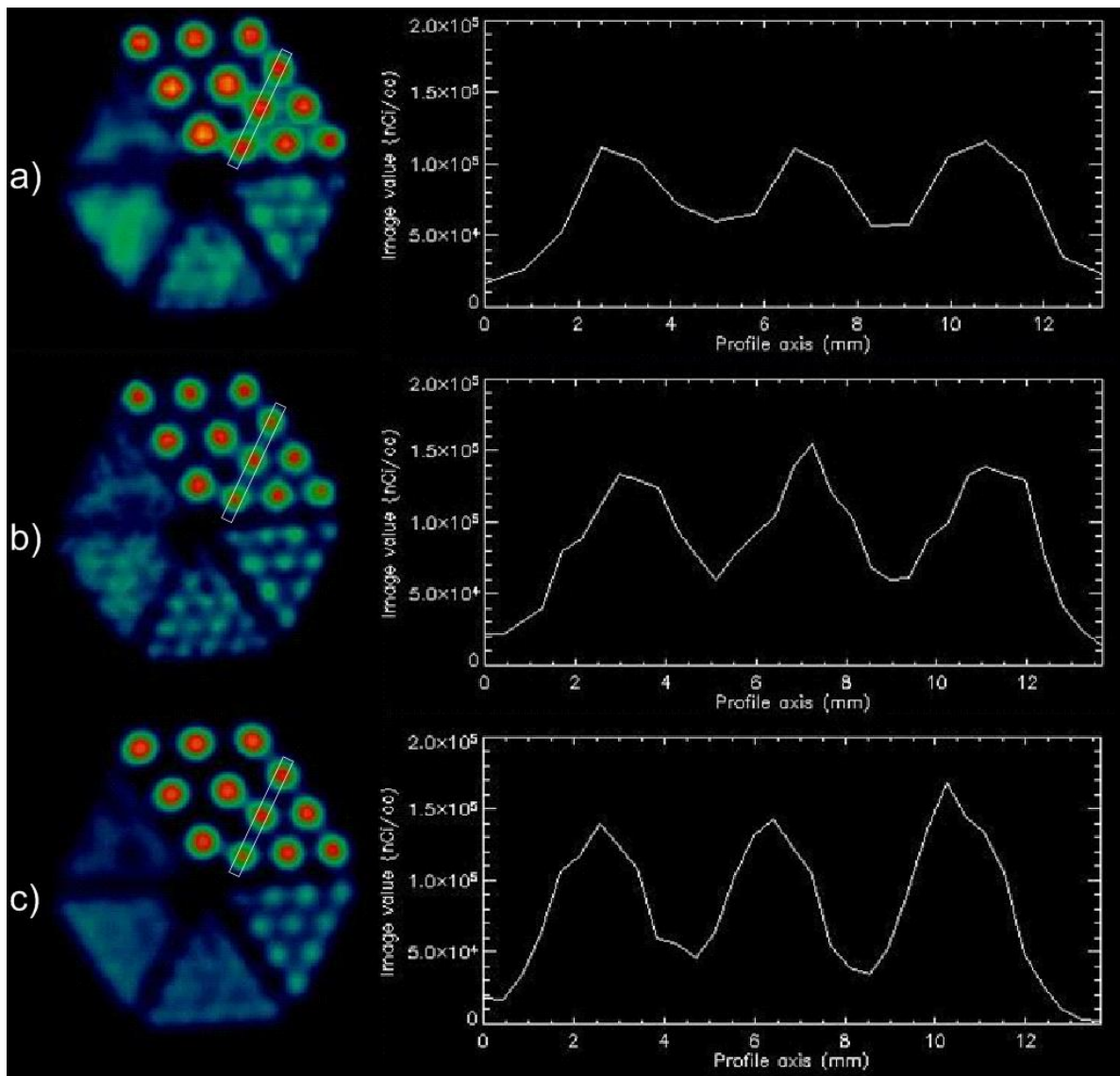


Figura 5.9 Imagen adquirida con ^{18}F . a) Reconstrucción con un algoritmo FBP y un filtro Ramp. b) Reconstrucción con un algoritmo OSEM2D. c) Reconstrucción con un algoritmo OSEM3D.

Tabla 5.5 Anchura a $2/3$ del máximo de cada pico en la reconstrucción OSEM3D de cada radionúclido

Radionúclido	^{13}N	^{11}C	^{18}F
Anchura $^{2/3}$ (mm) 1er cilindro	2.32	2.05	1.92
Anchura $^{2/3}$ (mm) 2do cilindro	2.40	2.26	1.82
Anchura $^{2/3}$ (mm) 3er cilindro	2.69	1.86	1.77
Promedio	2.47	2.06	1.84

La mejor calidad de imagen obtenida corresponde al radionúclido ^{18}F y una reconstrucción OSEM3D ya que la anchura medida a $^{2/3}$ del máximo es menor que para los otros radionúclidos además de presentar un mayor contraste en las zonas de actividad respecto a las zonas sin actividad (ver tabla 5.5). Se realizó otra adquisición

utilizando ^{18}F pero utilizando un tiempo de adquisición mayor (45 min) para mejorar la calidad de la imagen. La imagen se reconstruyó con un algoritmo OSEM3D y se tomaron perfiles de distribución para las zonas con perforaciones de: 2.0, 1.5 y 1.25 mm. Los resultados se muestran en la figura 5.10.

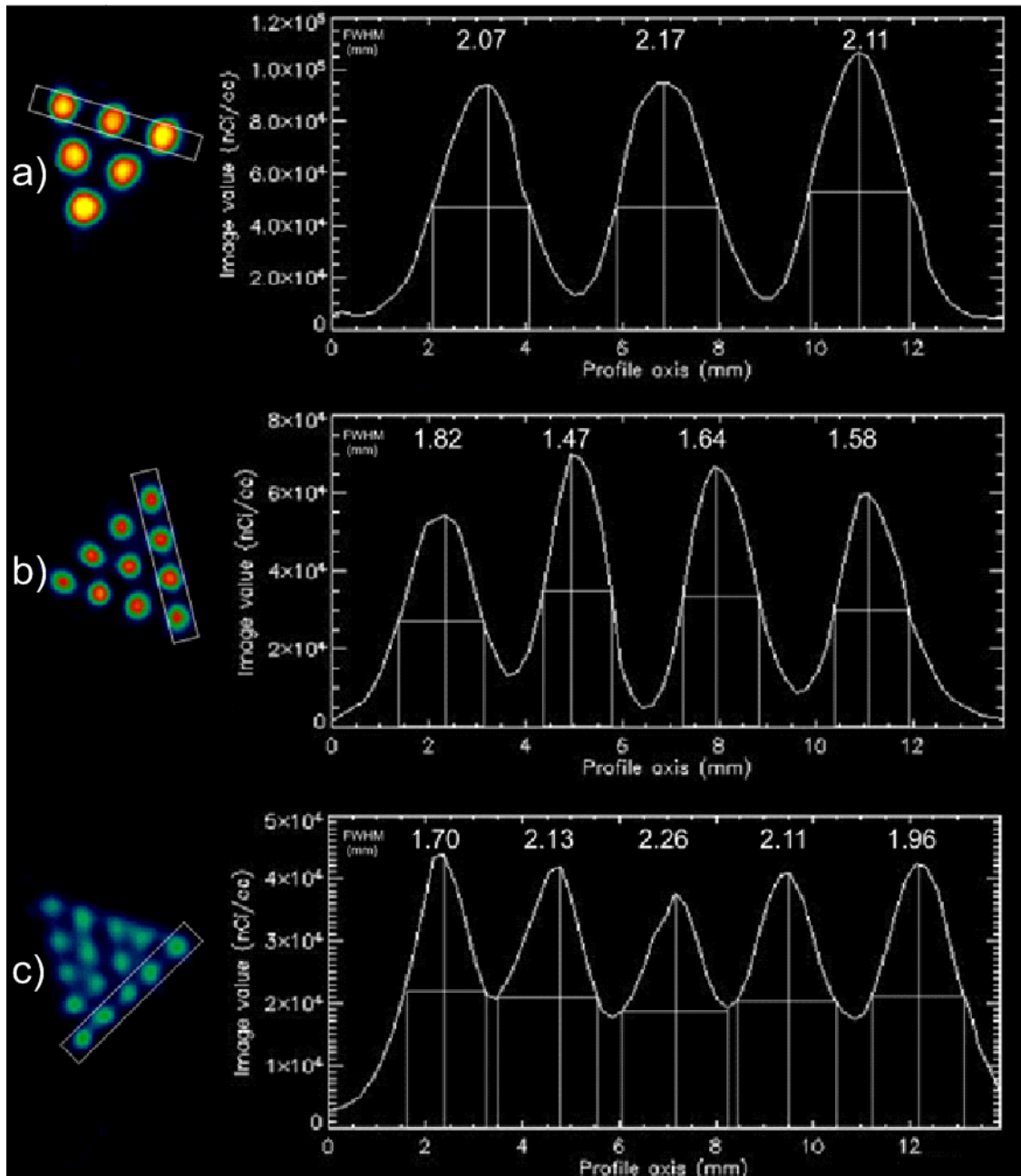


Figura 5.10 Perfiles de distribución para los diferentes diámetros de los cilindros en una reconstrucción OSEM3D utilizando ^{18}F . Cilindros con diámetros igual a a) 2.0 mm, b) 1.5 mm y c) 1.25 mm.

Para los perfiles obtenidos se determinó la anchura a la mitad de cada máximo en la distribución (ver tabla 5.6).

Tabla 5.6 Anchura a mitad del máximo para cada pico alcanzado en el perfil de distribución. Reconstrucción con un algoritmo OSEM3D y utilizando ^{18}F .

Cilindros	Diámetro 2.0 mm	Diámetro 1.5 mm	Diámetro 1.25 mm
FWHM (mm) 1er cilindro	2.07	1.82	1.70
FWHM (mm) 2do cilindro	2.17	1.47	2.13
FWHM (mm) 3er cilindro	2.11	1.64	2.26
FWHM (mm) 4to cilindro	----	1.58	2.11
FWHM (mm) 5to cilindro	----	----	1.96
Promedio	2.12	1.63	2.03

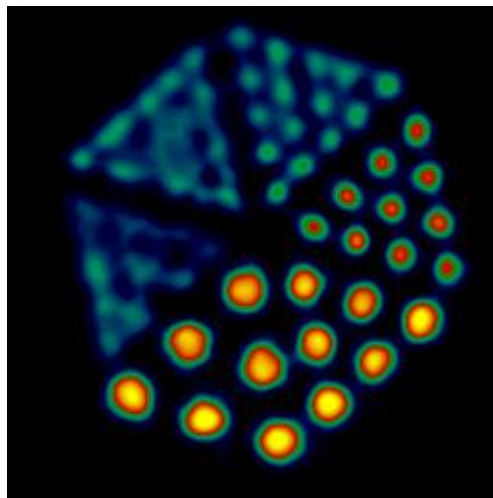


Figura 5.11 Reconstrucción con un algoritmo OSEM3D del maniquí micro Derenzo con una solución de ^{18}F .

5.5.2 Segundo maniquí (tipo NEMA)

La reconstrucción de la imagen para el maniquí tipo NEMA se realizó con un algoritmo OSEM3D. Además se adquirió una imagen de transmisión con una fuente de ^{57}Co para realizar la corrección por atenuación.

Uniformidad

El volumen de interés generado en la región de mayor uniformidad en el maniquí tiene los siguientes parámetros (tabla 5.7).

Tabla 5.7 Parámetros obtenidos para un volumen de interés creado en la región de mayor uniformidad del maniquí.

Volumen (cm ³)	4.50
Actividad promedio (nCi/cm³)	1846.24
Desviación estándar (nCi/ cm ³)	88.12
Desviación estándar (%)	4.77 %
Actividad máxima (nCi/ cm ³)	2176.69
Actividad mínima (nCi/ cm ³)	1442.73
Actividad total (nCi)	8309.90

Coefficientes de recuperación

Los coeficientes de recuperación obtenidos para cada una de las perforaciones se presentan a continuación (tabla 5.8):

Tabla 5.8 Coeficientes de recuperación y desviación estándar porcentual obtenida para los diferentes diámetros del maniquí.

Diámetro del cilindro (mm)	1.0	2.0	3.0	4.0	5.0
Valor promedio obtenido (nCi/cm ³)	283.23	744.87	1342.60	1744.24	1800.12
Coefficiente de recuperación promedio	0.15	0.40	0.73	0.94	0.97
Desviación estándar (%)	10.45	6.26	5.17	5.83	5.02

La figura 5.12 muestra la variación que existe en la concentración de actividad detectada por el equipo en función del diámetro de perforación presente en el maniquí.

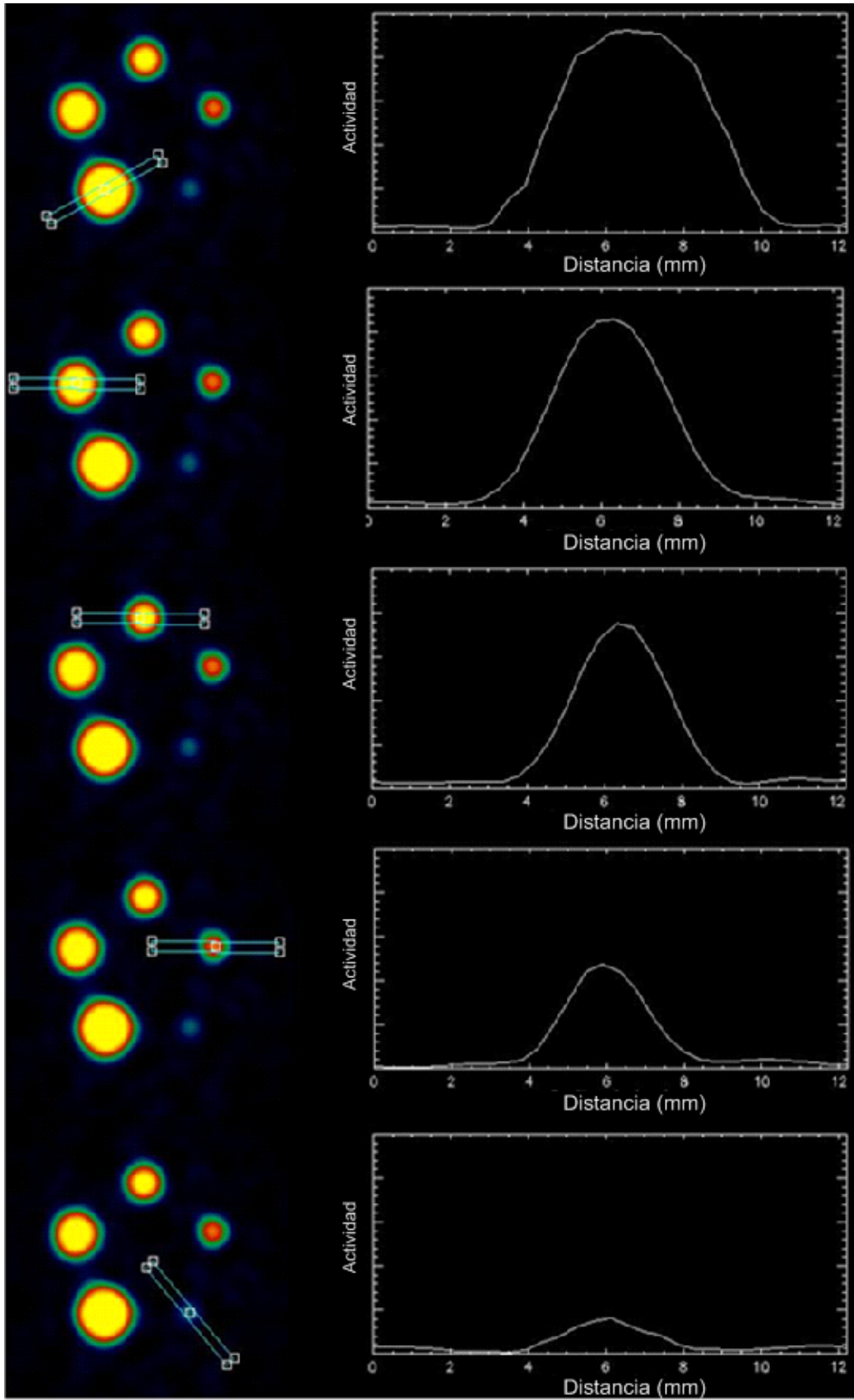


Figura 5.12 Variación del número de eventos adquiridos en función del diámetro de perforación.

Exactitud de correcciones

Los volúmenes de interés generados en las regiones llenas de agua y aire del maniquí tienen los siguientes parámetros (tabla 5.9).

Tabla 5.9 Parámetros obtenidos para los volúmenes de interés creados en las regiones llenadas con agua y aire.

Región	Aire	Agua
Volumen (cm ³)	0.126	0.126
Actividad promedio (nCi/cm³)	75.63	80.99
Desviación estándar (nCi/ cm ³)	42.24	42.98
Actividad máxima (nCi/ cm ³)	208.77	255.13
Actividad mínima (nCi/ cm ³)	0.02	7.65
Actividad total (nCi)	9.48	9.86
Relación de desbordamiento	4.1%	4.4%
Desviación estándar (%)	74.89	73.00



Figura 5.13 Representación tridimensional de la distribución de actividad dentro del maniquí tipo NEMA.

6.0 Discusión

Resolución de energía

La resolución de energía promedio considerando todos los cristales individuales obtenida en este trabajo es de 17.41 %.

La resolución de energía reportada directamente de las especificaciones técnicas del equipo microPET Focus 120 es de 18% (SIEMENS s.f.), y 18.3% reportada por Jin Su Kim (Kim et al. 2007).

Resolución espacial

La resolución espacial obtenida es de 1.79 mm en el centro del campo de visión utilizando una fuente de ^{18}F .

La resolución reportada en las especificaciones técnicas de Siemens es de 1.4 mm (SIEMENS s.f.), además en otros trabajos se ha publicado con un valor de 1.18 mm (Kim et al. 2007), 1.75 mm (Laforest et al. 2004). Estas variaciones en la resolución obtenida puede ser reflejo de los diferentes métodos con los que ha sido medida.

Para medir la resolución espacial en estos trabajos se utilizó una fuente puntual de ^{22}Na dentro de un disco de Lucita. La energía máxima de los positrones emitidos por ^{22}Na es de 545 keV comparada con los 630 keV para el ^{18}F . Esto en principio resulta en un mayor alcance de los positrones de ^{18}F respecto a los emitidos por ^{22}Na en el mismo material y la misma geometría. Este hecho podría explicar la resolución espacial obtenida de 1.18 mm. Sin embargo R. Laforest (Laforest et al. 2004), utiliza el mismo método de medición obteniendo un resultado muy diferente (1.75 mm) a una distancia de 0.5 mm del centro del campo de visión.

Es necesario utilizar el mismo método empleado en estas publicaciones para poder comparar de una mejor manera los resultados obtenidos.

Sensibilidad

La eficiencia obtenida es de 4.0%.

La eficiencia reportada en otros trabajos es de 3.8 % (Kim et al. 2007) y 4.4 % (Laforest et al. 2004) bajo las mismas condiciones (350-650 keV, 6 ns). En estos trabajos se realizan diferentes adquisiciones variando tanto la ventana de energía

como la ventana de coincidencia. Para una mejor comparación de resultados es necesario realizar nuevas adquisiciones con estos nuevos parámetros y utilizando el mismo método.

Al utilizar el método de los tubos de aluminio (Bailey et al. 1991) es posible determinar el coeficiente de atenuación de aluminio. Para esto se restringen los eventos verdaderos detectados a sólo aquellos que son detectados en un anillo de la cámara. Con esto nos aseguramos que la trayectoria recorrida por los fotones es igual al espesor medido de aluminio. La figura 6.1 muestra el comportamiento exponencial de los datos obtenidos en este trabajo.

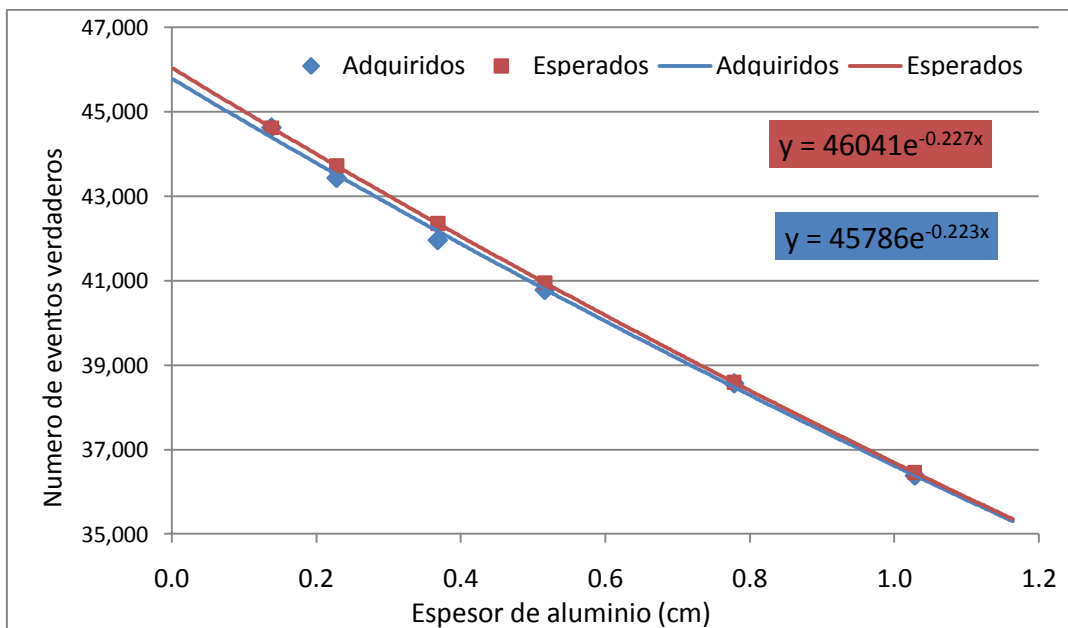


Figura 6.1 Decaimiento exponencial de los datos obtenidos en función del espesor de aluminio.

El coeficiente de atenuación del aluminio para fotones de 511 keV obtenido es de 0.223 cm^{-1} . Lo que resulta en una diferencia porcentual de 1.8 % con respecto al valor teórico reportado de 0.227 cm^{-1} .

Características de conteo

Los valores obtenidos para la tasa máxima de eventos verdaderos y el NECR máximo se muestran en la tabla 6.1.

Tabla 6.1 Valores obtenidos en este trabajo, así como algunos publicados (Kim et al. 2007), (Laforest et al. 2004), para la fracción de dispersión, máxima tasa de eventos verdaderos y NECR.

Maniquí	Fracción de dispersión	Max. Tasa de eventos verdaderos	Max. NECR	Referencia
Rata	29.83%	471 kcps a 5.581 mCi	211 kcps a 3.52 mCi	Este trabajo
	22.9%	449 kcps a 5.79 mCi	201 kcps a 3.30 mCi	(Kim et al. 2007)
	-----	-----	270 kcps a 4 mCi	(Laforest et al. 2004)
Ratón	14.94%	1026 kcps a 4.373 mCi	705 kcps a 3.98 mCi	Este trabajo
	11.6%	1088 kcps a 4.93 mCi	741 kcps a 4.0 mCi	(Kim et al. 2007)
	---	---	780 kcps a 4 mCi	(Laforest et al. 2004)

Reconstrucción de imagen

La mejor calidad de imagen obtenida para el maniquí Derenzo en miniatura se obtuvo utilizando una solución de ^{18}F para su llenado. Esto es debido a que la energía promedio (0.25 MeV) de los positrones emitidos por ^{18}F es menor que la energía promedio de los positrones emitidos de ^{11}C (0.39 MeV) y de ^{13}N (0.49 MeV). Al ser menor esta energía, el alcance máximo de los positrones también es menor, lo que se traduce en una mejor definición de la imagen.

Si la reconstrucción de imagen se realiza utilizando un algoritmo de reconstrucción OSEM3D es posible identificar las perforaciones de hasta 1.25 mm de diámetro. En otro trabajo (Richard Laforest 2004) se reporta que es posible identificar las perforaciones de 1.0 mm.

Los parámetros obtenidos en la reconstrucción de imagen del maniquí tipo NEMA se muestran en la tabla 6.2.

Tabla 6.2 Valores obtenidos en este trabajo y por (Bahri et al. 2009) para la uniformidad, coeficientes de recuperación y relación de desbordamiento para el maniquí tipo NEMA.

Uniformidad (% desv. Estándar)	4.77 %					Este trabajo (Bahri et al. 2009)
	6.09%					
Coeficientes de recuperación	1 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	Este trabajo (Bahri et al. 2009)
	0.15	0.40	0.73	0.94	0.97	
	0.178	0.480	0.735	0.854	0.936	
Relación de desbordamiento	Agua		Aire			Este trabajo (Bahri et al. 2009)
	4.4%		4.1%			
	-0.29%		0.12%			

Los valores obtenidos son comparables con los obtenidos en esta publicación, a excepción de la relación de desbordamiento en donde se presenta la mayor disparidad en cuanto a los resultados obtenidos. En esta publicación (Bahri et al. 2009) se utilizan diferentes parámetros para la reconstrucción de imagen y la corrección por atenuación obteniendo resultados muy variables entre ellos.

7.0 Conclusiones

Los valores de los parámetros de desempeño del microPET Focus 120 obtenidos en este trabajo en general están en buen acuerdo con los obtenidos en otros trabajos que evalúan las mismas características. Cada una de las propiedades aquí evaluadas para el equipo microPET Focus 120 mejoran o igualan los valores obtenidos para los modelos anteriores de este equipo (microPET-R4, Focus 220) (Tai et al. 2005).

En especial la alta eficiencia de este equipo permite estudios con tiempos de adquisición relativamente cortos. Además, su resolución espacial permite una mejor definición de la región de interés en las imágenes obtenidas.

La actividad en la que el NECR alcanza su máximo nos permite adquirir imágenes con hasta 3.5 mCi dentro del campo de visión de la cámara sin sufrir una gran degradación de la calidad de imagen debida a eventos dispersados y aleatorios. Esta actividad está por encima de la actividad usada generalmente en la adquisición de imágenes con roedores (aprox. 1.0 mCi).

El equipo cuenta con numerosos parámetros de adquisición, reconstrucción de imagen y correcciones por atenuación, dispersión y tiempo muerto, que nos permite hacer una elección óptima de estas características de acuerdo a los parámetros más importantes a evaluar en nuestro estudio a realizar.

8.0 Referencias

Dale L. Bailey, Terry Jones, Terry J. Spinks. «A method for measuring the absolute sensitivity of positron emission tomographic scanners.» *Eur J Nucl Med*, 1991: 18: 374-379.

Jin Su Kim, Jae Sung Lee, Ki Chu Im, Su Jin Kim, Seog-Young Kim, Dong Soo Lee, Dae Hyuk Moon. «Performance Measurement of the microPET Focus 120 Scanner.» *J Nucl Med*, 2007: 48: 1527-1535.

Mohamed A. Bahri, Alain Plenevaux, Geoffrey Warnock, André Luxen, Alain Seret. «NEMA NU4-2008 Image Quality Performance report for the microPET Focus 120 and for Various Transmission and Reconstruction Methods.» *J Nucl Med*, 2009: 50: 1730-1738.

NEMA. «Performance Measurements of Small Animal Positron Emission Tomographs.» 2008.

Richard Laforest, Desmond Longford, Stefan Siegel, Danny F. Newport, Jeffrey Yap. «Performance Evaluation of the microPET -Focus- F120.» 2004.

Seng-Peng Mok, Chao-Hsing Wang, Jyh-Cheng Chen, Ren-Shyan Liu. «Performance Evaluation of the High Resolution Small Animal PET Scanner.» *Biomedical Engineering-Applications, Basis and Communications*, 2003: 4:11-17.

SIEMENS. *Siemens medical. MicroPET.*

Yuan-Chuan Tai, Ananya Ruangma, Douglas Rowland, Stefan Siegel, Danny F. Newport, Patrick L. Chow, Richard Laforest. «Performance Evaluation of the microPET Focus: A Third-Generation microPET Scanner Dedicated to Animal Imaging.» *J Nucl Med*, 2005: 46: 455-463.

Arion F. Chatziioannou, Simon R. Cherry, Yiping Shao, Robert W. Silverman, Ken Meadors, Thomas H. Farquhar, Marjan Pedarsani and Michael E. Phelps. Performance Evaluation of microPET: A High-Resolution Lutetium Oxyorthosilicate PET Scanner for Animal Imaging. *J Nucl Med*, 1999: 40:1164-1175

Knoess C, Siegel S, Smith A, Newport D, Richerzhagen N, Winkeler A, Jacobs A, Goble RN, Graf R, Wienhard K, Heiss WD. Performance evaluation of the microPET R4 PET scanner for rodents. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*, 2003: 30:737-747

Dale L. Bailey, David W. Townsend, Peter E. Valk, Michael N. Maisey (2005). *Positron Emission Tomography*. Springer

Gopal B. Saha (2005). Basics of PET Imaging. Physics, Chemistry, and Regulations. Springer

Michael E. Phelps (2006). PET. Physics, instrumentation, and scanners. Springer

David Griffiths (1987). Introduction to elementary particles. John Wiley & sons Inc.

9.0 Índice de tablas

Tabla 1.1: Radiofármacos comunes marcados con ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O y ^{18}F	9
Tabla 2.1: Propiedades de algunos radionuclidos emisores de positrones.	14
Tabla 2.2: Principales características de los cristales centelladores NaI, BGO y LSO.	19
Tabla 5.1: Resolución de Energía obtenida	46
Tabla 5.2: Resolución espacial, eje vertical (Y).....	47
Tabla 5.3: Resolución espacial, eje horizontal (X).	47
Tabla 5.4: Resolución espacial, eje axial (Z).	48
Tabla 5.5: Anchura a 2/3 del máximo de cada pico en la reconstrucción OSEM3D de cada Radionúclido.....	54
Tabla 5.6: Anchura a mitad del máximo para cada pico alcanzado en el perfil de distribución. Reconstrucción con un algoritmo OSEM3D y utilizando ^{18}F	56
Tabla 5.7: Parámetros obtenidos para un volumen de interés creado en la región de mayor uniformidad del maniquí.	57
Tabla 5.8: Coeficientes de recuperación y desviación estándar porcentual obtenida para los diferentes diámetros del maniquí.	57
Tabla 5.9: Parámetros obtenidos para los volúmenes de interés creados en las regiones llenadas con agua y aire.	59
Tabla 6.1: Valores obtenidos en este trabajo, así como algunos publicados (Kim et al. 2007), (Laforest et al. 2004), para la fracción de dispersión, máxima tasa de eventos verdaderos y NECR.	62
Tabla 6.2: Valores obtenidos en este trabajo y por (Bahri et al. 2009) para la uniformidad, coeficientes de recuperación y relación de desbordamiento para el maniquí tipo NEMA.....	63

10.0 Índice de figuras

Figura 1.1 MicroPET Focus 120.	11
Figura 2.1 Espectro de energía de emisión en un decaimiento β^+ . La energía de transición representa la energía total disponible para el positrón y el neutrino.....	13
Figura 2.2 Dependencia de la probabilidad de que ocurra efecto Compton, fotoeléctrico o producción de pares en función de la energía del fotón y el número atómico del material en el que incide dicho fotón.....	16
Figura 2.3 Diagrama que muestra los niveles de energía en un cristal de centelleo.	17
Figura 2.4 Diagrama esquemático de un tubo fotomultiplicador típico.....	20
Figura 2.5 a) Proceso de incidencia de radiación y posterior detección de los fotones de centelleo en el fotodetector. b) Foto de un arreglo de detectores de los equipos Focus y R4.	21
Figura 2.6 Distribución geométrica de los detectores dentro de la cámara microPET Focus 120.....	21
Figura 2.7 Diagrama de una detección en coincidencia por dos detectores. El tiempo τ representa el tiempo que esperará el equipo para detectar el segundo fotón de la aniquilación.....	22
Figura 2.8 Los diferentes tipos de eventos detectados por una cámara PET	23
Figura 2.9 Proyecciones de dos fuentes puntuales dentro de una cámara PET a diferentes ángulos de proyección.	24
Figura 2.10 Construcción de un sinograma en función del ángulo y desplazamiento en la dirección radial de la línea de respuesta.....	24
Figura 3.1 Espectro típico de absorción para un cristal centellador.	26
Figura 3.2 Dependencia de la sensibilidad con la posición de la fuente en el campo de visión. Una fuente colocada en el borde del campo de visión (Izquierda) tiene una sensibilidad muy baja debido a que solo algunos fotones pueden ser detectados en coincidencia.	

A la derecha se muestra la variación de la sensibilidad en función de la posición en el campo de visión.....	29
Figura 3.3 Características de conteo de una cámara PET. La tasa de conteo verdadera se desvía de la ideal debido al tiempo muerto..	30
Figura 3.4 Características de la tasa de conteo de una cámara PET, se muestran las contribuciones por coincidencias verdaderas, aleatorias y dispersadas..	32
Figura 4.1 Ejes de referencia en el campo de visión de la cámara microPET.	35
Figura 4.2 Perfil de distribución típico con FWHM y FWTM determinados por interpolación.....	36
Figura 4.3 Maniquí compuesto de diferentes tubos de Aluminio utilizados para medir la sensibilidad de la cámara.....	38
Figura 4.4 Posición del maniquí utilizado para determinar las características de conteo del sistema.....	39
Figura 4.5 Determinación de los eventos a tomar en cuenta para el análisis de los diferentes tipos de eventos.	40
Figura 4.6 Representación del maniquí Derenzo en miniatura.....	43
Figura 4.7 Representación del maniquí tipo NEMA utilizado para evaluar las características de calidad de imagen del equipo.	44
Figura 5.1 Variación de la resolución espacial como función de la posición de la fuente en el eje vertical (Y)..	47
Figura 5.2 Variación de la resolución espacial como función de la posición de la fuente en el eje horizontal (X)..	47
Figura 5.3 Variación de la resolución espacial como función de la dirección axial (entre planos transversos) del campo de visión	48
Figura 5.4 Eficiencia de la cámara en función del plano transversal del campo de visión	49

Figura 5.5 Tasa de eventos adquiridos en función de la actividad para el maniquí que simula el cuerpo de una rata. Se muestran las contribuciones por eventos verdaderos, aleatorios y dispersados, además del NECR.....	50
Figura 5.6 Tasa de eventos adquiridos en función de la actividad para el maniquí que simula el cuerpo de un ratón. Se muestran las contribuciones por eventos totales, verdaderos, aleatorios y dispersados, además del NECR.....	51
Figura 5.7 Imagen adquirida con ^{13}N . a) Reconstrucción con un algoritmo FBP y un filtro Ramp. b) Reconstrucción con un algoritmo OSEM2D. c) Reconstrucción con un algoritmo OSEM3D	52
Figura 5.8 Imagen adquirida con ^{11}C . a) Reconstrucción con un algoritmo FBP y un filtro Ramp. b) Reconstrucción con un algoritmo OSEM2D. c) Reconstrucción con un algoritmo OSEM3D	53
Figura 5.9 Imagen adquirida con ^{18}F . a) Reconstrucción con un algoritmo FBP y un filtro Ramp. b) Reconstrucción con un algoritmo OSEM2D. c) Reconstrucción con un algoritmo OSEM3D	54
Figura 5.10 Perfiles de distribución para los diferentes diámetros de los cilindros en una reconstrucción OSEM3D utilizando ^{18}F . Cilindros con diámetros igual a a) 2.0 mm, b) 1.5 mm y c) 1.25 mm	55
Figura 5.11 Reconstrucción con un algoritmo OSEM3D del maniquí micro Derenzo con una solución de ^{18}F	56
Figura 5.12 Variación del número de eventos adquiridos en función del diámetro de perforación .	58
Figura 5.13 Representación tridimensional de la distribución de actividad dentro del maniquí tipo NEMA.....	59
Figura 6.1 Decaimiento exponencial de los datos obtenidos en función del espesor de aluminio ...	61