



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA  
DE MÉXICO**

---

---

**FACULTAD DE CIENCIAS**

**EVALUACION DEL DESEMPEÑO DE UN  
TOMÓGRAFO POR EMISIÓN DE POSITRONES**

**T E S I S**

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:**

**FÍSICA**

**P R E S E N T A :**

**KATYA PATRICIA VÁZQUEZ RIVERA**



**DIRECTOR DE TESIS:  
M. EN C. ALEJANDRO RODRIGUEZ LAGUNA**

**CIUDAD UNIVERSITARIA, MÉXICO D.F. 2014**



Universidad Nacional  
Autónoma de México



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

# Datos del jurado

---

## Tesista

Katya Patricia Vázquez Rivera  
beicuco@hotmail.com  
Universidad Nacional Autónoma de  
México  
Facultad de Ciencias  
Física  
306329227

## Presidente

Dr. Luis Alberto Medina Velázquez  
medina@fisica.unam.mx

## Secretario

Dr. Miguel Ángel Ávila Rodríguez  
avilarod@uwalumni.com

## Vocal/Tutor

M. en C. Alejandro Rodríguez Laguna  
arlaguna@ciencias.unam.mx

## Suplente

M. en C. Cesar Gustavo Ruiz Trejo  
cesar@fisica.unam.mx

## Suplente

M. en C. Itzel Militza Torres Víquez  
Itzel2606@gmail.com

# Aprobación de tesis



FACULTAD DE CIENCIAS

FACULTAD DE CIENCIAS

CONSEJO DEPARTAMENTAL DE FÍSICA

OFICIO FCIE/CDF/667/12

Asunto: Registro de Tema de Tesis y Director.

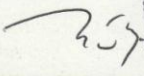
**M. EN C. ALEJANDRO RODRÍGUEZ LAGUNA**  
**INSTITUTO NACIONAL DE CANCEROLOGÍA**  
**Presente**


Me permito comunicar a usted, que el Comité Académico de la Licenciatura de Física de esta Facultad ha dado su aprobación para que la alumna **VÁZQUEZ RIVERA KATYA PATRICIA** con número de cuenta **306329227** de la Carrera de **FÍSICA**, realice el trabajo de tesis bajo su dirección con el título:

*“Evaluación del desempeño de un tomógrafo por emisión de positrones”*

Sin más por el momento le envió un cordial saludo.

Atentamente  
“POR MI RAZA HABLARÁ EL ESPÍRITU”  
Cd. Universitaria, 03 de octubre de 2012  
COORDINADORA DE LICENCIATURA

  
**DRA. GABRIELA MURGUÍA ROMERO**  
GMR/nzp

  
CONSEJO DEPARTAMENTAL DE  
FÍSICA

# Agradecimientos

---

Este trabajo, marca los cimientos de la vida de una mujer de ciencia. Una mujer que lucha por desvelar los más recónditos rinconcitos de su curiosidad, una mujer que busca comprender los caprichos que hay detrás del universo en que vive, y que construye tras su propio esfuerzo y el tiempo de todos aquellos que ayudaron bloque a bloque a formarla.

Este es un agradecimiento a mis padres, que formaron mis primeros pilares inquebrantables.

A mi abuelito Karim; que me inunda de magia y sabiduría, a mi abuelita Chelita por su ternura y fortaleza.

A todos los integrantes de mi familia, gracias por las vivencias, las charlas y las convivencias.

A mi trovador y guerrero personal, Alan, gracias por tu compañía, tu confianza, tu ternura, tu locura y por cada instante en el cual, dos sonrisas forman una. Gracias por afianzar a la mujer que ahora soy.

A mis profesores de toda la vida, a las maestras Sandra y Marce por avivar a mi ser intelectual y a la maestra Raquel por avivar la entelequia de mi complejidad.

A la maestra Liz, quien me escucho en el momento oportuno, a los profesores Mario Terán, Arturo Mompala, y Arturo Reyna, quienes en más de una ocasión me sacaron una risotada.

A todos los profesores de la carrera de física, gracias por su tiempo y dedicación.

Al Dr. Arturo Menchaca, por su confianza y mostrarme que una persona que lucha, puede cambiar sus estrellas.

A Alejandro Rodríguez, por brindarme su amistad y la oportunidad invaluable de indagar en las entrañas del INCan.

A todos los técnicos, enfermeros y médicos del INCan, especialmente: Lau, Oswaldo, Ulises, Gil, Toño, Víctor, Mario, gracias por su apoyo cuando más los necesite, gracias.

A los Chuperamigos, que aunque matemáticamente contamos 11, tenemos el espíritu de 13. Gracias.

A Celeste por su amistad incondicional y su precioso jardín-zoológico que me encanta visitar.

A mis compañeros de física: Caro, Ama, Diego, Luis, gracias por todo el trabajo juntos, por las desveladas maratónicas, por nuestra gran confianza, especialmente en Variable Compleja, gracias por ser parte de éste logro.

A mis colegas Leyla y Omar, por la confianza que les tengo, y el crecimiento que juntos hemos obtenido.

A los arqueros de la UNAM, quienes formaron gran parte de ésta historia.

Gracias a la esencia del conocimiento, que otorga más puertas para seguir abriendo.

# Índice

---

Datos del jurado.....	3
Aprobación de tesis .....	4
Agradecimientos.....	5
Índice.....	7
Resumen .....	10
Introducción.....	12
Capítulo 1. Marco teórico.....	14
1.1 Bases físicas de la tomografía por emisión de positrones (PET).....	14
1.2 Producción de positrones.....	14
1.3 Captura electrónica (CE).....	16
1.4 Interacción del positrón con la materia.....	17
1.4.1 Alcance del positrón.....	19
1.5 Aniquilación del positrón.....	20
1.6 Interacción de los fotones de aniquilación con la materia .....	21
1.6.1 Dispersión Compton .....	21
1.6.2 Efecto fotoeléctrico.....	22
1.7 Sección transversal del efecto fotoeléctrico y dispersión Compton .....	23
1.8 Tomógrafo por emisión de positrones (PET) .....	24
1.8.1 Estructura del detector .....	24
1.9 Funcionamiento del detector.....	25
1.9.1 Detector de centelleo .....	25
1.9.2 Tubo fotomultiplicador .....	27
1.9.3 Electrónica de discriminación.....	27
1.10 Tipos de eventos de coincidencia.....	29
1.11 Parámetros de calidad de una imagen y los factores que los afectan en una cámara PET .....	30

1.12 Métodos de reconstrucción tomográfica y almacenamiento de datos .....	34
1.12.1 Retroproyección filtrada.....	34
1.12.2 Método iterativo.....	38
1.12.3 Sinogramas .....	38
1.13 Procesamiento .....	39
Capítulo 2. Método experimental .....	41
2.1 Características de la cámara PET .....	41
2.2 Prueba diaria de estabilidad de los detectores, determinación del factor de calibración (FC) y normalización.....	42
2.2.1 Prueba diaria de estabilidad de los detectores .....	42
2.2.2 Determinación del factor de calibración (FC).....	43
2.2.3 Normalización.....	44
2.3 Valor de captación estandarizado (SUV).....	44
2.4 Calidad de la imagen y exactitud de las correcciones por atenuación y dispersión y exactitud de las correcciones por cuantificación de la actividad .....	47
2.4.1 Calidad de imagen.....	50
2.4.2 Exactitud de las correcciones por atenuación y dispersión.....	51
2.4.3 Exactitud de la corrección por cuantificación de la concentración de actividad .....	52
2.5 Resolución espacial .....	52
2.6 Calidad de imagen utilizando un maniquí certificado por la ACR.....	55
2.6.1 Prueba de detección de bajo contraste .....	57
2.6.2 Prueba de uniformidad .....	58
2.6.3 Prueba de resolución espacial .....	59
Capítulo 3. Análisis de resultados.....	60
3.1 Prueba diaria de estabilidad de los detectores, determinación del factor de calibración (FC) y normalización.....	60
3.1.1 Prueba diaria de estabilidad de los detectores .....	60
3.1.2 Determinación del factor de calibración (FC) .....	61
3.1.3 Normalización .....	62
3.2 Valor de captación estandarizado (SUV).....	62
3.3 Calidad de la imagen y exactitud de las correcciones por atenuación y dispersión y exactitud de las correcciones por cuantificación de la actividad .....	64
3.3.1 Calidad de imagen.....	64



3.3.2 Exactitud de las correcciones por atenuación y dispersión .....	68
3.3.3 Exactitud de la corrección por cuantificación de la concentración de actividad .....	70
3.4 Resolución espacial.....	72
3.5 Calidad de imagen .....	73
3.5.1 Detección de bajo contraste .....	73
3.5.2 Prueba de uniformidad .....	75
3.5.3 Prueba de resolución espacial .....	75
Capítulo 4. Conclusiones.....	77
Bibliografía.....	79
Fuentes Bibliográficas.....	79
Fuentes Electrónicas.....	80
Apéndices.....	81
Apéndice A Hoja de Trabajo para el Maniquí Aprobado de la ACR [23].....	81
Apéndice B Características del Maniquí Uniforme de <sup>68</sup> Ge [25].....	82
Apéndice C Características del Maniquí NEMA IEC Body Phantom .....	83
Abreviaturas.....	84

# Resumen

---

El propósito de este trabajo fue evaluar el desempeño de la cámara PET/CT Siemens Biograph 16 serie 1415 del Departamento de Medicina Nuclear del Instituto Nacional de Cancerología (INCan).

Se implementó un programa de control de calidad para una cámara PET basado en los controles rutinarios de: estabilidad del detector, factor de calibración y normalización, valor de captación estandarizado, prueba de calidad de imagen, exactitud de las correcciones por atenuación y dispersión y exactitud de las correcciones por cuantificación de la concentración de la actividad, resolución espacial y prueba de calidad de imagen en un maniquí aprobado por la ACR.

Para realizar estas pruebas, se utilizaron como referencia las publicaciones “UN 2-2001”, “Performance Measurements of Positron Emission Tomographs” de la Asociación Nacional de Fabricantes Eléctricos (NEMA), la publicación IAEA Human Health Series No. 1 “Quality Assurance for PET and PET/CT Systems” del Organismo Internacional de Energía Atómica y la publicación *PET Phantom Instructions for Evaluation of PET Image Quality* del Colegio Americano de Radiología (ACR).

La cámara PET presentó resultados satisfactorios en la prueba diaria de estabilidad de detectores, en la determinación del factor de calibración y normalización, con base en que no se presentaron artefactos en los sinogramas ni anomalías en el sistema de detectores. El valor de captación estandarizado promedio para una fuente radiactiva con concentración de actividad uniforme fue de 1.011 para una matriz de 168x168 píxeles y 1.010 para una matriz de 256x256 píxeles.

Los valores medidos fueron aceptables para la prueba de calidad de imagen, exactitud de las correcciones por atenuación y dispersión y exactitud de las correcciones por cuantificación de la actividad de acuerdo con las referencias indicadas anteriormente. Considerando que es la primera vez que se realizó esta prueba en esta cámara, los valores medidos serán utilizados como valores de aceptación y referencia para evaluaciones futuras.

En la prueba de resolución espacial se obtuvieron valores menores que 4.83 mm para la FWHM y de 8.69 mm para la FWTM usando una matriz de 256x256 píxeles, y valores menores que 7.87 mm para la FWHM y 14.18 mm para la FWTM usando una matriz de 168x168 píxeles.

Para la prueba de calidad de imagen en un maniquí aprobado por la ACR, derivado de un análisis cualitativo de las imágenes, se obtuvieron valores satisfactorios para detección de bajo contraste, uniformidad y resolución espacial.

La finalidad de estas pruebas, en conjunto, es asegurar la calidad de las imágenes para que el médico nuclear realice la mejor interpretación clínica posible.

Se concluyó que el equipo cumple con los criterios de aceptación establecidos en las publicaciones y con los valores de referencia del fabricante para las pruebas de estabilidad de detector, cálculo del factor de calibración, normalización y resolución espacial.

Este trabajo puede ser utilizado como referencia para la implementación de un programa periódico de aseguramiento de calidad en cámaras PET.

# Introducción

---

La física médica es la rama de la física que incluye la aplicación de los conceptos, modelos y métodos de la física para la prevención, diagnóstico y tratamiento de enfermedades. Desempeña una importante función en la asistencia médica y la investigación pre-clínica y clínica, ya que proporciona los fundamentos físicos a múltiples técnicas terapéuticas y de diagnóstico, y establece los criterios para la correcta utilización de los agentes físicos empleados en las diversas aplicaciones médicas.

La física médica abarca áreas como la radioterapia, el radiodiagnóstico y la medicina nuclear, así como la protección radiológica.

La imagenología por radiación ionizante se ha ido popularizando, en especial la medicina nuclear, pues permite el análisis no invasivo de procesos biológicos a nivel molecular.

En medicina nuclear las técnicas tomográficas utilizadas son la tomografía por emisión de fotón único (SPECT) y la tomografía por emisión de positrones (PET). El principio básico de estas modalidades es el uso de radiofármacos que son suministrados al paciente y que por medio de detectores se registra la radiación emitida por estas sustancias desde el interior del paciente, lo que permite conocer su distribución y concentración, develando anomalías en procesos biológicos que pueden indicar la presencia de una enfermedad manifestada desde la escala molecular.

El aumento en el uso de la tomografía por emisión de positrones en oncología, cardiología y neurología ha generado la necesidad de la actualización de las directrices sobre la garantía de calidad de estos sistemas, cuyo objetivo principal es lograr patrones satisfactorios de eficiencia y confiabilidad en la práctica de la medicina nuclear tomando acciones para asegurar que los productos o servicios prestados cumplan con los requisitos de rendimiento de un sistema de gestión de calidad.

Organizaciones como el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), la Asociación Nacional de Fabricantes Eléctricos (NEMA) y el Colegio Americano de Radiología (ACR) se han interesado por la mejora de la garantía de calidad en medicina nuclear, en particular en el control de calidad de los equipos PET.

El OIEA empezó a publicar a finales de 1970 controles de calidad sobre medicina nuclear. Estas publicaciones proporcionan directrices para la aplicación de los programas de control de calidad para la modalidad de diagnóstico médico, incluyendo PET y CT. Las publicaciones presentan valores de referencia, tolerancias, niveles de acción y configuraciones mínimas requeridas con las características del rendimiento correspondiente, así como la gestión de equipos auxiliares que definen el rendimiento de los equipos.

Las publicaciones enlistadas a continuación tienen la intención de especificar procedimientos para evaluar el desempeño de los sistemas PET, otorgando resultados que el usuario puede utilizar para las pruebas de aceptación, así como para la comparación directa entre sistemas PET de diferentes fabricantes con pruebas estandarizadas con el objetivo de asegurar el cumplimiento especificado por el fabricante, con tal de mejorar la garantía de calidad y el control de calidad del equipo.

- IAEA Human Health Series No. 1 Quality Assurance for PET and PET/CT Systems
- NEMA Standards Publication NU2. Performance Measurements of Positron Emission Tomographs
- ACR PET Phantom Instructions for Evaluation of PET Image Quality

La evaluación completa de una cámara PET consiste en la realización de todas las pruebas descritas en las publicaciones. Estas se enlistan a continuación:

- Prueba diaria de estabilidad de detectores (OIEA)
- Calidad de la imagen y exactitud de las correcciones por atenuación y dispersión y exactitud de las correcciones por cuantificación de la concentración de actividad ( OIEA,NEMA)
- Valor de captación estandarizado (OIEA)
- Resolución Espacial (OIEA,NEMA)
- Calidad de imagen (ACR)
- Calibración de la concentración de actividad (OIEA)
- Normalización (OIEA)
- Fracción de dispersión y medición de las cuentas perdidas y aleatorias (OIEA, NEMA)
- Exactitud de las correcciones para cuentas perdidas y aleatorias (OIEA, NEMA)
- Prueba diaria de la resolución temporal de coincidencias (OIEA)
- Uniformidad de la imagen reconstruida (OIEA)
- Sensibilidad (OIEA, NEMA)
- Resolución energética (OIEA)

Dentro de todas las pruebas especificadas por las siguientes publicaciones, este trabajo ocupó las primeras cinco de la lista y fueron aplicadas a la cámara PET Siemens Biograph 16 serie 1415 del Departamento de Medicina Nuclear del Instituto Nacional de Cancerología (INCan).

La finalidad del trabajo fue evaluar el desempeño de dicha cámara PET y asegurar la calidad de las imágenes para que el médico nuclear realice la mejor interpretación clínica posible. [32]

# Capítulo 1. Marco teórico

## 1.1 Bases físicas de la tomografía por emisión de positrones (PET)

La tomografía por emisión de positrones (PET) es una técnica de diagnóstico clínico no invasivo que nos permite obtener una imagen funcional “in vivo” del metabolismo celular.

La técnica PET se basa en la detección por coincidencia de fotones de aniquilación, resultado de la transformación de la masa en energía del positrón con un electrón del medio. Éste positrón es emitido por un radionúclido adherido a un fármaco. Un radiofármaco consta de una molécula transportadora (fármaco) unida a un radionúclido. El fármaco determina la ruta metabólica, y la emisión del radionúclido, permite la detección externa de la biodistribución. Por ejemplo, al marcar un análogo de la glucosa con  $^{18}\text{F}$  (2-deoxy-2-( $^{18}\text{F}$ ) fluoro-D glucosa), las imágenes revelarán las áreas donde la glucosa es concentrada.

Los radionúclidos emisores de positrones más comúnmente utilizados son el  $^{11}\text{C}$ ,  $^{13}\text{N}$ ,  $^{15}\text{O}$  y  $^{18}\text{F}$ . La Tabla 1.1 presenta algunas propiedades de éstos.

Tabla 1.1. Propiedades de los radionúclidos más usados en estudios PET [1][7][21]				
Radionúclido emisor de positrones	Vida media (min)	Energía máxima de los positrones (MeV)	Alcance efectivo de los positrones en agua (mm)	Porcentaje de emisión $\beta^+$ (%)
$^{18}\text{F}$	110	0.635	0.5	0.97
$^{15}\text{O}$	2	1.7	2.5	1.00
$^{13}\text{N}$	10	1.2	1.3	1.00
$^{11}\text{C}$	20	0.97	1.1	1.00

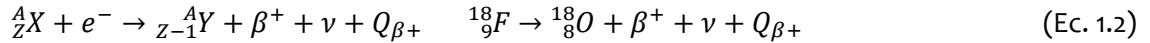
## 1.2 Producción de positrones

Existen dos métodos de producción de positrones: por producción de pares (que no se tratará en este trabajo) y por transmutación nuclear. Éste segundo modo de producción es conocido como transformación o decaimiento beta positiva.

En esta transformación nuclear, un protón; procedente de un núcleo con exceso de protones; se convierte en un neutrón y da lugar a la emisión de un par positrón ( $e^+$ ) - neutrino ( $\nu$ ) (Ec. 1.1). Este positrón se denomina partícula beta positiva ( $\beta^+$ ). La reacción se representa de la siguiente forma:

$$p^+ \rightarrow n + \beta^+ + \nu \quad (\text{Ec. 1.1})$$

El modo de éste decaimiento, en el cual, el número atómico Z del núcleo padre (X) cambia en una unidad de menos uno en el núcleo hija (Y) resultante, conservando ambos el número másico A, es decir, ambos mantienen el mismo número de núclidos, se le llama isóbaro. La forma general del decaimiento se presenta en la Ec. 1.2.



Donde la energía cinética del sistema ( $Q_{\beta^+}$ ) o energía del decaimiento<sup>1</sup>  $\beta^+$ , después de la transformación es igual a la diferencia de masa-energía entre los componentes iniciales y finales. Este valor se conserva y es distribuido como energía cinética tanto para la partícula  $\beta^+$  como para el neutrino. La distribución de energía es aleatoria para eventos diferentes, por lo que el espectro de energía de las partículas  $\beta^+$  es continuo hasta una energía máxima  $E_{\beta}^{\max}$  igual al valor  $Q_{\beta^+}$ .

Debido a que la carga de las partículas  $\beta^+$  es positiva, éstas son repelidas por el núcleo, causando como efecto que la energía de la partícula se incrementa, lo cual produce un desplazamiento o shift en su espectro de energía. Figura 1.1.

El valor  $Q_{\beta^+}$  para el proceso de decaimiento del  ${}^{18}\text{F}$  se presenta en la Ec. 1.3.

$$Q_{\beta^+} = \{m(Z,A) - [m(Z-1,A) + 2m_{e^+}]\} c^2 = [m({}^{18}_F) - (m({}^{18}_O) + 2m_{e^+})] c^2 = 0.635 \text{ MeV} \quad (\text{Ec. 1.3})$$

Donde  $m(Z,A)$  y  $m(Z-1,A)$  representan las masas atómicas del padre y de la hija respectivamente.

La energía promedio de las partículas  $\beta^+$  ( $E_{\beta}$ ) es característica de cada radionúclido y tiene un valor aproximado dado por: [3]

$$\bar{E}_{\beta} \cong \frac{1}{3} E_{\beta}^{\max} \quad (\text{Ec. 1.4})$$

<sup>1</sup> Se considera que la energía cinética y la energía de decaimiento son las mismas, ya que se desprecia la energía cinética de repulsión del núcleo hija. [4]

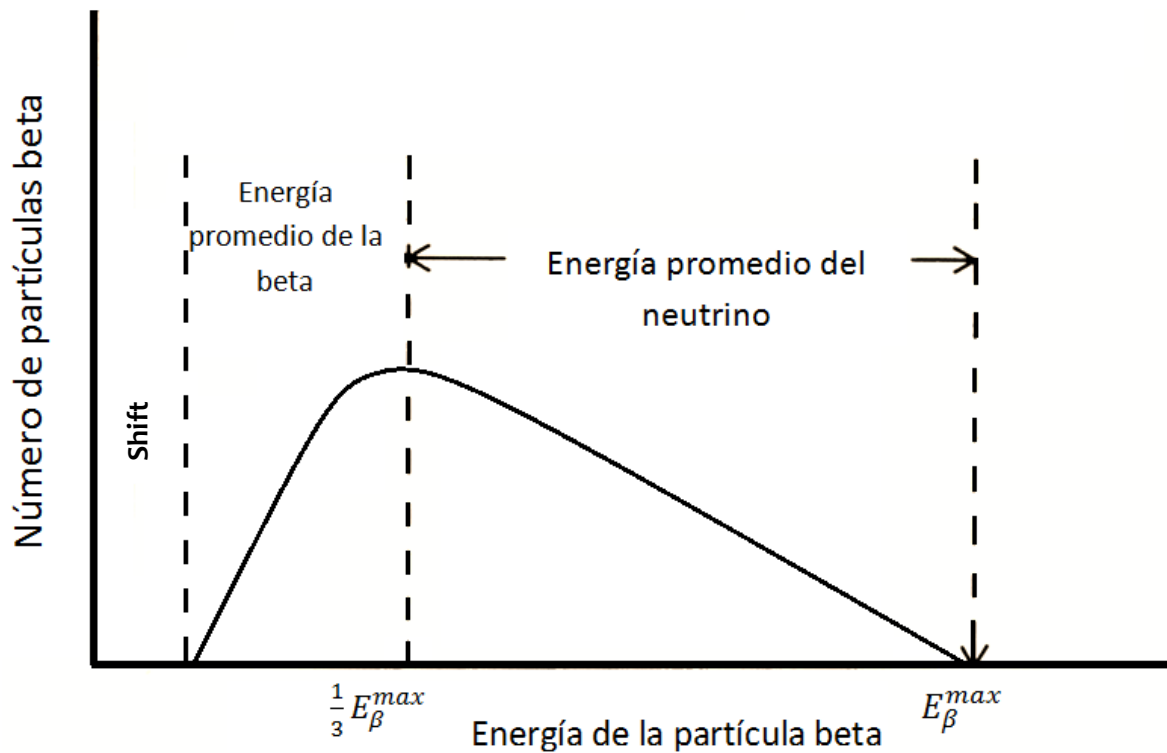
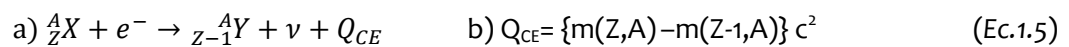


Figura 1.1 Espectro de energía de partículas beta positivas.

### 1.3 Captura electrónica (CE)

El mecanismo de la transformación consiste en capturar un electrón de las capas internas por parte del núcleo (en especial de la capa K con un 90% de probabilidad y de la capa L con un 10%). El electrón capturado se combina con un protón para formar un neutrón y producir la emisión de un neutrino. (Ec. 1.15 a).

Es más recurrente para materiales pesados, ya que, los electrones orbitales se encuentran mucho más cercanos al núcleo, haciendo que sea más fácil la captura de un electrón.



Al ser una transformación competitiva al decaimiento beta, la condición de la captura electrónica radica en que la masa atómica del padre exceda la masa atómica de la hija, a diferencia del decaimiento beta, donde la masa atómica del padre excede a la hija un mínimo de dos masas de electrón (Ec. 1.15 b).

El porcentaje de emisión para radionúclidos usados en PET de ambas transformaciones se presenta en la Tabla 1.1.



A diferencia de la transformación  $\beta^+$ , los neutrinos liberados son monoenergéticos. El átomo hija queda en un estado excitado debido a la vacante electrónica creada. Para alcanzar el estado energético base, un electrón en una capa superior ocupa esta vacante, generándose una nueva que a su vez es ocupada por otro electrón de una capa superior, así sucesivamente hasta que la vacante llega a la capa más externa donde es ocupada por un electrón libre. Este reordenamiento tiene como consecuencia la emisión de rayos X característicos o de electrones Auger. [3][4]

#### 1.4 Interacción del positrón con la materia

Durante su movimiento a través de un medio absorbente, una partícula cargada experimenta una gran cantidad de interacciones antes de que su energía cinética se consuma por completo.

En cada interacción, la trayectoria de la partícula cargada puede ser alterada y puede perder parte de su energía cinética al transferirla al medio por pérdidas por colisiones, o al transferirla a fotones por pérdidas por radiación. Cada una de estas posibles interacciones entre las partículas cargadas, los electrones orbitales y de los núcleos de los átomos del medio, se caracteriza por una sección transversal específica  $\sigma$ , derivada de la probabilidad de reacción para la interacción en particular entre un blanco y un proyectil, y la cual, depende de la masa, la carga, la velocidad y la energía cinética. La pérdida de energía de las partículas cargadas depende de sus características y las del medio.

La rapidez de pérdida de energía (típicamente expresada en MeV) por unidad de longitud de la trayectoria (expresado en cm) para una partícula cargada en un medio absorbente, se le llama poder de frenado lineal ( $-dE/dx$ ).

Existen dos tipos de poder de frenado referentes a la interacción de partículas cargadas, estos son:

- El poder de frenado radiativo  $(-dE/dx)_{rad}$ , también llamado poder de frenado nuclear, que resulta de interacciones coulombianas de la partícula cargada con los núcleos del medio. No existe una fórmula analítica para calcularlo, pero, por procedimientos numéricos, se han llegado a relaciones que dependen directamente de la energía total de la partícula cargada, el número atómico y la densidad del medio. Algunos valores se presentan en la Tabla 1.2.

Sólo las partículas cargadas ligeras (electrones y positrones) experimentan una pérdida de energía apreciable a través de estas interacciones, que usualmente se refieren como interacciones bremsstrahlung. Para las partículas cargadas pesadas (protones,  $\alpha$ ) la pérdida radiativa es insignificante en comparación con la pérdida por colisión.

- El poder de frenado por colisión  $(-dE/dx)_{col}$ , proviene de las interacciones Coulombianas de las partículas cargadas con los electrones orbitales del medio. Tanto las partículas cargadas pesadas como ligeras experimentan esta interacción, que resulta en la transferencia de energía a los electrones orbitales a través de excitaciones e ionizaciones, por el choque con los átomos del medio.

Para partículas cargadas pesadas, depende directamente del cuadrado de la carga de la partícula e inversamente del cuadrado de su velocidad. Para partículas cargadas ligeras como positrones y electrones, la velocidad suele estar en el rango relativista, por lo que la descripción del poder de frenado de colisión se complica ligeramente. A continuación se desarrolla brevemente este caso.

El poder de frenado por colisiones para partículas cargadas ligeras, considera la pérdida de energía de las partículas beta por colisiones con electrones atómicos, y que las partículas beta son idénticas o son la antipartícula de los electrones con que colisionan.

La ecuación que describe el poder de frenado para electrones y positrones es la siguiente:

$$\left(-\frac{dE}{dx}\right)_{col}^{\pm} = \frac{4\pi k_o^2 n e^4}{m c^2 \beta^2} \left[ \ln \left( \frac{m c^2 \tau \sqrt{\tau+2}}{\sqrt{2} I} \right) + F^{\pm}(\beta) \right] \quad (Ec. 1.6)$$

**m** es la masa en reposo del electrón, **n** el número de electrones por unidad de volumen, **e** la magnitud de carga del electrón,  $k_o = 8.99 \times 10^9 \text{ Nm}^2 \text{C}^{-2}$ , **c** es la velocidad de la luz en el vacío, **β** es la velocidad relativa a la de la luz expresada como  $\beta = v/c$  con la velocidad de la partícula e **I** el potencial de excitación de los átomos del medio.

Donde la función  $F^{\pm}(\beta)$  para electrones y positrones se describe en la Ec. 1.7.

$$F^{-}(\beta) = \frac{1 - \beta^2}{2} \left[ 1 + \frac{\tau^2}{8} - (2\tau + 1) \ln 2 \right]$$

$$F^{+}(\beta) = \ln 2 - \frac{\beta^2}{24} \left[ 23 + \frac{14}{\tau+2} + \frac{10}{(\tau+2)^2} + \frac{4}{(\tau+2)^3} \right] \quad (Ec. 1.7)$$

$\tau = T/mc^2$  es la energía cinética T de la partícula  $\beta^{-}$  o  $\beta^{+}$  expresada en múltiplos de energía en reposo del electrón.

El poder de frenado total de una partícula cargada es la suma del poder de frenado radiativo y el poder de frenado de colisión. [4][1][2]

Tabla 1.2. Poder de frenado de colisión, radiativo y total del electrón (positrón) y alcance en agua [2][42]					
Energía cinética	$\beta^2$	$-\frac{1}{\rho} \left( \frac{dE}{dx} \right)_{col}^{-}$ (MeV cm <sup>2</sup> g <sup>-1</sup> )	$-\frac{1}{\rho} \left( \frac{dE}{dx} \right)_{rad}^{-}$ (MeV cm <sup>2</sup> g <sup>-1</sup> )	$-\frac{1}{\rho} \left( \frac{dE}{dx} \right)_{tot}^{-}$ (MeV cm <sup>2</sup> g <sup>-1</sup> )	Alcance (g cm <sup>-2</sup> )
10 eV	0.00004	4.0	—	4.0	4 × 10 <sup>-8</sup>
100	0.00039	314	—	314	5 × 10 <sup>-7</sup>
500	0.00195	194	—	194	2 × 10 <sup>-6</sup>
1 keV	0.00390	119	0.002	119	5 × 10 <sup>-6</sup>
50	0.170	6.60	0.004	6.6	0.0043
100	0.301	4.11	0.004	4.11	0.0143
500	0.745	2.03	0.007	2.04	0.176
1 MeV	0.886	1.84	0.012	1.86	0.436

### 1.4.1 Alcance del positrón

El alcance de una partícula cargada  $R(E)$  se define como la máxima distancia de penetración en un medio y esta descrito por la Ec 1.8.

$$R(E) = \int_0^E \left(-\frac{dE'}{dx}\right)^{-1} dE' \quad (Ec 1.8)$$

Donde el término  $\frac{dE'}{dx}$  es el poder de frenado total de la partícula.

En el caso de los positrones, a diferencia de las partículas pesadas, el alcance es un indicador inexacto de la profundidad a la que llegan en un medio debido a sus trayectorias sinuosas. Por lo que se emplean ecuaciones empíricas, dependientes de la energía cinética de la partícula cargada, para su aproximación.

En la Tabla 1.3 se presentan las ecuaciones del alcance, tanto para positrones como electrones, formuladas por Katz y Penfold, para materiales con un número atómico bajo ( $Z < 24$ ).

Tabla 1.3 Alcance de positrones en materiales de número atómico bajo [2]	
Energía cinética (MeV)	Alcance R (gcm <sup>-2</sup> )
0.01 ≤ E ≤ 2.5	0.412E <sup>1.27-0.0954lnE</sup>
E > 2.5	0.530E-0.106

En la tomografía por emisión de positrones, debido al sistema de detección por coincidencia de aniquilación, se emplea el alcance efectivo, que es la trayectoria efectiva del positrón, dada como el promedio de la trayectoria de los positrones, medido perpendicularmente a la línea definida por la dirección de la aniquilación del positrón. Figura 1.2. [3][2][7]

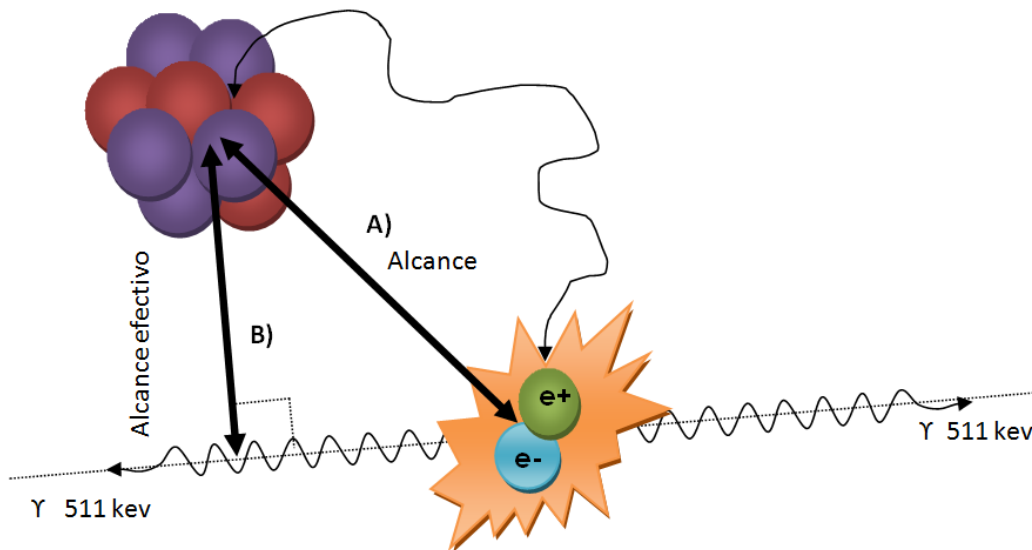


Figura 1.2 Ilustración del alcance A) y alcance efectivo B) del positrón.

## 1.5 Aniquilación del positrón

El positrón creado en la transformación beta pierde energía al atravesar la materia, produciendo ionizaciones, excitaciones, emisión de bremsstrahlung y mediante colisiones inelásticas. Al final de su trayectoria, se combina con un electrón libre originando su aniquilación y la emisión de dos fotones con una energía de 0.511 MeV cada uno. Ambos fotones son emitidos en direcciones opuestas debido a la conservación del momento en el proceso entre electrón y positrón, como se muestra a continuación.

De acuerdo con el principio de conservación de la energía, antes de la aniquilación, el electrón y el positrón están en reposo, por lo que la única energía se obtiene a partir del valor de las masas:

$$\sum E_{inicial} = m_{e^-}c^2 + m_{e^+}c^2 \quad (Ec.1.9)$$

$m_{e^-}$  y  $m_{e^+}$  son las masas del electrón y positrón respectivamente con un valor de 0.511 MeV/c<sup>2</sup>.

Por lo que se debe cumplir que:

$$\sum E_{inicial} = \sum E_{final} = 1.022 \text{ Mev} \quad (Ec.1.10)$$

Por conservación del momento, considerando que las partículas están en reposo:

$$\sum P_{inicial} = \sum P_{final} = 0 \quad (Ec.1.11)$$

Los dos fotones son emitidos con el mismo momento pero en direcciones opuestas.

$$P_{\gamma 1} = -P_{\gamma 2} \quad (Ec.1.12)$$

Aunque en ocasiones los fotones no son emitidos exactamente en direcciones opuestas ya que puede existir un momento residual provocando que los fotones de aniquilación no se emitan exactamente a 180°, esto contribuye a un ligero error en la localización del sitio de la aniquilación de ±0.25°.

El momento de los dos fotones se relaciona con la energía de la siguiente forma:

$$E_{\gamma} = |P_{\gamma}|c \quad (Ec.1.13)$$

$E_{\gamma}$  es la energía del fotón y  $|P_{\gamma}|$  es la magnitud del momento del fotón. Por lo tanto, por el principio de conservación de la energía, esta debe ser igual para ambos fotones por lo que la energía dada en la (Ec.1.10), se reparte entre ambos fotones con 0.511 MeV para cada uno. [4]

## 1.6 Interacción de los fotones de aniquilación con la materia

Los fotones son partículas indirectamente ionizantes que depositan su energía en el medio absorbente a través de dos pasos, en el primero, la energía es transferida a una partícula cargada ligera y en el segundo, la energía es depositada en el medio absorbente por la partícula cargada ligera. Una fracción de la energía de los fotones puede ser emitida como radiación de frenado o por fluorescencia.

Dependiendo de su energía y del número atómico del material absorbente, los fotones pueden interactuar con un átomo del material absorbedor como un todo (fotodesintegración y producción de pares), con un núcleo o un electrón orbital de un átomo del material absorbedor (dispersión Thomson, efecto Compton o producción de tripletes, efecto fotoeléctrico y dispersión Rayleigh). La probabilidad de una interacción particular depende de la energía del fotón y del número atómico del medio absorbente.

Para los fotones de aniquilación, los procesos de mayor interés son el efecto Compton y la interacción fotoeléctrica, los cuales se describen a continuación. [4]

### 1.6.1 Dispersión Compton

Este efecto, también conocido como dispersión incoherente, se describe como la interacción de un fotón incidente ( $E=h\nu$ ) con un electrón orbital de la capa de valencia de un átomo del medio, es decir libre y estacionario, que resulta en la emisión de un fotón disperso con una energía  $h\nu' < h\nu$  y con un ángulo  $\theta$  respecto a la dirección del fotón incidente. Así mismo, el electrón es eyectado del átomo con una energía cinética  $E_k$  y dispersado con un ángulo  $\varphi$ . Figura 1.3.

Considerando la naturaleza corpuscular de los fotones y las leyes de conservación relativista de la energía y el momento, la energía del fotón dispersado  $h\nu'$  se puede expresar como:

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \frac{h\nu}{m_e c^2} (1 - \cos\theta)} \quad (\text{Ec. 1.14})$$

$m_e c^2$  es la energía en reposo del electrón (0.511 MeV),  $h\nu$  y  $h\nu'$  quedan expresadas en MeV.

De la Ec. 1.14 se deduce que la energía máxima que se puede impartir al medio es cuando el fotón se dispersa a  $180^\circ$ .

El ángulo con que es dispersado el electrón esta dado por la Ec. 1.15.

$$\cot \frac{\theta}{2} = \left( 1 + \frac{h\nu}{m_e c^2} \right) \tan \varphi \quad (\text{Ec. 1.15})$$

En la Tabla 1.4 se aprecian algunas características y dependencias de la dispersión Compton. [4]

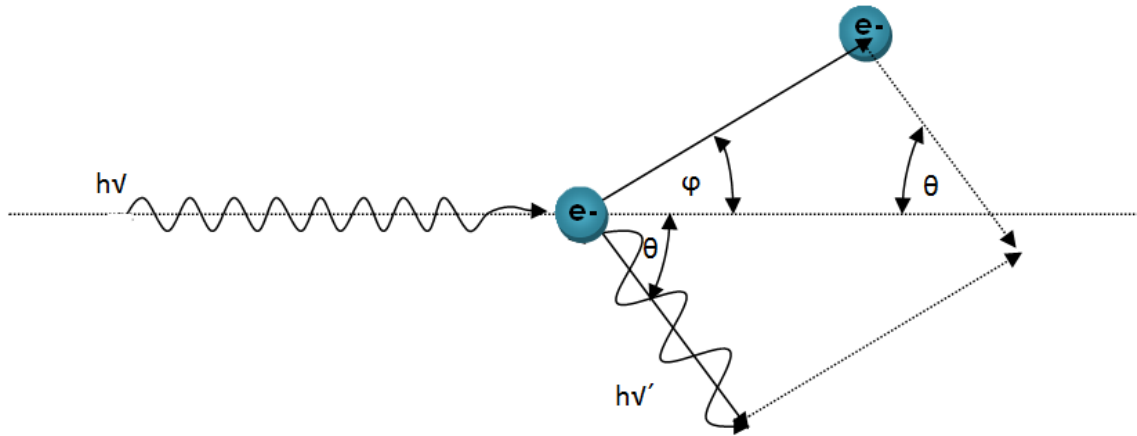


Figura 1.3 Dispersión Compton.

### 1.6.2 Efecto fotoeléctrico

Esta interacción se presenta entre un fotón y un electrón orbital fuertemente ligado<sup>2</sup> a los átomos de un medio, generalmente en capas K, L, M.

Durante la interacción, el fotón desaparece completamente y el electrón orbital es expulsado con una energía cinética determinada por la Ec. 1.16. Este electrón es conocido como fotoelectrón. [4]

$$E_k = h\nu - E_B - E_A \quad (\text{Ec. 1.16})$$

Donde  $h\nu$  es la energía del fotón incidente,  $E_B$  es la energía de ligadura del electrón y  $E_A$  la energía de retroceso del átomo, la cual es muy cercana a cero y puede despreciarse:

$$E_k \approx h\nu - E_B \quad (\text{Ec. 1.17})$$

En la Tabla 1.4 se aprecian algunas características y dependencias del efecto fotoeléctrico.

<sup>2</sup> A diferencia del efecto Compton, que ocurre entre un fotón y un electrón libre del medio, el efecto fotoeléctrico ocurre entre un fotón y un electrón fuertemente ligado, donde la diferencia entre “libre” y “ligado” proviene de la magnitud relativa de la energía del fotón  $h\nu$  y la energía de ligadura  $E_B$ . Cuando  $E_B \ll h\nu$  se dice que el electrón perdió su ligadura, es decir, es libre y cuando  $E_B \sim h\nu$  el electrón se asume que está muy ligado. [4]

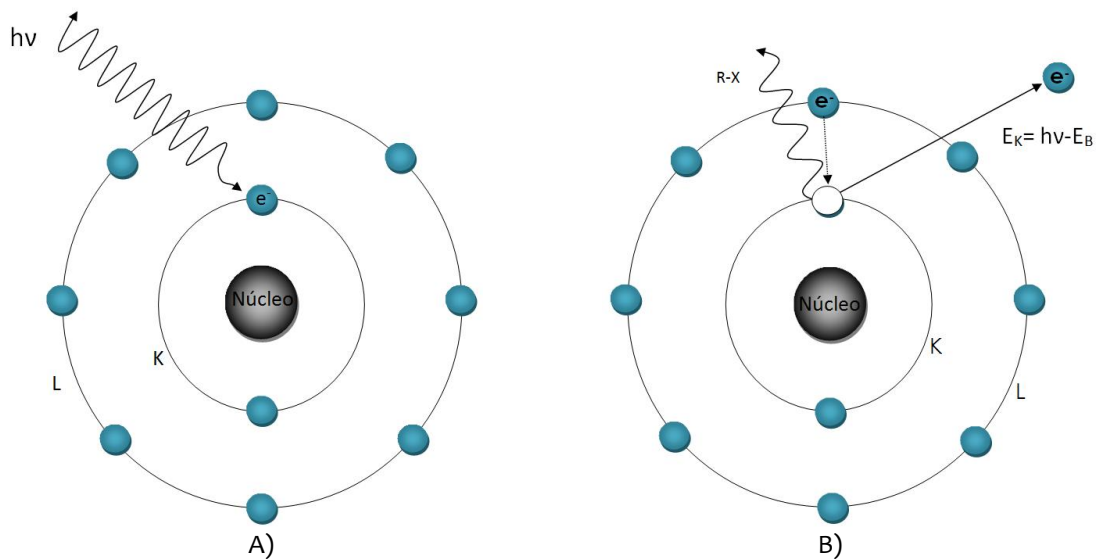


Figura 1.4 Efecto Fotoeléctrico. A) Incidencia y absorción de un fotón en un electrón de las capas interiores y B) eyección del electrón y producción de rayos X característicos como proceso secundario para llenar la vacancia del electrón.

Tabla 1.4 Características y dependencias de los efectos fotoeléctrico y Compton [1][4]		
	Efecto fotoeléctrico	Efecto Compton
Interacción del fotón	Con todo el átomo (electrones ligados)	Con electrones libres
Modo de interacción de los fotones	El fotón desaparece	El fotón es dispersado
Dependencia energética	$1/(hv)^3$	Disminuye con la energía
Coefficiente lineal de atenuación (CLA)	$\tau$	$\sigma_c$
Dependencia del CLA con el número atómico	$\tau \propto Z^4$	$\sigma_c \propto Z$
Dependencia del coeficiente másico de atenuación con el número atómico	$\tau/\rho \propto Z^3$	Independiente de Z
Partícula liberada en el medio	fotoelectrón	Electrón Compton en retroceso
Efectos posteriores	Rayos X característicos Efecto Auger	Rayos X característicos Efecto Auger
Región de producción predominante	$E < 50 \text{ keV}$ ( $Z < 13$ ) $E < 500 \text{ keV}$ ( $Z < 82$ )	$20 \text{ keV} - 30 \text{ MeV}$ (Z bajo)

## 1.7 Sección transversal del efecto fotoeléctrico y dispersión Compton

La sección transversal fotoeléctrica  $\sigma_f$  es función de la densidad y el número atómico efectivo  $Z_{\text{eff}}$  del medio, por lo que la sección transversal es proporcional a:

$$\sigma_f = \rho Z_{eff}^x \quad (\text{Ec. 1.18})$$

$Z_{eff}$  es el número atómico que representa las propiedades de atenuación de una mezcla de átomos en una molécula, se define como:

$$Z_{eff} = \sqrt[x]{\sum_{i=1}^n w_i Z_i^x} \quad (\text{Ec. 1.19})$$

Donde el factor de peso  $w_i$  está definido por:

$$w_i = \frac{m_i Z_i}{\sum_j^n m_j Z_j} \quad (\text{Ec. 1.20})$$

Donde  $m_i$  es el número de átomos en el elemento  $i$  en la molécula.

En la región de energía donde ocurre con mayor probabilidad el efecto fotoeléctrico, por debajo de 0.1 MeV, la potencia  $x$  toma un valor de 4; para energías mayores, 3 MeV, toma el valor de 4.6.

En contraste con la sección transversal Compton, que está linealmente relacionada a la densidad electrónica y por tanto es proporcional a  $\rho$ . Por lo tanto, para tener una mayor cantidad de eventos fotoeléctricos que eventos de dispersión Compton, se requiere tanto una densidad alta como un número atómico alto. [5] [16]

## 1.8 Tomógrafo por emisión de positrones (PET)

### 1.8.1 Estructura del detector

En una cámara PET, la detección de los fotones de aniquilación se lleva a cabo en un arreglo de detectores colocados en múltiples anillos que rodean al paciente. Este tipo de arreglo de detectores hace posible la detección de los 2 fotones que provienen de una aniquilación electrón-positrón, lo que a su vez, permite trazar una línea de respuesta (LOR) que define un volumen en el que dicho evento de aniquilación ocurrió.

El detector básicamente consta de un cristal centellador ranurado (Figura 1.5) acoplado a un sistema de amplificación y transmisión de la señal del centellador formado por tubos fotomultiplicadores que transforman la señal luminosa del cristal en una señal eléctrica. [3][7]



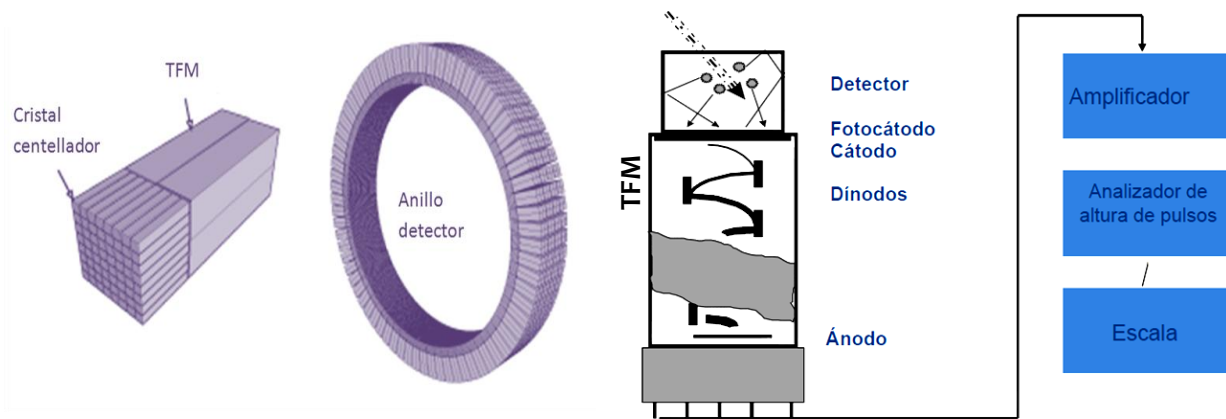


Figura 1.5 Diseño del detector y funcionamiento del sistema detector.

## 1.9 Funcionamiento del detector

### 1.9.1 Detector de centelleo

El detector de centelleo es un cristal inorgánico que es excitado por el depósito de energía de los fotones de aniquilación y se desexcita emitiendo luz y radiación ultravioleta.

Durante el efecto fotoeléctrico, toda la energía del fotón de aniquilación se transfiere como energía cinética a un fotoelectrón. Este electrón excita al centellador, el cual emite fotones luminosos.

Durante una dispersión Compton, sólo una fracción de la energía del fotón de aniquilación es transferida a un fotoelectrón. El resto de la energía la posee el fotón dispersado. Éste puede producir centros de centelleo adicionales mediante las interacciones fotoeléctricas y Compton. Por lo cual, notamos que la dispersión Compton dentro del cristal puede producir varios centros de centelleo, reduciendo la exactitud de localización del sitio de aniquilación. Al contrario, el efecto fotoeléctrico sólo produce un único centro de centelleo y es el proceso de interacción preferible.

Existen centelladores inorgánicos a los que les añaden pequeñas impurezas llamadas activadores, los cuales modifican la estructura de bandas del cristal puro con el fin de crear sitios especiales en la red cristalina, logrando la existencia de estados de energía en la zona prohibida, a través de la cual, los electrones pueden desexcitarse y regresar a la banda de valencia.

Debido a la presencia de estos activadores; los centelladores son transparentes a la luz de centelleo, ya que, la energía de la transición de desexcitación es menor que la energía requerida para elevar un electrón de valencia a la banda de conducción, además, los espectros de absorción-emisión no se superponen y la auto-absorción por el cristal es considerada mínima. Figura 1.6.

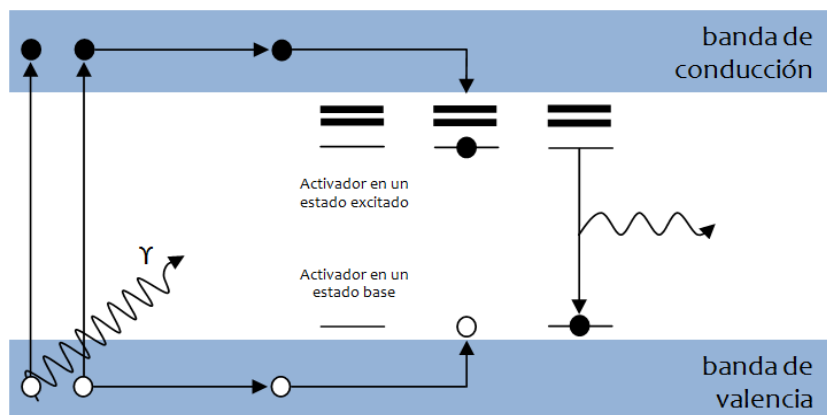


Figura 1.6 Esquema que describe el proceso de centelleo con activadores.

La elección del cristal centellador debe considerar factores como la absorción del detector para fotones de 511 keV, el tiempo de decaimiento de la señal, las propiedades de emisión de luz, la resolución de energía del detector y el grosor del material centellador. [20]

Dada la sección eficaz de las interacciones notamos que, un centellador debe poseer una densidad alta tener para una probabilidad alta de absorción y un número atómico alto para producir una gran fracción de eventos fotoeléctricos. [5] [10]

Tabla 1.5 Propiedades de los centelladores más comunes empleados en PET [5] [21]									
Centellador <sup>3</sup>	NaI	BGO	GSO	LSO	LYSO	LGSO	LuAP	YAP	LaBr <sub>3</sub>
Longitud de onda del pico de emisión de centelleo (nm)	410	480	440	420	420	415	365	350	360
Índice de refracción	1.85	2.15	1.85	1.82	1.81	1.8	1.94	1.95	1.9
Producción de luz (10 <sup>3</sup> fot/MeV)	38	9	13	26	32	16	12	17	60
Tiempo de decaimiento (ns)	230	300	50	40	40	65	18	30	25
Intensidad a 511 keV (fot/ns)	90	21	60	380	380	125	340	290	1900
Resolución energética $\Delta E/E$ (%) a 662 keV	6	10	8	10	10	9	15	4.5	3
Densidad $\rho$ (g/cm <sup>3</sup> )	3.67	7.13	6.71	7.35	7.19	6.5	8.34	5.5	5.3
Z efectiva	50	73	58	65	64	59	65	33	46
$1/\mu$ a 511 keV (mm)	25.9	11.2	15.0	12.3	12.6	14.3	11.0	21.3	22.3
Probabilidad de absorción fotoeléctrica a 511 keV (%)	18	44	26	34	33	28	32	4.4	14
$100 \times \sigma_p / (\sigma_p + \sigma_c)$									
Probabilidad de absorción fotoeléctrica por coincidencias (%)	3.2	19	6.8	12	11	7.9	10	0.20	1.9
Higroscópico	Si	No	No	No	No	No	No	No	Si
Susceptibilidad magnética	No	No	Si	No	No	Si	No	No	No

<sup>3</sup> NaI: Ioduro de Sodio dopado con Talio (NaI:Tl); BGO: Germanato de Bismuto (Bi<sub>4</sub>Ge<sub>3</sub>O<sub>12</sub>); GSO: Ortosilicato de Gadolinio dopado con Cerio (Gd<sub>2</sub>SiO<sub>5</sub>:Ce); LSO: Ortosilicato de Lutecio dopado con Cerio (Lu<sub>2</sub>SiO<sub>5</sub>:Ce); LYSO: Oxi Ortosilicato de Itrio-Lutecio dopado con Cerio (Lu<sub>1.9</sub>Y<sub>0.1</sub>SiO<sub>5</sub>:Ce); LGSO: Oxi Ortosilicato de Lutecio- Gadolinio dopado con Cerio (Lu<sub>0.4</sub>Gd<sub>1.6</sub>SiO<sub>5</sub>:Ce); LuAP: Perovskita de Lutecio-Aluminio dopado con Cerio (LuAlO<sub>3</sub>:Ce); YAP: Perovskita de Itrio-Aluminio dopado con Cerio (YAlO<sub>3</sub>:Ce); LaBr<sub>3</sub>: Bromuro de Lantano dopado con Cerio (LaBr<sub>3</sub>:Ce).

### 1.9.2 Tubo fotomultiplicador

El TFM consiste en una ventana de transmisión de luz, un fotocátodo, una serie de electrodos (dinodos) y un ánodo, encerrados en un cristal al alto vacío.

Los fotoelectrones que fueron originados por la interacción de los fotones visibles del centellador con un fotocátodo (por efecto fotoeléctrico) son acelerados a través del primer dinodo del TFM. El impacto de estos fotoelectrones, libera electrones secundarios de baja energía que a su vez son acelerados al segundo dinodo. Este procedimiento, repetido varias ocasiones, resulta en una cascada de electrones que finalmente son colectados por el ánodo, donde se produce un pulso de corriente que es registrada y analizada por la electrónica del equipo.

En una cámara PET, un módulo de detección está compuesto por 4 TFM acoplados a un cristal centellador. La ubicación del sitio de interacción del fotón de aniquilación con el detector se logra utilizando las señales de los 4 TFM de acuerdo con la Figura 1.7 y las ecuaciones 1.22 y 1.23). [7][10]

$$X = \frac{(PMT_A + PMT_B) - (PMT_C + PMT_D)}{PMT_A + PMT_B + PMT_C + PMT_D} \quad (\text{Ec. 1.22})$$

$$Y = \frac{(PMT_A + PMT_C) - (PMT_B + PMT_D)}{PMT_A + PMT_B + PMT_C + PMT_D} \quad (\text{Ec. 1.23})$$

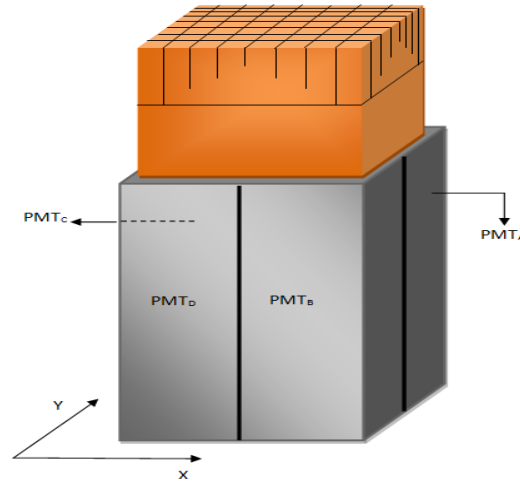


Figura 1.7 TFM en un módulo detector.

### 1.9.3 Electrónica de discriminación

Partiendo del tamaño de los pulsos eléctricos generados, que son proporcionales a la energía depositada en el cristal, y del registro temporal de la detección, el sistema determina los eventos de detección que provienen de dos fotones de aniquilación originados en un único evento de

aniquilación, permitiendo la definición de una línea de respuesta (LOR) entre un par de detectores del arreglo anular.

Un analizador de pulsos determina si la señal tiene la amplitud correcta para ser considerada como proveniente de la interacción de un fotón de 511 keV. Posteriormente, el discriminador de coincidencias examina las señales que poseen la amplitud adecuada y que ocurren dentro una ventana temporal discriminadora (4.5 ns), considerando una diferencia del orden de propagación de los fotones (3.3 m/ns), los eventos que cumplen con ambos criterios se establecen como eventos de coincidencia detectados y se identificará su posición relativa a los ejes de referencia del tomógrafo, el ángulo y la distancia al centro de la línea que los une, para finalmente incorporar este evento al sinograma.

Las amplitudes de la señal de los dos detectores involucrados ( $V_1$  y  $V_2$ ) pueden ser diferentes debido al depósito de energías o a las diferentes ganancias de los fotodetectores. Sin embargo, el circuito de coincidencias genera un pulso estrecho *trigger* (*de disparo*) cuando las señales del detector atraviesan por una fracción fija de sus amplitudes individuales.

En el tiempo  $t_1$ , la señal A genera un pulso 1 que también inicia una ventana temporal de coincidencia de una anchura predeterminada,  $2\tau$ . La señal B, dependiendo de la resolución de tiempo del detector, se registrará en un momento posterior,  $t_2$ . Dependiendo de la diferencia  $t_2 - t_1$ , el inicio del pulso 2 puede o no ingresar en la ventana de coincidencia. Figura 1.8. [6]

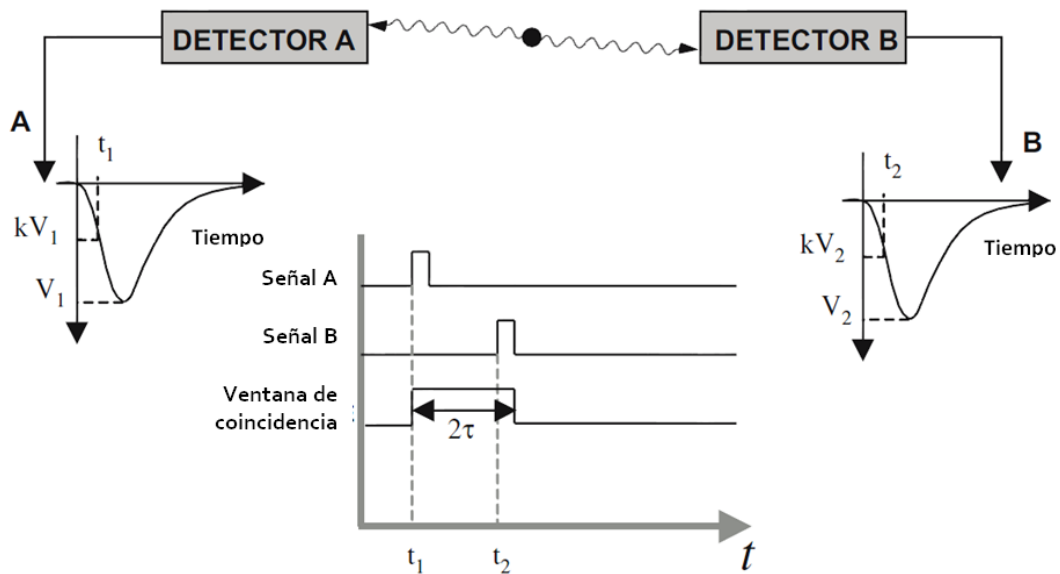


Figura 1.8 Ilustración esquemática de la detección de eventos en coincidencia en dos detectores. [6]

## 1.10 Tipos de eventos de coincidencia

La detección de los fotones de aniquilación por coincidencia se puede entender como un proceso de colimación electrónica. Un evento será considerado válido, si dos fotones son detectados dentro de una ventana temporal predefinida como la ventana de coincidencia, si la línea de respuesta que forman los detectores involucrados se encuentra en un ángulo de aceptación y si la energía depositada en el cristal para ambos fotones se encuentra dentro de la ventana energética.

Aún cuando el evento detectado cumple con las condiciones anteriores, se registra una gran cantidad de eventos no deseados, como aquellos que implican uno o dos fotones dispersos, o la coincidencia accidental de dos fotones que no provienen de un mismo evento de aniquilación.

Los eventos se pueden clasificar de la siguiente manera:

- **Coincidencias simples o únicas:** ocurre cuando un único fotón es registrado por el detector. Un escáner PET generalmente convierte del 1 % al 10 % de estos eventos únicos en eventos coincidentes.
- **Coincidencias verdaderas,** son eventos que se derivan de una única aniquilación positrón-electrón y donde ambos fotones son detectados y registrados dentro de la ventana temporal. Figura 1.9.
- **Coincidencias aleatorias:** ocurren cuando dos núcleos se transforman prácticamente al mismo tiempo. Después de la aniquilación de ambos positrones, cuatro fotones son emitidos. Dos de ellos, de diferentes aniquilaciones, son contados dentro de la ventana de tiempo y considerados provenientes de un mismo evento, mientras los otros dos se pierden. Lo que provoca una localización espacial no relacionada a la distribución del radiofármaco.

La rapidez de conteos aleatorios ( $R_{ab}$ ) entre un par de detectores a y b está dada por:

$$R_{ab}=2\tau N_a N_b \quad (\text{Ec. 1.24})$$

Donde  $N$  es la rapidez de conteo del detector a o b y  $2\tau$  la ventana temporal de coincidencias.

Las coincidencias aleatorias aumentan como el cuadrado de la actividad, considerando que ambos detectores reciben la misma cantidad de conteos aleatorios, partiendo de la Ec. 1.24.

- **Coincidencias múltiples (o triples):** son similares a las coincidencias aleatorias, excepto que el registro de coincidencias viene dado por tres eventos de aniquilación que son detectados durante la ventana temporal. Debido a la ambigüedad en la decisión de cual par de eventos proviene de la misma aniquilación, este es ignorado aunque contribuye con un ruido homogéneo en el fondo de la imagen. Figura 1.9.
- **Coincidencias dispersas:** surgen cuando uno o ambos fotones de aniquilación de un evento presentan una interacción Compton, ocasionando la generación de un fotón disperso y con una energía menor que 511 keV. Estas coincidencias generan líneas de respuesta que no

pasan por el sitio donde ocurrió la aniquilación, causando inconsistencias en la proyección de los datos y disminución del contraste, además de una cuantificación errónea en la imagen. Figura 1.9. [6][7][8]

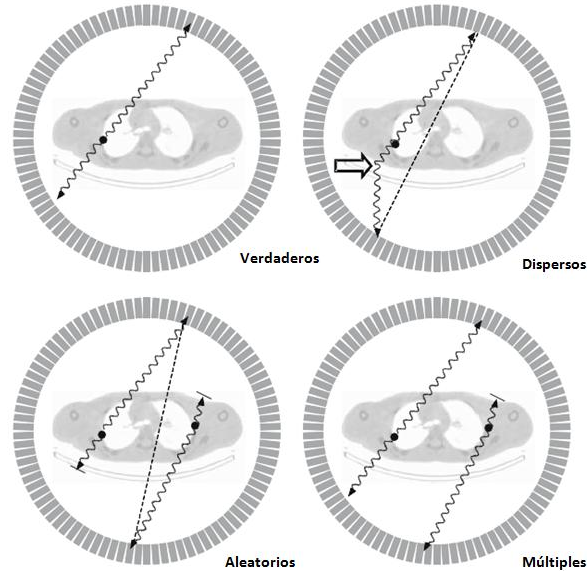


Figura 1.9 Esquema de los tipos de eventos coincidentes.

La rapidez de conteo del sistema está dada por la suma de las coincidencias verdaderas, dispersas y aleatorias, de las que únicamente las coincidencias verdaderas llevan información espacial fiel sobre la distribución del radiotrazador.

### 1.11 Parámetros de calidad de una imagen y los factores que los afectan en una cámara PET

**La resolución espacial** es la capacidad de un sistema para distinguir en una imagen, dos objetos pequeños y cercanos, como dos entidades independientes. Se puede determinar con el ancho total a la mitad del máximo (FWHM del inglés full width at half maximum) del perfil o función de dispersión de la imagen de una fuente puntual o lineal. A continuación se presentan los factores que la afectan:

- El tamaño del elemento de detección ( $d$ ), que determina la resolución intrínseca ( $R_i$ ) y está dada generalmente como  $d/2$ .
- Procesos de aniquilación del positrón. El primero factor se debe al alcance del positrón ( $R_p$ ), ya que, la generación de los fotones de aniquilación no se produce en el mismo sitio de la emisión del positrón, sino que éste se desplaza una distancia antes de aniquilarse con un electrón. Durante este trayecto, el positrón viaja en forma tortuosa, por lo que se toma un alcance efectivo en el cual el positrón va perdiendo energía, cediéndola al medio a través de interacciones con otras partículas. Dependiendo de la densidad electrónica del material

donde se encuentre, el alcance será mayor o menor, dado que la probabilidad de la interacción depende de dicha densidad. El alcance del positrón dependerá de su máxima energía (que a su vez depende del núcleo emisor, ver Tabla 1.1). Este alcance en un tejido biológico puede variar entre unos centenares de micras a más de un milímetro.

El segundo factor se debe a la no colinealidad de los fotones de aniquilación de  $180^\circ \pm 0.25^\circ$  (sección 1.5, Figura 1.10) ya que la LOR entre dos detectores no cruza el punto de la aniquilación, lo cual degrada la resolución espacial y se deteriora a medida que la distancia entre los dos detectores es mayor. Si  $D$  es la distancia en cm entre los dos detectores (es decir, el diámetro del anillo detector), y consideramos la longitud de arco creada por la no colinealidad, entonces, la componente de ésta resolución ( $R_a$ ) se pueden estimar a partir de la Ec. 1.25.

$$R_a = 0.0022 * D \quad (\text{Ec. 1.25})$$

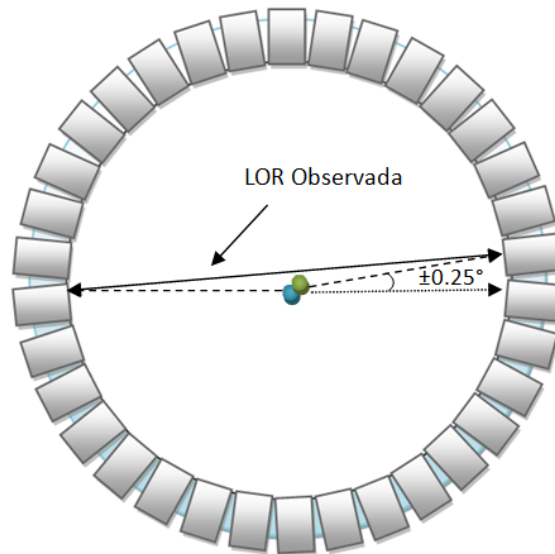


Figura 1.10 No colinealidad de los fotones de aniquilación.

- El método de reconstrucción, ya que la elección de filtros con una frecuencia de corte dada puede degradarla. Esta degradación se puede representar como un factor ( $K_r$ ), por lo general, con un valor entre 1.2 y 1.5 dependiendo del método de reconstrucción y filtrado.
- La localización del detector, ya que, el uso de detectores en bloques en lugar de detectores individuales provoca un error ( $R_\lambda$ ) en el análisis de la localización del detector en el plano XY.

La combinación de los factores anteriores nos proporciona la resolución espacial total ( $R_t$ ) de una cámara PET (Ec. 1.26).

$$R_t = K_r * \sqrt{R_i^2 + R_p^2 + R_a^2 + R_\lambda^2} \quad (\text{Ec. 1.26})$$

La **profundidad de interacción** (DOI del inglés: Deep Of Interactions), da lugar a un efecto geométrico que degrada la resolución espacial. Es causada por el hecho de que los fotones de aniquilación pueden interactuar a cualquier profundidad del material centellador.

Considerando el arreglo anular de detectores de una cámara PET, todos los fotones emitidos desde el campo de visión entrarán perpendiculares a la cara de los detectores. Sin embargo, cuando una fuente tiene un desplazamiento radial, los detectores se encontrarán a cierto ángulo respecto a la LOR y los fotones de aniquilación podrán penetrar a través del primer detector que encuentren y serán detectados por un detector opuesto como se muestra en la Figura 1.11.

Hay dos consecuencias de este efecto, primero la función de respuesta de coincidencia se hace más amplia y el evento pierde localización hacia el centro del escáner, con respecto a la línea que une los dos detectores de interacción. Segundo, dado que la resolución espacial depende del ancho y el espesor de los elementos de centelleo, las características de absorción del material centellador, y la separación de los detectores, se tiene como resultado el deterioro en la componente radial de la resolución espacial de las imágenes de PET. [3] [7]

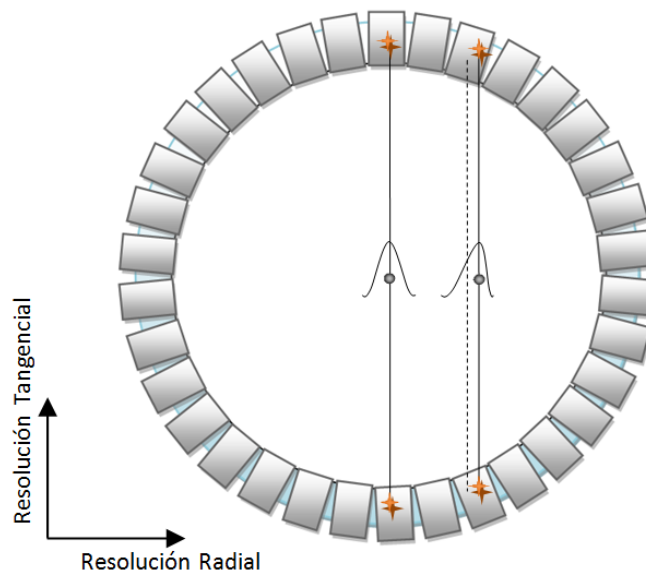


Figura 1.11 Efecto de la profundidad de interacción (DOI) en los detectores de un PET scan.

La **sensibilidad** de una cámara PET es la capacidad para detectar los fotones coincidentes emitidos desde el interior del campo de visión del escáner. Se define como el número de cuentas por unidad de tiempo detectadas por unidad de actividad presente en una fuente. Es uno de los factores más importantes en el diseño de una cámara PET, ya que, es un determinante en la calidad de la imagen final.

Entre los elementos que contribuyen a la sensibilidad se encuentran:



- La geometría de la cámara PET que define la fracción del ángulo sólido total cubierto por ella sobre el campo de la imagen. Generalmente un diámetro pequeño del gantry y grandes campos de visión axial conducen a una alta sensibilidad de la cámara.
- El poder de absorción del detector de la cámara PET, el cual se relaciona con la densidad y el  $Z_{\text{eff}}$  del cristal utilizado. Un cristal con buena sensibilidad tendrá una absorción alta.
- El tiempo muerto del sistema y el circuito analizador de amplitud de pulso.

Una cámara PET con una alta sensibilidad contabiliza más eventos coincidentes en una cantidad fija de tiempo y actividad presente en el FOV del escáner. Esto generalmente se traduce en una mejora de la relación señal-ruido (SNR) en la reconstrucción de las imágenes, ya que, reduce el efecto de las fluctuaciones estadísticas.

La sensibilidad es normalmente expresada en cuentas por segundo por microcurie (cps/ $\mu$ Ci) o kilobequerel (cps/kBq). [7]

El ruido de imagen es la variación aleatoria de las cuentas en un píxel a través de la imagen y está dado por:

$$NECR = \left( \frac{1}{\sqrt{N}} \right) * 100 \quad (\text{Ec. 1.27})$$

Donde **N** son las cuentas en el píxel.

Éste puede ser disminuido al incrementar las cuentas totales de la imagen aumentando el tiempo de adquisición, aumentando la actividad del radiofármaco o mejorando la eficiencia de detección de la cámara PET. Estas posibles mejoras están limitadas por condiciones como el hecho de que el incremento de actividad aumenta la dosis de radiación recibida por el paciente. También al aumentar la actividad, aumentan los eventos aleatorios y el tiempo muerto. El aumento en el tiempo de adquisición, aumenta los artefactos debidos al movimiento del paciente. La eficiencia de detección está limitada por el diseño y tecnología disponible.

El ruido de la imagen está caracterizado por un parámetro llamado **tasa de conteo equivalente a ruido** (NECR) dado por:

$$NECR = \frac{(T^2)}{(T+R+S)} \quad (\text{Ec. 1.28})$$

Donde T, R y S son las coincidencias verdaderas, aleatorias y dispersas, respectivamente. La NECR es proporcional a la SNR en la imagen reconstruida y el ruido puede minimizarse por maximización de la NECR. [7]

La **atenuación y la dispersión** son limitantes en una cámara PET. Estas son debidas a que los fotones de aniquilación formados en el objeto de estudio, tendrán que atravesarlo para ser detectados y existe una probabilidad de que sufran interacciones.

Como se mencionó anteriormente, los efectos de interacción de los fotones con la materia son el fotoeléctrico, donde tenemos una absorción total del fotón fuera del detector, provocando que el evento de coincidencia no ocurra, y la dispersión Compton, donde la energía de los fotones se deposita parcialmente en el tejido, alterando su trayectoria hasta ser detectado en uno de los detectores si es el caso. En este último proceso, el sistema detectará y asignará el evento a una LOR errónea provocando un error en la cuantificación. La dispersión Compton también se puede producir fuera del FOV o plano de detección y afectar a la imagen.

El **tiempo muerto** es el lapso de tiempo entre respuestas del sistema, durante el cual, el sistema es incapaz de procesar cualquier otro evento que ocurra.

El tiempo muerto de un detector se hace mayor a medida que aumenta la rapidez de conteo de eventos. Para concentraciones elevadas de actividad, la electrónica de los detectores es incapaz de generar un pulso eléctrico para cada fotón que alcanza el detector, y produce una pérdida considerable de cuentas asociadas a ese punto, que puede acabar incluso, en un fenómeno de saturación del detector por apilamiento de pulsos. De no ser caracterizado este fenómeno, las captaciones de alta intensidad presentarían una concentración de actividad inferior a la real produciendo un error de cuantificación.

El sistema de discriminación de la cámara PET utiliza una ventana de coincidencia tanto energética como temporal. [8][7][3][26]

## 1.12 Métodos de reconstrucción tomográfica y almacenamiento de datos

La reconstrucción tomográfica es el proceso de crear cortes transaxiales de la estructura interna de un paciente a partir de un conjunto de proyecciones tomadas desde diversos ángulos.

Existen dos enfoques básicos para crear cortes transaxiales, la retroproyección filtrada y la técnica de reconstrucción iterativa.

A continuación se describen brevemente los dos métodos de reconstrucción tomográfica.

### 1.12.1 Retroproyección filtrada

En una retroproyección, los datos adquiridos por la cámara PET son utilizados para crear múltiples cortes transaxiales.

Este método relaciona todas las proyecciones correspondientes a líneas de respuesta paralelas con una sección del objeto perpendicular a éstas, para formar los cortes transaxiales. Se basa en el teorema de “cortes de Fourier” o teorema de la proyección, el cual afirma que la transformada unidimensional de Fourier de la proyección de una imagen  $f(x, y)$ , obtenida a partir de rayos paralelos entre sí y formando un ángulo  $\theta$  con el eje  $x$ , es el corte o muestreo de la transformada

bidimensional de Fourier de la imagen  $F(u, v)$  a lo largo de una línea que forma un ángulo  $\theta$  con el eje  $u$ . [9]

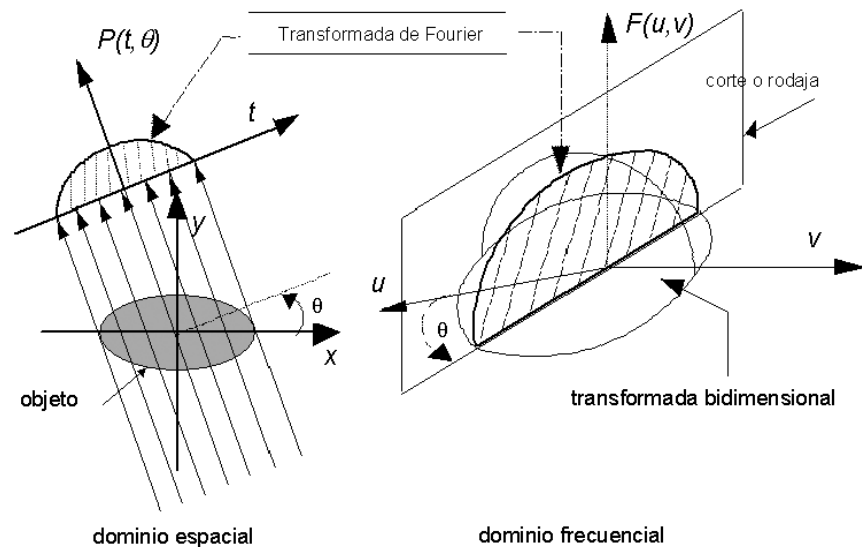


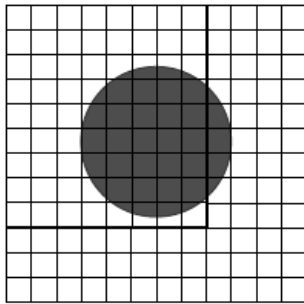
Figura 1.12 Esquema de la relación entre la transformada unidimensional de Fourier de una proyección y la transformada bidimensional del objeto. [9]

El procedimiento básico se puede explicar de la siguiente manera:

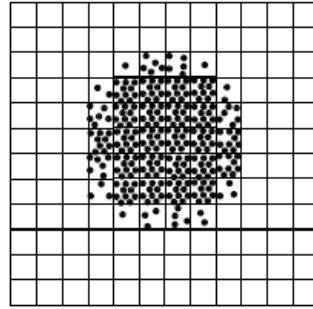
La proyección del paciente (Figura 1.13 A) se va a colocar en una cuadrícula imaginaria donde cada recuento de los píxeles se registran (Figura 1.13 B, C). Los recuentos de cada una de las celdas de la cuadrícula se suman y se almacenan tanto en la dirección horizontal, como vertical en una matriz (Figura 1.13 D, E).

Para formar la retroproyección, se toman las diversas vistas de proyección de diversos ángulos del paciente, y se acomodan en una circunferencia, representando cada uno de los ángulos con que fueron adquiridas. Figura 1.14.

Cada proyección es seccionada en bandas (en la Figura 1.14 se muestran 10 proyecciones seccionadas en 7 bandas cada una) y se extrapolan hacia el centro de la circunferencia a lo largo del radio. En la Figura 1.14 se observa la banda central de cada proyección como un haz gris translucido. Este haz utiliza los datos almacenados de la matriz anterior para reconstruir al paciente.



A

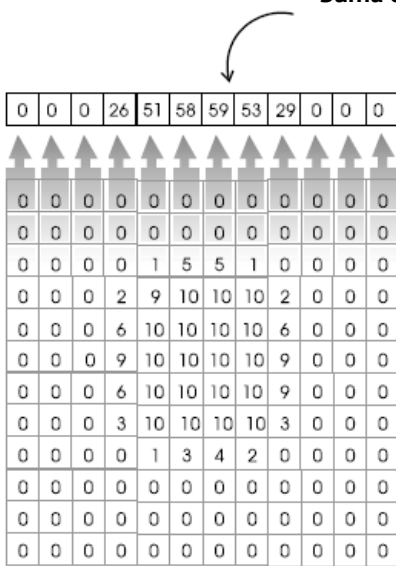


B

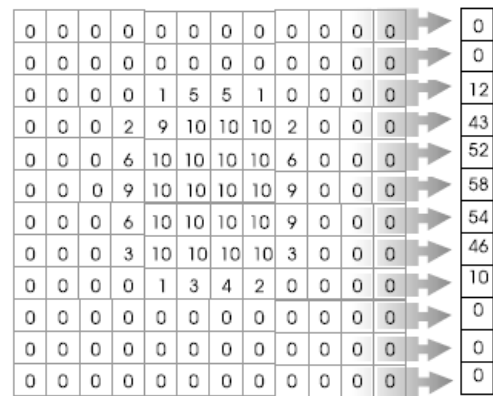
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	1	5	5	1	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	2	9	10	10	10	2	0	0	0	0	0	0
0	0	0	6	10	10	10	10	6	0	0	0	0	0	0
0	0	0	9	10	10	10	10	9	0	0	0	0	0	0
0	0	0	6	10	10	10	10	6	0	0	0	0	0	0
0	0	0	3	10	10	10	10	3	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	1	3	4	2	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

C

Suma de cada columna



D



E

Figura 1.13 A) Proyección de un disco en una cuadrícula, B) Conteo de los pixeles del disco, C) Cuantificación del disco D) Suma y almacenamiento horizontal E) Suma y almacenamiento vertical. [30]

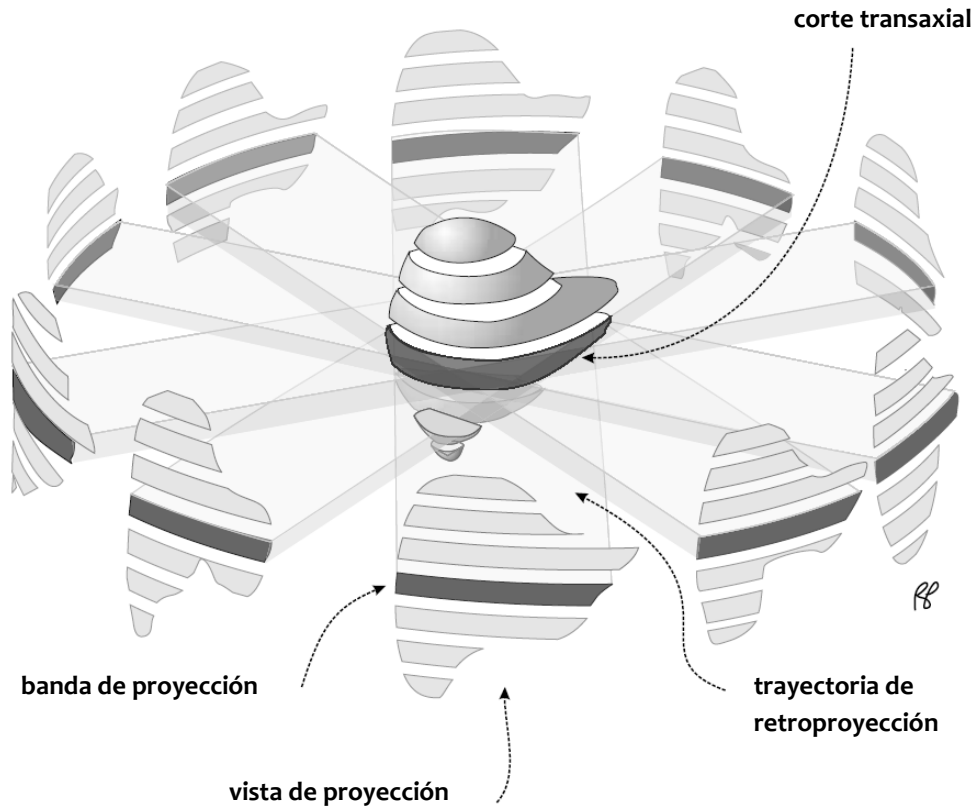


Figura 1.14 Proyecciones de un hígado y su reconstrucción por retroproyección [30]

Las sumas de los conteos horizontales y verticales de la cuadrícula van a ser colocadas sin distinción en su respectiva columna o fila al momento de la reconstrucción (Figura 1.15 A y B) provocando una apilación de valores de la retroproyección por cada proyección, que permite la visualización del corte transaxial del objeto con hipercaptación del radiofármaco. Desafortunadamente puede producir el artefacto estrella por esta misma apilación de valores. Figura 1.16.

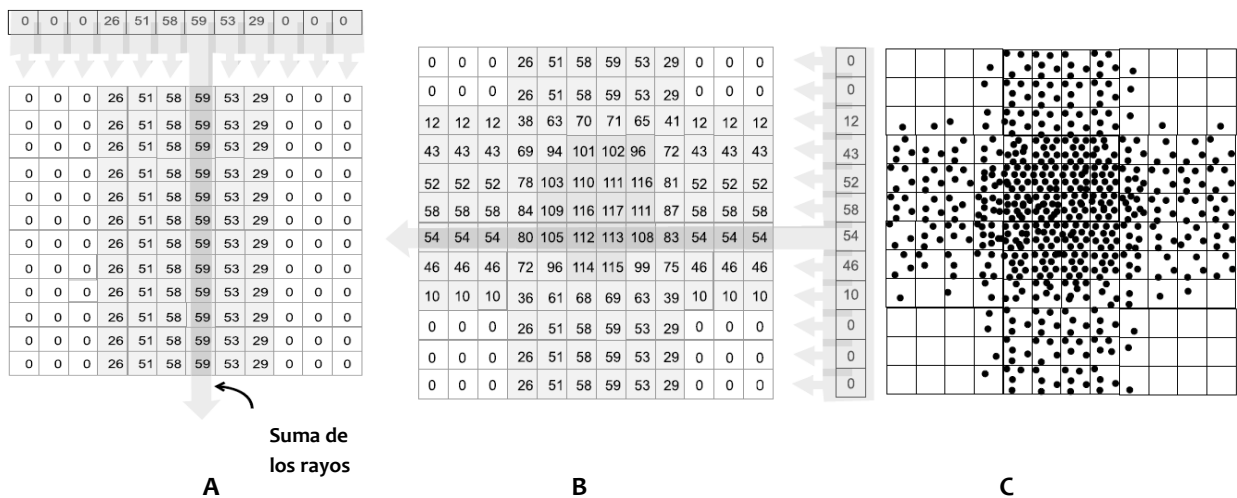


Figura 1.15 A) Reconstrucción con los datos verticales, B) Reconstrucción con los datos horizontales y C) Disco reconstruido. [30]

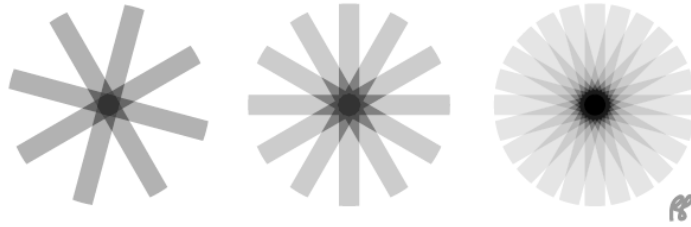


Figura 1.16 Artefacto estrella para diferentes números de retroproyecciones de una fuente puntual. [30]

Para reducir el ruido causado por el artefacto estrella, la dispersión de fotones y el ruido blanco, se emplea un filtrado, tanto en el dominio espacial; donde representamos los datos en términos familiares (cuentas por pixel); como en el dominio de frecuencias, donde los datos pueden ser representados alternativamente como ondas sinusoidales. Los filtros empleados van desde suavizados, que redistribuyen parcialmente las cuentas de los pixeles más altas a los vecinos inmediatos, o el filtro rampa, que fue diseñado para reducir el artefacto estrella. [9][11][26][30]

### 1.12.2 Método iterativo

Los algoritmos iterativos intentan refinar progresivamente la estimación de la distribución de actividad, en vez de calcular ésta directamente. Se basan en la comparación sucesiva de los datos reconstruidos con los datos originales sobre los cuales son re-proyectados, hasta alcanzar una coincidencia aceptable o convergencia según un valor previamente especificado.

En la reconstrucción iterativa, se inicia con una estimación inicial de los datos para producir un conjunto de cortes transaxiales. Estos cortes son utilizados para crear un segundo conjunto de proyecciones que se compararán con las proyecciones originales.

### 1.12.3 Sinogramas

Los datos crudos de la distribución de actividad, se denotan como una función  $a(x,y)$ . Esta función suele ser representado como una matriz 2-D, donde cada elemento en la matriz corresponde al número de eventos registrados por un par de detectores determinado, es decir, a lo largo de una línea de respuesta específica.

Cada fila de esta matriz representa una integral de línea o una proyección de la actividad en un ángulo  $\theta$  particular, y cada columna representa el desplazamiento radial,  $r$ , desde el centro de la cámara PET.

La relación entre qué elementos de la matriz  $(r, \theta)$  corresponden a los registrados en el objeto con ubicación  $(x,y)$  está dada por:

$$r = x\cos\theta + y\sin\theta \quad (\text{Ec. 1.29})$$

Esta matriz 2-D  $s(r, \theta)$  se conoce como sinograma, ya que una fuente puntual en una posición  $(x,y)$  traza una trayectoria sinusoidal en la matriz dada por la Ec. 1.29. También se obtiene información sobre la cantidad de aniquilaciones que tuvieron lugar para cada LOR permitida entre los detectores, permitiendo que el sistema asigne diferentes niveles de intensidad en función de la concentración del radiofármaco.

La Figura 1.17 muestra los sinogramas que se pueden obtener de A) LORs que inciden en un mismo detector a diferentes ángulos, B) LORs paralelas entre sí, C) un objeto cilíndrico con dos pequeñas regiones con diferente concentración de actividad. [6][9][12][13]

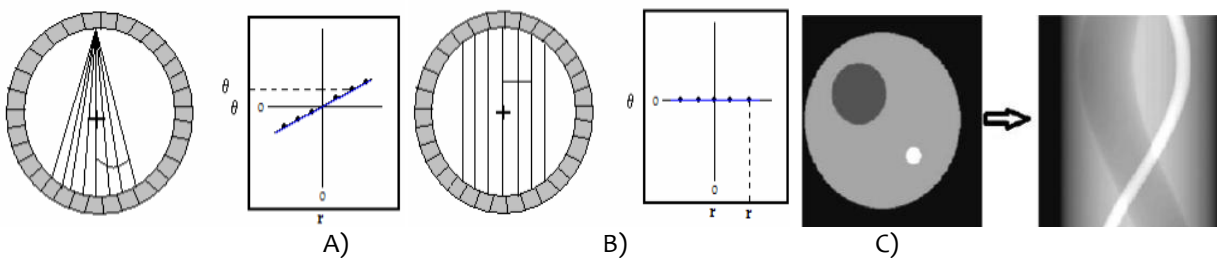


Figura 1.17 A) Sinograma para LORs que inciden en un mismo detector a diferentes ángulos, B) sinograma para LORs paralelos, C) representación de un cilindro con dos regiones con diferente concentración.

### 1.13 Procesamiento

Dentro del procesamiento de los datos adquiridos junto con las correcciones a la imagen para una buena calidad en ella se encuentran los métodos de:

- Normalización, debido a que la respuesta en los sistemas PET no es uniforme, pues trabaja con 10,000 a 20,000 elementos detectores y las pequeñas variaciones de su espesor, propiedades de emisión de luz, desempeño electrónico, entre otros, resulta en pequeñas diferencias en la rapidez de conteo para la misma actividad. [20]
- Corrección por coincidencias aleatorias, ya que los eventos aleatorios aumentan la rapidez de conteo, contribuyendo a eventos de coincidencia colocados en forma espuria, que reducen el contraste y distorsionan la relación entre la intensidad de la imagen y la concentración de actividad. La solución estándar para corregirlos es utilizando el método de la ventana tardía (delayed window), que se basa en el hecho de que los fotones que coinciden en forma aleatoria no se correlacionan temporalmente. El número de eventos en la ventana tardía brinda una estimación del número de eventos aleatorios en la ventana de coincidencia que se emplea para su corrección aproximada. [20]

- Corrección por radiación dispersa, ya que los eventos por dispersión reducen el contraste y la distorsión de la relación entre la intensidad de la imagen y la concentración de actividad. La dispersión es particularmente problemática, debido a la ancha ventana de energía usada para mantener una alta sensibilidad en vista de la relativamente pobre resolución energética de los detectores PET. En el PET 2D, la corrección de dispersión es bastante sencilla. Una vez aplicada la corrección por eventos aleatorios, los extremos de los perfiles de cuentas de las proyecciones de la imagen son exclusivamente por radiación dispersa, que son ajustadas a una función matemática y sustraídas del perfil medido para lograr los perfiles corregidos por dispersión. [20]
- La corrección por atenuación, es una aplicación relativamente fácil ya que depende solamente del espesor total del medio atenuante. El método consiste en generar una imagen CT, de la cual, la intensidad transmitida es registrada por un detector y se reconstruye mediante un algoritmo tomográfico que calcula el coeficiente lineal de atenuación ( $\mu$ ) para cada punto del corte del cual se obtiene un mapa de atenuación (MA). Para generar este MA, se utilizan los datos del CT para generar factores de corrección de atenuación (ACF), que se derivan de la adquisición del CT a una energía media de 70 keV, la cual debe correlacionarse a la atenuación de los fotones de aniquilación con energías de 511 keV empleada por el PET. De no hacerse, existiría una falta de correspondencia de los datos. Las imágenes a escala del CT son interpoladas de la resolución espacial de CT a PET y los ACF son generados por retroproyección de las imágenes interpoladas. [27]
- El tiempo muerto es definido como el tiempo requerido para que un sistema de conteo registre y procese completamente un evento, durante el cual, un evento adicional no podrá ser registrado, provocando que la rapidez de conteo medida sea sistemáticamente menor que la real, y es significativa a una rapidez de conteo muy alta.

Para sistemas PET con anillos multidetectores, las cuentas perdidas debido al tiempo muerto son mínimas con las dosis clínicas administradas. A pesar de eso, es rutinariamente aplicada una corrección en tiempo real para compensar las cuentas perdidas. [20]



# Capítulo 2. Método experimental

---

## 2.1 Características de la cámara PET

En este trabajo se evaluó el desempeño de la cámara PET/CT Siemens Biograph 16 serie 1415 del Departamento de Medicina Nuclear del Instituto Nacional de Cancerología.

A continuación se presentan las especificaciones físicas, técnicas y de desempeño de este equipo:

### Características físicas del PET/CT Siemens Biograph 16

- Diámetro del gantry 70 cm
- Campo de visión (FOV transversal) 50 cm
- Detectores de Ortosilicato de Lutecio (LSO)
- Ventana temporal de coincidencia de 4.5 ns.
- Modo de adquisición estático y de múltiples camas
- Dimensiones de los cristales: 4.0 x 4.0 x 20.0 mm<sup>3</sup>
- Elementos de detección por cada bloque del detector: 169
- Número de bloques por detector: 144
- Tubos fotomultiplicadores por bloque: 4
- Diámetro de los anillos detectores: 830 mm
- Detectores por anillo: 624
- Número de anillos detectores: 39
- Número total de detectores: 24, 336
- Campo de visión transaxial: 585 mm
- Campo de visión axial: 162 mm
- Número de imágenes por plano: 81
- Espaciamiento mínimo entre planos: 2 mm

### Resolución Transaxial (NEMA 2001)

- FWHM @ 1 cm 6.5 mm (4.6 mm)
- FWHM @ 10 cm 7.5 mm (5.8 mm)

### Resolución Axial (NEMA 2001)

- FWHM @ 1 cm 6.5 mm (4.6 mm)
- FWHM @ 10 cm 7.5 mm (5.8 mm)

- Sensibilidad @ 425 keV 4.9 cps/kBq
- Uniformidad <5% variación
- Count rate peak NECR 85 kcps @ 33kBq/cc<sup>4</sup>

Las pruebas realizadas en el presente trabajo tienen diferente periodicidad de ejecución, esto se observa en la Tabla 2.1.

Tabla 2.1 Periodicidad de las Pruebas [21][22]	
Nombre de la prueba	Periodicidad
Prueba diaria de estabilidad de los detectores	diario / trimestral <sup>5</sup>
Valor de captación estandarizado	Trimestral
Calidad de la imagen y exactitud de las correcciones por atenuación y dispersión y exactitud de las correcciones por cuantificación de la actividad	anual y cuando se sospeche de un cambio en el rendimiento del sistema detector
Resolución espacial	semanal y después de algún servicio mayor en la cámara PET o cuando se sospeche de un cambio en el rendimiento del sistema detector
Calidad de imagen utilizando un maniquí certificado por la ACR	anual / trimestral <sup>6</sup>

## 2.2 Prueba diaria de estabilidad de los detectores, determinación del factor de calibración (FC) y normalización

### 2.2.1 Prueba diaria de estabilidad de los detectores

Esta prueba se realizó durante 6 meses siguiendo la publicación del OIEA [21].

El objetivo de la prueba, es evaluar la constancia del desempeño de los detectores e identificar oportunamente alguna falla.

Para realizar este procedimiento, se utilizó un maniquí cilíndrico uniforme de <sup>68</sup>Ge, Tabla 2.2 y Apéndice B, el cual se colocó de forma centrada en el FOV del PET. Figura 2.1.

<sup>4</sup> La unidad cc es utilizada como un factor de corrección para el procesado de datos en el sistema PET.

<sup>5</sup> La implementación de la prueba diaria está dada por el fabricante, mientras que la implementación trimestral está dada por la publicación del OIEA, para la prueba de normalización.

<sup>6</sup> Siguiendo las recomendaciones del OIAE, solo la prueba de uniformidad se implementa trimestralmente, y todas las pruebas de calidad de imagen se repiten de manera anual.

Tabla 2.2 Características del maniquí cilíndrico uniforme de $^{68}\text{Ge}$ [26]								
Maniquí	Modelo y número de serie	Material	Volumen	Actividad $\pm 10\%$	Fecha de calibración	Vida media	Geometría	Peso
$^{68}\text{Ge}$	PET-20C19/1	Matriz Sólida	5940 ml	44 MBq /1.2mCi	18 julio 2011	270.8 días	Cilindro de 20 cm de diámetro y 19 cm de altura (región activa)	6.8 kg



Figura 2.1 Fuente cilíndrica uniforme de  $^{68}\text{Ge}$  colocada en el soporte para centrarla en el FOV de la cámara PET.

Se utilizó el protocolo de adquisición para el control de calidad diario llamado “Quality Check” provisto por el fabricante, con el cual se realizan tres procedimientos: estabilidad del detector, determinación del factor de calibración (FC) y normalización.

El sistema despliega 81 sinogramas, los cuales se inspeccionaron visualmente para buscar la presencia de artefactos y compararlos con sinogramas anteriores para detectar la existencia de un daño en los detectores. [24]

### 2.2.2 Determinación del factor de calibración (FC)

Una de las ventajas del PET, sobre otras modalidades de imagen, es que puede determinar con precisión la concentración de actividad de un radiotrazador en un volumen. Para conseguirlo, es necesario calibrar el sistema, de tal forma que sea posible convertir la densidad de cuentas de la imagen en una concentración de actividad. Esta calibración se logra con el maniquí cilíndrico uniforme de  $^{68}\text{Ge}$  con una concentración de actividad, A (Bq/mL) conocida.

El factor de calibración utilizado para transformar la densidad de cuentas en concentración de la actividad está dado por:

$$FC=A \text{ (Bq/ml)} \times BF / C \text{ (conteos/voxel/segundo)} \quad (\text{Ec. 2.1})$$

Donde A (Bq/mL) es la concentración de la actividad, C (conteos/voxel/segundo) es la densidad de cuentas promedio y BF es el porcentaje de emisión de partículas beta positivas (Tabla 1.1) de la fuente de calibración.

Este proceso se realiza de forma simultánea a la prueba de estabilidad de detectores y el procedimiento de éste se hace de forma análoga al descrito en la sección anterior.

El sistema despliega en una tabla el valor del factor de calibración calculado y el factor anterior, nombrados como ECF. Este valor puede ser aceptado si la diferencia entre ellos es menor que 10%. [24]

La publicación [30] (disposición de la cámara PET Siemens), otorga un margen para los valores del FC donde el valor mínimo es de  $2.65 \times 10^7$  Bq/ml, el valor máximo es de  $3.65 \times 10^7$  Bq/ml.

### 2.2.3 Normalización

La falta de uniformidad en la eficiencia de los detectores, variaciones geométricas y electrónicas de los mismos, contribuyen en las variaciones de la eficiencia de detección de coincidencias entre los múltiples pares posibles de detectores. El proceso de normalización corrige cada línea de respuesta individual mediante un factor que compensa la falta de uniformidad.

Para generar la corrección por normalización, se miden las eficiencias individuales y las variaciones en las eficiencias geométricas de los detectores, para esto, se usa una fuente radiactiva con una concentración de actividad uniforme de tal manera que se espera una eficiencia uniforme en cada línea de respuesta; esto permite generar los factores de corrección para cada línea.

Este proceso se realiza de forma simultánea a la prueba de estabilidad de detectores. Si los resultados de las pruebas de las secciones 2.2.2 y 2.2.3 son aceptados, es decir, si no se presentó algún problema con los sinogramas al hacer la inspección visual y en el valor FC, este último puede ser guardado para su uso en el sistema.

## 2.3 Valor de captación estandarizado (SUV)

En un estudio PET es de gran utilidad la cuantificación de la concentración de actividad distribuida en el volumen de estudio.

El SUV es el método más común para la cuantificación de la captación del radiofármaco.

El SUV se define como:

$$\text{SUV [g/ml]}^7 = \frac{\text{Concentración de actividad en la ROI en MBq/ml}}{\text{Actividad inyectada al paciente en MBq/(masa del paciente en g)}} \quad (\text{Ec. 2.2})$$

La medición del SUV comúnmente es un proceso automatizado, donde se traza una región de interés (ROI) en el área donde se desea evaluar. La medición de la actividad dentro de la ROI es normalizada a la concentración de actividad promedio en el objeto de estudio, la cual es aproximada a la actividad inyectada dividida entre la masa del paciente

Un valor SUV de 1.0, en una fuente de distribución homogénea de actividad, indica que el radiofármaco se distribuyó uniformemente en todo el objeto de estudio. Un SUV de 3.0 significa la presencia de tres veces la actividad promedio esperada.

Se evaluó el valor de captación estandarizado del PET utilizando el maniquí cilíndrico uniforme de  $^{68}\text{Ge}$  de la sección 2.2. Figura 2.1.

La adquisición de las imágenes del maniquí se realizó empleando el protocolo descrito en la Tabla 2.3, utilizando 2 tamaños de matriz.

Los datos que se ingresaron al sistema fueron los siguientes:

- Peso de la matriz sólida que contiene el material radiactivo: 6.8 kg.
- Actividad al momento de la adquisición del maniquí de  $^{68}\text{Ge}$  (cuya actividad a la fecha de su calibración es: 44MBq para el 18 de julio del 2011).
- Hora en que se realizó la adquisición.

Tabla 2.3 Protocolo clínico de adquisición estándar								
Reconstrucción	Número de iteraciones	Sub-conjuntos	Imagen de salida	Tiempo de cama	Tamaño de matriz 1	Tamaño de matriz 2	Filtro	Espesor del corte
Iterativa	6	8	Corregida por atenuación	3 min	168x168	256x256	Gaussiano	5 mm

Se determinó el valor SUV en cada corte tomográfico excluyendo dos cortes de cada extremo para ambos tamaño de matriz.

Se utilizó una ROI circular que cubrió aproximadamente el 90% del área de los cortes transversales del maniquí (237.41 cm<sup>2</sup>). Figura 2.2.

El valor que despliega el sistema es el valor promedio del SUV en la ROI y su error asociado (desviación estándar).

<sup>7</sup> Suponiendo que la densidad del tejido es igual a la densidad del agua (i.e. 1 ml de agua pesa 1 g), los valores de SUV se representan sin unidades.

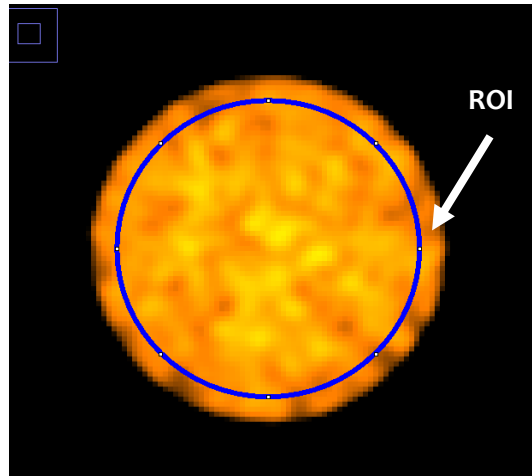


Figura 2.2 Determinación del SUV utilizando una ROI al 90% del área del corte transversal del maniquí.

Puesto que la concentración de actividad en el maniquí es uniforme, se espera que el valor SUV en cada corte sea igual a 1 con diferencias menores que 10%. ( $1.00 \pm 0.10$ ).

La Figura 2.3 muestra a modo de ejemplo una gráfica del valor SUV versus número de corte tomográfico donde se puede observar un comportamiento aceptable y otro no aceptable.

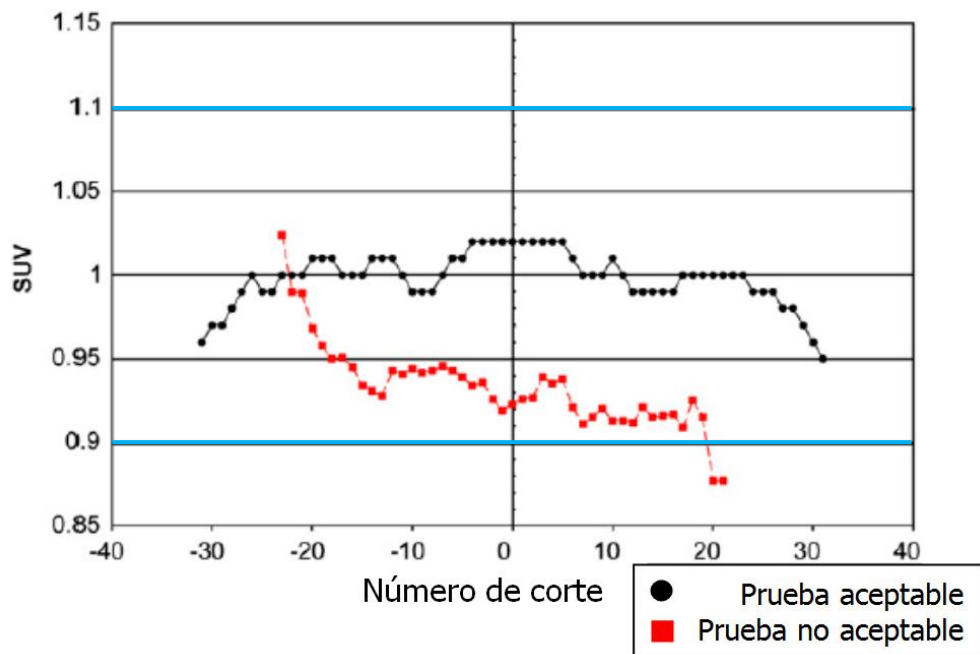


Figura 2.3 Comportamiento aceptable y no aceptable del SUV corte por corte de un maniquí con concentración uniforme. Las líneas azules marcan los límites superior e inferior de aceptabilidad.

## 2.4 Calidad de la imagen y exactitud de las correcciones por atenuación y dispersión y exactitud de las correcciones por cuantificación de la actividad

Las pruebas de calidad de imagen, exactitud de las correcciones por atenuación y dispersión y exactitud de la cuantificación de la actividad, se realizaron de forma simultánea utilizando un maniquí IEC 61675-1 (Apéndice C) con las siguientes características:

- Un compartimento principal con una longitud interior de 18 cm para cubrir todo el campo de visión axial del escáner PET.
- Cinco esferas huecas con diámetros interiores de 1.0, 1.3, 1.7, 2.2 y 2.8 cm, y un espesor de pared no mayor que 1 mm.
- Un inserto cilíndrico ( $5.0 \pm 0.2$  cm de diámetro externo) relleno con un material de número atómico bajo que imita la densidad pulmonar (densidad media de  $0.3 \pm 0.1$  g/ml), centrado en el compartimento del cuerpo, y que se extiende axialmente a través de todo el maniquí.

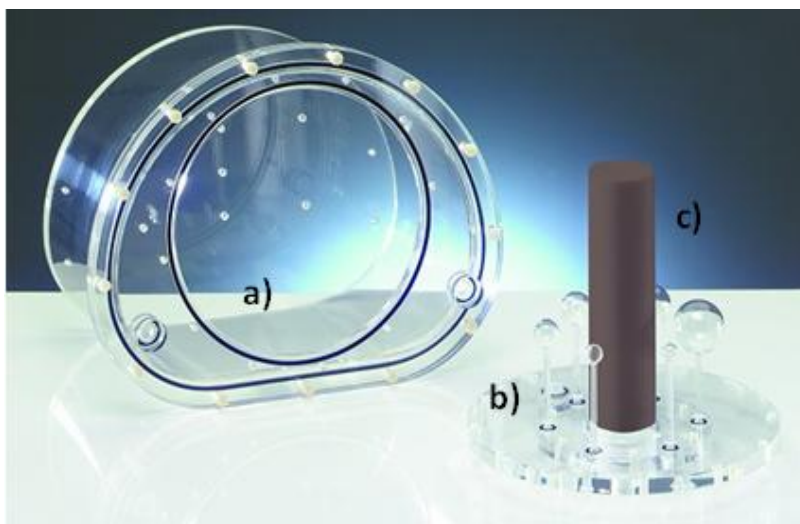


Figura 2.4 Maniquí de Calidad de Imagen IEC 61675-1.

Las tres pruebas se realizaron utilizando una concentración de actividad en las esferas de 4:1 y 8:1, respecto a la concentración de fondo.

El compartimento principal del maniquí se llenó con una concentración de actividad de  $^{18}\text{F}$ . Para igualar la concentración de actividad de un paciente típico de 70 kg inyectado con 371 MBq (10 mCi), se utilizó una concentración de actividad de 0.143 mCi/kg.

$$10 \text{ mCi}/70 \text{ kg} = 0.143 \text{ mCi/kg} \quad (\text{Ec. 2.3})$$

El volumen del maniquí empleado fue de 9.3 litros, y considerando que el cuerpo humano en su mayor composición es agua, la actividad empleada de  $^{18}\text{F}$  fue de  $1.33 \text{ mCi}^8$ .

<sup>8</sup> Todas las la fuentes de  $^{18}\text{F}$  fueron medidas por el activímetro Carpintec CRC 15R cuya incertidumbre en la lectura es de 5 %.

El modo de preparación del maniquí se describe a continuación:

- Se llenan con agua destilada las esferas de 2.8 cm y 2.2 cm de diámetro. Éstas simulan lesiones frías.
- Se llena el inserto de baja densidad (Styrofoam,  $\rho = 3 \text{ g/ml}$ ) con agua destilada para evitar espacios vacíos.
- Para obtener la razón de concentración 4:1, se utiliza la concentración de actividad de la Ec. 2.3, multiplicándola por cuatro (0.572 mCi/kg). Se emplea agua destilada como disolvente de la actividad. Se utiliza esta concentración para llenar las esferas de 1.7 cm, 1.3 cm y 1.0 cm de diámetro, que simulan lesiones calientes. La disolución debe ser homogénea.
- Se fija el inserto de pulmón dentro del cuerpo del maniquí.
- Se llena la cavidad principal del maniquí, con la concentración de actividad, dada por la Ec. 2.3. Se usa como disolvente agua destilada. La disolución debe ser homogénea.
- Finalmente, se cierra el maniquí, tratando de evitar derrames.

Para realizar la prueba a una razón de concentración de actividad de 8:1, se siguen los pasos anteriores, excepto que inicialmente, las esferas que simulan lesiones calientes, se llenan con una concentración ocho veces mayor que la dada en la Ec. 2.3.

El segundo maniquí, necesario para estas pruebas, es un cilindro hueco rellenable de 20 cm de altura y 20 cm de diámetro (aproximadamente 6300 ml). 2.5B.

Con este maniquí se simuló un campo de radiación externo al FOV con actividad de  $^{18}\text{F}$  de 3.13 mCi.

Se vierte la actividad de 3.13 mCi, y se llena el maniquí completamente de agua destilada, teniendo cuidado de lograr una solución uniforme. [21]

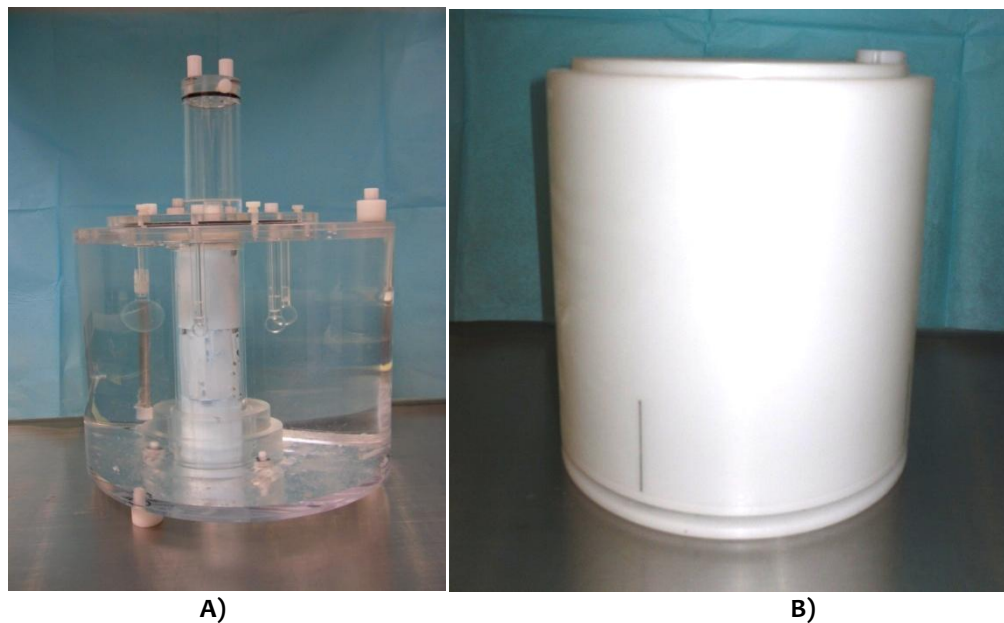


Figura 2.5 A) Maniquí de calidad de imagen IEC 61675-1 y B) Cilindro rellenable de actividad uniforme.



Para colocar el maniquí de forma correcta, el plano que pasa por el centro de las esferas del maniquí NEMA IEC Phantom Body debe coincidir con el centro del FOV de la cámara PET.



Figura 2.6 Colocación de los maniqués NEMA IEC Body Phantom y el maniquí rellenable en el FOV del PET.

La adquisición de las imágenes se realizó utilizando el protocolo clínico establecido (Tabla 2.4) excepto por el tiempo de cama que está dado por la siguiente ecuación:

$$t = \frac{60 \text{ min} \times \text{distancia de cama}(cm)}{100(cm)} \quad (\text{Ec. 2.4})$$

Para cada razón de concentración de actividad se adquieren las imágenes con dos tamaños de matriz.

Tabla 2.4 Protocolo clínico de adquisición para las pruebas de calidad de la imagen de la publicación [21] del OIEA								
Reconstrucción	Iteración	Sub-conjuntos	Imagen de salida	Distancia de cama	Tiempo de cama (Ec. 2.4)	Tamaño de matriz 1	Tamaño de matriz 2	Filtro
Iterativa	6	8	Corregida	13 cm	8 min	168x168	256x256	Gaussiano

Una vez que el equipo PET concluyó la adquisición de las imágenes, utilizando las estaciones de trabajo (PETSyngo<sup>9</sup>), las imágenes obtenidas se transfirieron a un disco de almacenamiento en formato DICOM para su posterior análisis con el programa Image J.

<sup>9</sup> El software PETSyngo consiste en un paquete, tanto de adquisición, procesamiento y visualización de imágenes especializado para diagnóstico clínico, como una estación de diversos procesos que facilita el manejo del sistema PET.

### 2.4.1 Calidad de imagen

Con el programa ImageJ se seleccionó el corte tomográfico en donde se observan mejor las esferas.

Se dibujó una ROI circular en cada esfera caliente y fría, con el diámetro de la ROI lo más cercano posible al diámetro interno de cada esfera. El análisis de las ROIs toma la medida de un conteo parcial de los píxeles.

Las mismas 5 ROIs definidas para las esferas (Figura 2.7 A-E) se dibujaron concéntricamente en el mismo corte sobre una región uniforme (Figura 2.7 F), repitiéndolas 12 veces en el área del maniquí a una distancia no menor que 15 mm del borde (total de 60 ROIs).

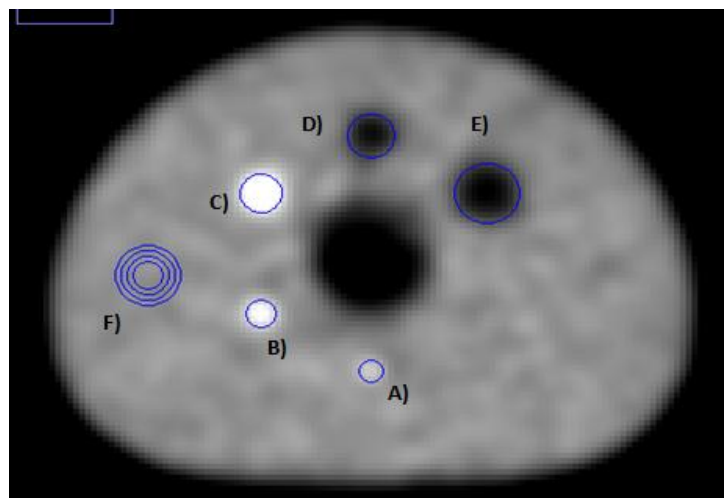


Figura 2.7 ROIs empleadas de la imagen con un diámetro de A) 10.66 mm, B) 13.33 mm, C) 16 mm, D) 21.33 mm, E) 26.66 mm, F) ejemplo de 5 ROIs concéntricas en una de las 12 regiones del fondo del maniquí.

El diámetro de las ROIs empleadas se presenta en la Tabla 2.5.

Tabla 2.5 Diámetro de las ROIs empleadas para cada esfera					
Matriz Empleada	Diámetro de las esferas calientes (mm)			Diámetro de las esferas frías (mm)	
	10	13	17	22	28
256x256 píxeles	10.66	13.33	16	21.33	26.66
158x158 píxeles	8.13	12.19	16.25	20.31	28.44

En la barra de trabajo de ImageJ se eligieron los parámetros a medir del corte, esto está en la opción Analyze>Set Measurements y se seleccionaron las opciones de área y valor promedio para registrar el área de la ROI utilizada y el valor promedio de cuentas asignado por el programa.

Este procedimiento se realizó para el corte central (donde las esferas se observan con mayor nitidez) y para dos cortes anteriores y dos posteriores, respetando al central, los cuales se enumeran como: -2,-1, 0, +1,+2.

El porcentaje de contraste de la esfera caliente  $j$  se relaciona con los valores obtenidos de las ROIs de fondo y de las lesiones calientes y se calcula con la relación dada por la Ec. 2.5.

$$Q_{H,j} = 100[(C_{H,j} - C_{B,j})/C_{B,j}]/[(a_H - a_B)/a_B] \quad (\text{Ec. 2.5})$$

Donde  $C_{H,j}$  es el promedio del número de cuentas en la ROI de la esfera  $j$  (que simula lesión caliente),  $C_{B,j}$  es el promedio de la ROI del fondo para la esfera  $j$ ,  $a_H$  es la concentración de la actividad de la esfera caliente y  $a_B$  es la concentración de la actividad del fondo.

El porcentaje del contraste  $Q_{C,j}$  para cada esfera fría  $j$  se relaciona con los valores obtenidos de las ROIs del fondo y de las lesiones frías y está dado por la Ec. 2.6.

$$Q_{C,j} = 100[(C_{B,j} - C_{C,j})/C_{B,j}] \quad (\text{Ec. 2.6})$$

Donde  $C_{C,j}$  es el promedio del número de cuentas de cada ROI de la esfera  $j$  (que simula lesión fría),  $C_{B,j}$  es el promedio de la ROI del fondo para la esfera  $j$ . La ecuación para las lesiones frías es más sencilla, ya que las esferas no contienen actividad.

La desviación estándar del promedio de cuentas de fondo de cada ROI debe ser menor que 5 % por ser una distribución homogénea de actividad en el cuerpo principal del maniquí. [21]

## 2.4.2 Exactitud de las correcciones por atenuación y dispersión

Se evaluó la exactitud de la corrección de dispersión y atenuación, mediante la medición del error residual en las correcciones en regiones uniformes.

Se midió el valor promedio de cuentas ( $C_{\text{lung},i}$ ) de una ROI de  $3.0 \pm 0.2$  cm de diámetro centrada en el inserto de baja densidad (que representa tejido pulmonar), para cada corte  $i$  (-2,-1, 0,+1,+2), utilizados anteriormente.

Se midió el valor promedio de cuentas de fondo, tomando 12 ROIs circulares de  $3.0 \pm 0.2$  alrededor del inserto de baja densidad, situadas en las ubicaciones de la sección 2.4.1 (Figura 2.7 F) Se registra el valor promedio de las 12 ROIs para cada corte ( $C_{B,i}$ ).

Se calculó el error residual con la Ec. 2.7. Este valor está dado como un porcentaje entre las cuentas promedio en el inserto de baja densidad y las cuentas promedio del valor del fondo para cada corte  $i$ .

$$\Delta C_{\text{lung},i} = 100 \times C_{\text{lung},i} / C_{B,i} \quad (\text{Ec. 2.7})$$

Una corrección ideal por atenuación y dispersión muestra la ausencia de actividad en la cavidad pulmonar, y por tanto, un error residual cercano a cero.

### 2.4.3 Exactitud de la corrección por cuantificación de la concentración de actividad

Se evaluó esta prueba, utilizando una imagen corregida por atenuación y dispersión.

Con el software PETSyngo se midió la concentración de actividad de fondo (MBq/ml) para cada corte  $i$  dibujando 12 ROIs de 2.8 cm de diámetro.  $A_{B,i}$  es el valor promedio de los 12 valores de esta concentración para cada corte  $i$ .

La concentración de actividad  $A_B$ , depositada en el maniquí, se calculó utilizando la actividad usada de  $1.33 \pm 0.06$  mCi dentro del maniquí IEC 61675-1 y el volumen de la cavidad (9300 ml).

La exactitud de la corrección por cuantificación de la concentración de actividad para cada corte ( $\Delta A_i$ ) está dada por la Ec. 2.8.

$$\Delta A_i = 100 \left( \frac{A_{B,i} - A_B}{A_B} \right) \quad (\text{Ec. 2.8})$$

Donde éste valor indica la diferencia porcentual entre la actividad del maniquí y la calculada por la cámara PET.

## 2.5 Resolución espacial

Esta prueba tiene como objetivo medir la resolución espacial tomográfica del sistema de una fuente puntual suspendida en aire.

Esta prueba caracteriza el ancho de la función de dispersión puntual (PSF) de la fuente en una imagen reconstruida.

Se utilizaron 3 fuentes puntuales de  $^{18}\text{F}$  que se elaboraron con el procedimiento siguiente:

Se cargó una jeringa de 1 ml con una pequeña cantidad de  $^{18}\text{F}$ , cuya concentración de actividad fue de 10 mCi/ml, y en una caja de petri, se depositaron 9 gotas.

Se eligieron las tres gotas más parecidas, y por capilaridad fueron introducidas a los tubos. Los tubos capilares deben tener un diámetro muy cercano a un milímetro o menor. [21]

Se sellaron los tubos capilares con plastilina para evitar fugas.

Se repitió este procedimiento hasta obtener las tres fuentes puntuales.

Finalmente, se midió la actividad de cada fuente puntual y se colocaron los tubos capilares en las boquillas de las jeringas de insulina.

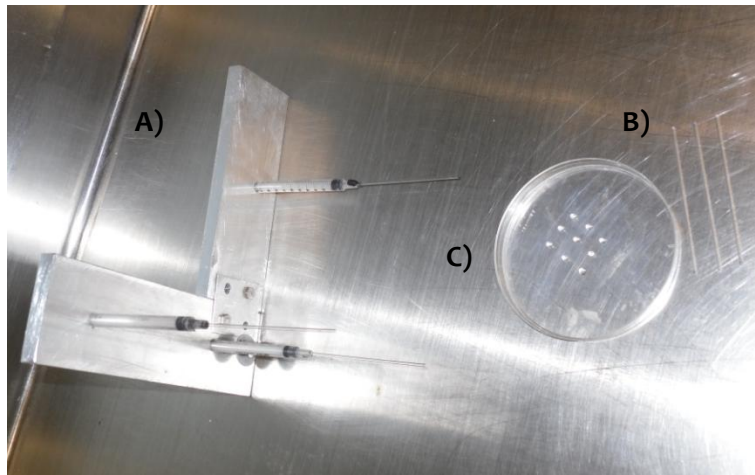


Figura 2.8 Materiales empleados en la preparación de las tres fuentes puntuales para la prueba de resolución espacial A) soporte que permite colocar las fuentes en las posiciones establecidas en la referencia [21] B) tubos capilares, C) caja de Petri con gotas muestra.

Las tres fuentes puntuales deben ser colocadas en un soporte<sup>10</sup> con tres agujeros. El soporte se coloca de manera que los agujeros se sitúen sobre los ejes del plano transversal del equipo.

Estos agujeros (Figura 2.9), se encuentran a las siguientes distancias:

- En  $x=1\text{ cm}$  y  $y=0\text{ cm}$
- En  $x=0\text{ cm}$  y  $y=10\text{ cm}$
- En  $x=10\text{ cm}$  y  $y=0\text{ cm}$

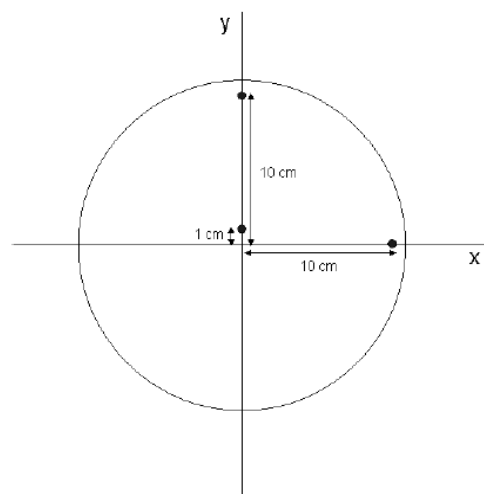
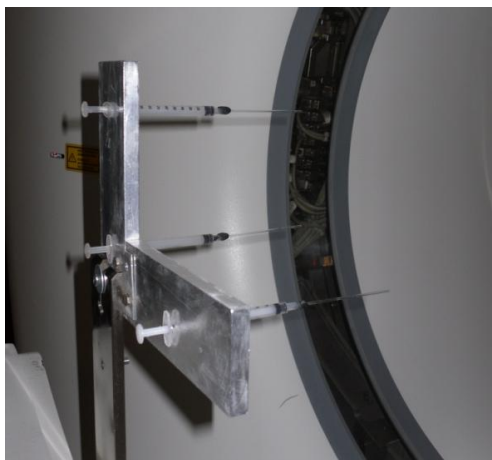


Figura 2.9 Posición de las 3 fuentes puntuales.

<sup>10</sup> El soporte para esta prueba fue fabricado en el desarrollo de este trabajo.

Se deben adquirir 6 puntos, tres fuentes al centro del FOV axial y tres fuentes a un cuarto del centro del FOV axial. En la sección 2.1 se encuentra el valor del FOV axial (16.2 cm) y FOV transversal (50 cm). [22]

El tiempo de adquisición fue el necesario para acumular 300, 000 cuentas (100, 000 cuentas por cada fuente).

Este proceso se repitió para la adquisición de las fuentes colocadas a un cuarto del FOV axial.

La tomografía se reconstruyó utilizando el método iterativo con un filtro rampa (4 iteraciones) y el espesor de corte mínimo de la cámara PET (2 mm).

Las imágenes adquiridas fueron analizadas en Image J.

Dentro de las imágenes adquiridas en esta prueba, se busca aquella donde se aprecien con nitidez las tres fuentes puntuales. Utilizando ImageJ, se adquirieron las gráficas de los perfiles de respuesta de cada fuente en las direcciones axial, transversal y radial. Figura 2.10.

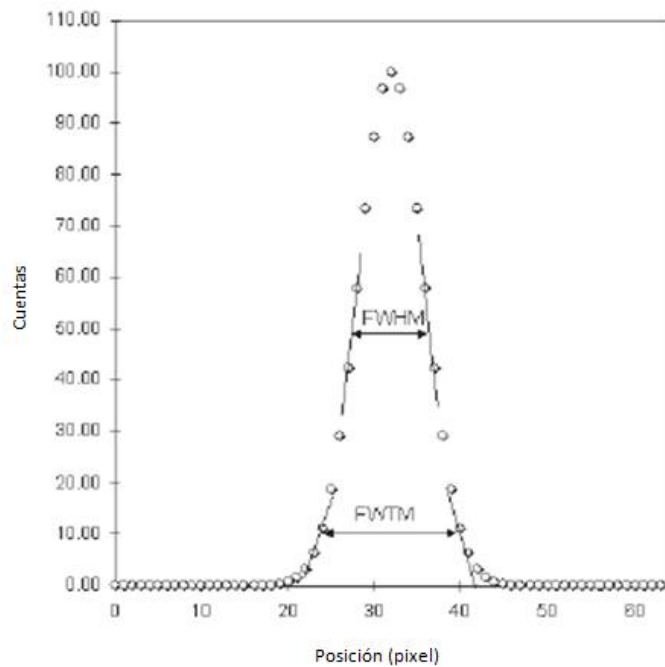


Figura 2.10 Valores FWHM y FWTM en un perfil de respuesta puntual.

Para obtener los valores de la resolución espacial en estos planos se emplean las ecuaciones de la Tabla 2.6.

El valor FWHM del equipo, viene dado en las especificaciones del equipo (Sección 2.1) y el valor FWTM viene dado por  $1.8\text{FWHM}$ .

Un valor aceptable de la resolución espacial para una fuente puntual del FWHM viene dado por la Ec. 2.9. [21][22]

$$FWHM_{\text{observada}} < 1.05 FWHM_{\text{esperada}} \quad (\text{Ec. 2.9})$$

Donde  $FWHM_{\text{esperada}}$  es el valor indicado por el fabricante. De forma análoga, el valor aceptable del FWTM se calcula como describe la Ec. 2.9.

Esta prueba se realizó para matrices de 168x168 y 256x256 pixeles.

Tabla 2.6 Fórmulas para el cálculo de resolución espacial por plano		
Descripción	Fórmula	
<b>A 1 cm del radio</b>		
Transversal	Promedio de x e y para ambas posiciones en z	$RES = (RES_{x=0,y=1,z=\text{centro}} + RES_{y_{x=0,y=1,z=\text{centro}}} + RES_{x=0,y=1,z=1/4 \text{ FoV}} + RES_{y_{x=0,y=1,z=1/4 \text{ FOV}}})/4$ Ec. 2.10
Axial	Promedio para 2 posiciones en z (dos cantidades)	$RES = (RES_{z_{x=0,y=1,z=\text{centro}}} + RES_{z_{x=0,y=1,z=1/4 \text{ FOV}}})/2$ Ec. 2.11
<b>A 10 cm del radio</b>		
Transversal radial	Promedio de las dos posiciones transversales para ambas posiciones en z (cuatro cantidades)	$RES = (RES_{x=10,y=0,z=\text{centro}} + RES_{y_{x=10,y=0,z=\text{centro}}} + RES_{x=10,y=0,z=1/4 \text{ FoV}} + RES_{y_{x=10,y=0,z=1/4 \text{ FOV}}})/4$ Ec. 2.13
Transversal tangencial	Promedio de las dos posiciones transversales para ambas posiciones en z (cuatro cantidades)	$RES = (RES_{y_{x=10,y=0,z=\text{centro}}} + RES_{x_{x=0,y=10,z=\text{centro}}} + RES_{y_{x=10,y=0,z=1/4 \text{ FoV}}} + RES_{x_{x=0,y=10,z=1/4 \text{ FOV}}})/4$ Ec. 2.14
Resolución axial	Promedio de las dos posiciones transversales para ambas posiciones en z (cuatro cantidades)	$RES = (RES_{z_{x=10,y=0,z=\text{centro}}} + RES_{z_{x=0,y=10,z=\text{centro}}} + RES_{z_{x=10,y=0,z=1/4 \text{ FoV}}} + RES_{z_{x=0,y=10,z=1/4 \text{ FOV}}})/4$ Ec. 2.15

$RES_x$ ,  $RES_y$ ,  $RES_z$  se refieren a la resolución espacial (perfiles de respuesta) medida en las direcciones “x”, “y” y “z”.

## 2.6 Calidad de imagen utilizando un maniquí certificado por la ACR

Esta evaluación tiene como objetivo evaluar la uniformidad tomográfica, la resolución espacial y el desempeño del sistema para detectar lesiones “calientes” de bajo contraste (LCD, por sus siglas en ingles).

El maniquí utilizado (Figura 2.11 a) consta de un cilindro hueco con radio interior de 10.8 cm. En su parte inferior consta de 6 juegos de barras cilíndricas sólidas, acomodadas en un patrón circular tipo Derenzo (Figura 2.11 b) que tienen los siguientes diámetros: 4.8 mm, 6.4 mm, 7.9 mm, 9.5, 11.1 mm y 12.7 mm. Esta sección del maniquí permite evaluar cualitativamente la resolución espacial de la cámara PET.

En la parte superior del maniquí se encuentran seis cilindros, cinco rellenos y uno sólido de teflón.

Tres de los cilindros rellenables tienen diámetros de 25 mm, los dos restantes tienen diámetros de 8 mm y 12 mm.

Esta sección permite medir la detección de bajo contraste al introducir una concentración de actividad relativamente pequeña en los cilindros huecos comparada con el valor de la concentración de actividad en el resto del maniquí.

La parte central del maniquí, en el que no existe ningún accesorio, es una región de concentración de actividad uniforme que permite evaluar la uniformidad tomográfica.

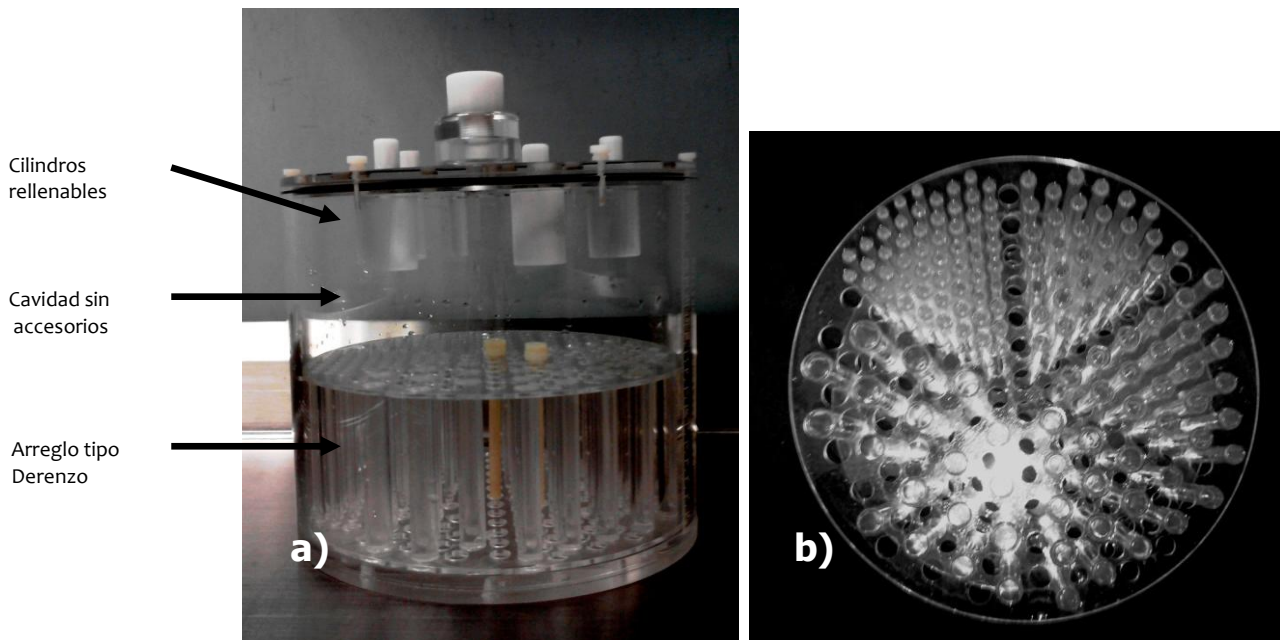


Figura 2.11 a) Maniquí empleado para la prueba de calidad de imagen y b) parte inferior con el juego de barras cilíndricas sólidas tipo Derenzo.

El cuerpo principal del maniquí se rellena con una actividad A de acuerdo con la Tabla 2.7, dependiendo de la actividad utilizada habitualmente en un examen PET, que en nuestro caso, es de 10 mCi.

Tabla 2.7 Actividad utilizada para el maniquí en función de la actividad inyectada a un paciente de acuerdo al protocolo clínico [23]	
Actividad inyectada al paciente (mCi)	Actividad A (en maniquí) (mCi)
4	0.33
6	0.50
8	0.66
10	0.83
12	0.99
14	1.15
16	1.32



Para llenar la cavidad principal del maniquí, se agregaron 5,600 ml de agua destilada y los 0.83 mCi de  $^{18}\text{F}$ , obteniendo una concentración de actividad ( $C_A$ ) de  $1.48 \times 10^{-4}$  mCi/ml.

Los cilindros de 8 mm, 12 mm y uno de 25 mm se rellenaron con una concentración de actividad ( $C_B$ ) de  $3.70 \times 10^{-4}$  mCi/ml, de tal forma que el cociente de las concentraciones  $C_B/C_A$  fuera de 2.5. De los dos cilindros restantes de 25 mm, uno se llena de agua destilada y el otro se llena de aire.

El maniquí se centró en el FOV transversal de la cámara PET y la adquisición de las imágenes se realizó una hora después de que se midieron las actividades. Se utilizó el protocolo mostrado en la Tabla 2.4 con un tamaño de matriz de  $256 \times 256$  píxeles.

De acuerdo con el procedimiento de la ACR, se ingresaron los valores de peso y actividad de un paciente típico (70 kg, 10 mCi).

### 2.6.1 Prueba de detección de bajo contraste

Utilizando el programa PETSyngo se eligió el corte tomográfico donde se apreciaban mejor los cilindros. En cada cilindro se dibujó una ROI de 25 mm de diámetro y se dibujó una ROI de 6 a 7 cm de diámetro en el centro del maniquí (Figura 2.12). En cada una de estas ROIs se determinó el valor SUV máximo, mínimo y promedio.

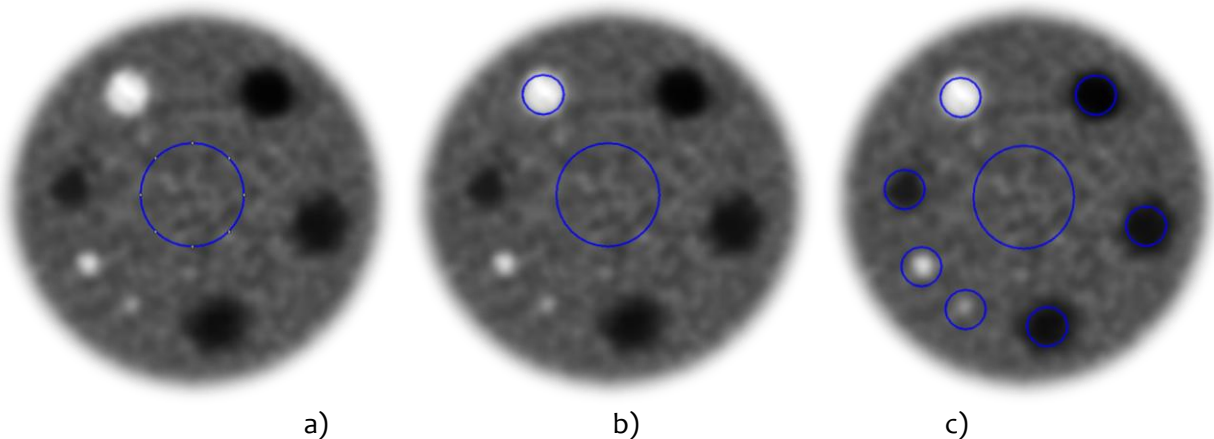


Figura 2.12 a) ROI central, b) ROI en el cilindro caliente de 25 mm y c) ROIs de todos los cilindros en la imagen.

Para el análisis de los valores SUV se emplea la hoja de trabajo de la publicación de la ACR [23], la cual se presenta en el Apéndice A. Adicionalmente se calculan las relaciones entre los diversos materiales de los cilindros (teflón, agua y aire) y el valor de la corrección por atenuación y dispersión de ellos. Los criterios de aceptación se muestran en la Tabla 2.8.

Tabla 2.8 Criterios de aceptación para la prueba de bajo contraste	
Intervalo de aceptación del SUV promedio de la ROI central	0.85 – 1.15
Intervalo de aceptación del SUV promedio para el cilindro caliente de 25 mm	$1.8 < x < 2.8$
Cociente de los valores SUV promedio de los cilindros de 16 mm y 25 mm	$x > 0.7$
Prueba satisfactoria	Si el cilindro de 12 mm de diámetro es visible con bajo contraste y los cilindros de mayor diámetro se observan con mayor contraste
Prueba marginal	Si el cilindro de 16 mm de diámetro es visible con bajo contraste y los cilindros de mayor diámetro se observan con mayor contraste

## 2.6.2 Prueba de uniformidad

Se utilizó el programa PETSyngo para evaluar el valor SUV en un corte tomográfico de la región central del maniquí, trazando una ROI con un área igual al 90% del área del maniquí (Figura 2.11). La finalidad es verificar que el SUV obtenido sea igual a 1, puesto que se tiene una distribución uniforme (ver sección 2.3).

Del mismo corte, se adquirió el perfil de respuesta para evaluar la uniformidad integral (U) de la imagen. Para esto se utilizó la Ec. 2.16.

$$U = 100 \left( \frac{C_{max} - C_{min}}{C_{max} + C_{min}} \right) \quad (\text{Ec. 2.16})$$

Donde  $C_{max}$  y  $C_{min}$  son los valores de píxel máximo y mínimo del área donde se evaluó la uniformidad.

La prueba es satisfactoria si solo se observan artefactos en pocos cortes que no tengan significancia clínica.

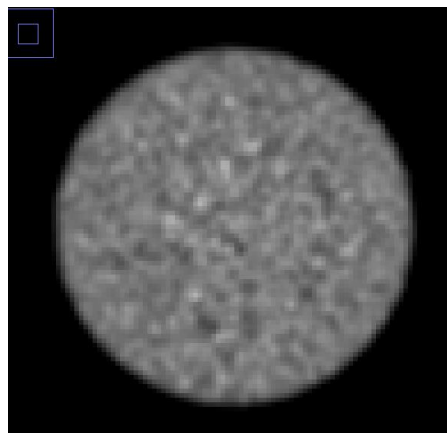


Figura 2.13 Corte del maniquí para evaluar la uniformidad tomográfica.

### 2.6.3 Prueba de resolución espacial

Se evaluó cualitativamente las imágenes del arreglo tipo Derenzo determinando visualmente cuáles cilindros se podían distinguir respecto de la concentración de actividad de la cavidad principal del maniquí.

Se estableció una escala de la siguiente manera: se otorgó un valor de 1 a cada uno de los arreglos que pudieran diferenciarse del fondo, un valor de 0.5 a los arreglos que se diferenciaron parcialmente y un valor cero para los que no tuvieron diferenciación.

Esta prueba es satisfactoria si se logran observar los cilindros de 9.5 mm de diámetro con bajo contraste, y los cilindros de mayor diámetro son visibles con mayor contraste. La prueba es marginal si se observan los cilindros de 11.1 mm de diámetro con bajo contraste, y los cilindros de mayor tamaño son visibles con mayor contraste.

# Capítulo 3. Análisis de resultados

---

## 3.1 Prueba diaria de estabilidad de los detectores, determinación del factor de calibración (FC) y normalización

### 3.1.1 Prueba diaria de estabilidad de los detectores

El análisis de sinogramas nunca presentó artefactos. Una muestra de estos sinogramas se presenta en la Figura 3.1.

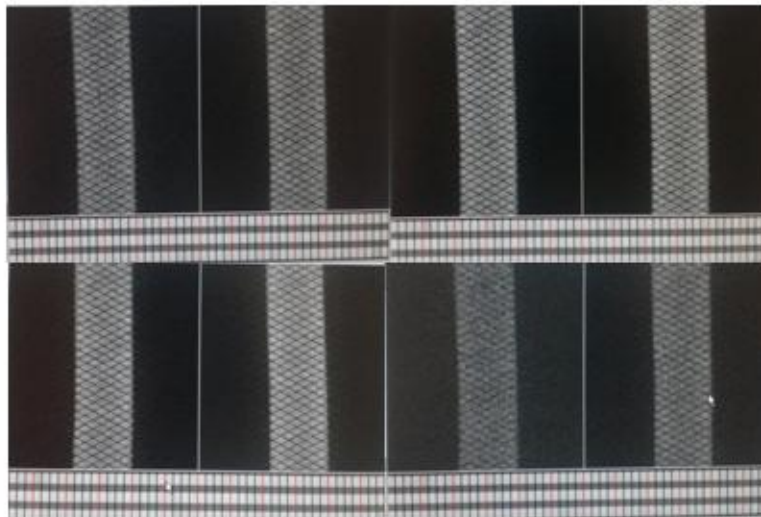


Figura 3.1 Muestra de 8 sinogramas analizados en la prueba de estabilidad de detectores.

Los posibles daños que se pueden detectar con el análisis de sinogramas son: el fallo de algún elemento de detección o todo el bloque de detección, y el fallo en la clasificación de memoria de almacenamiento de datos, provocando una sobre-escritura, éste último se identifica como puntos calientes en el sinograma. Figura 3.2.

El resultado de esta prueba indica un funcionamiento correcto tanto de los detectores, como del almacenamiento de datos.

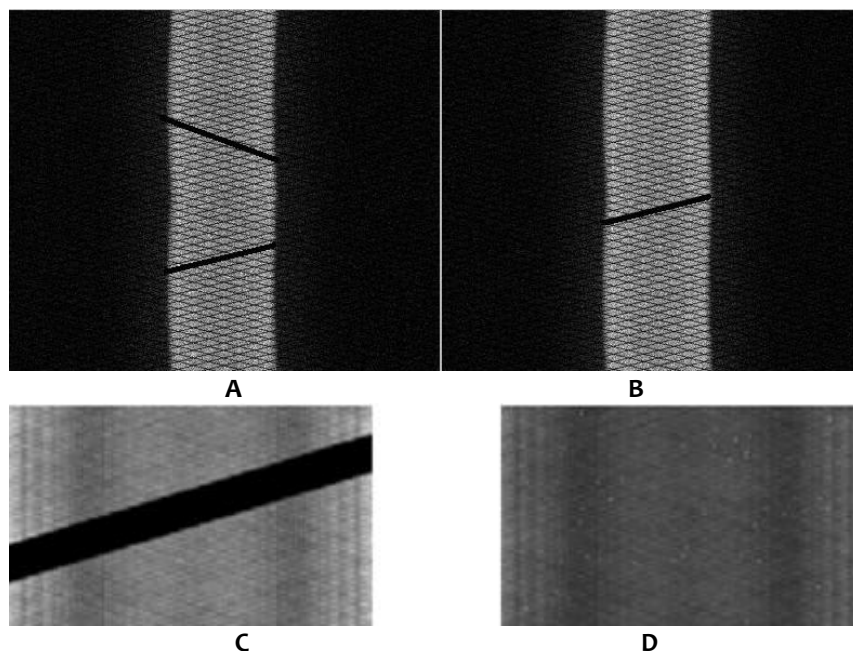


Figura 3.2 Artefactos en sinogramas A) fallo de varios elementos de detección, B) fallo de un elemento de detección, C) fallo un bloque de detección, D) fallo en la memoria de almacenamiento.

### 3.1.2 Determinación del factor de calibración (FC)

Los factores de calibración se graficaron como función del tiempo (Figura 3.3), para poder visualizar las diferencias entre ellos.

Las diferencias entre estos valores fueron menores que 0.50 %, excepto por el FC obtenido el 23 de noviembre ( $\Delta=1.16$  %, punto color naranja en la Figura 3.3), adquirido un día posterior a la fecha del servicio de mantenimiento preventivo del PET, que aún así se encuentra por debajo del 10 % recomendado por el fabricante. El valor promedio del FC fue de  $2.96 \times 10^7 \pm 0.06 \times 10^7$  Bq\*s/(conteos ECAT<sup>11</sup>) con una desviación del 0.2 %. Este valor se encuentra dentro de los límites establecidos por el fabricante (sección 2.2.2) de  $3.65 \times 10^7$  Bq/ml, el superior, y de  $2.65 \times 10^7$  Bq/ml, el inferior.

<sup>11</sup> Las unidades desplegadas por el sistema en esta corresponden a un formato de los datos de PET procedentes de los sistemas de CT de Siemens. Es un formato independiente que contiene toda la información de adquisición.

Al cargar los datos ECAT, una opción adicional define explícitamente las unidades de los valores de la dosis del paciente. Esto fue introducido porque se encontraron archivos ECAT sin unidades bien definidas. La experiencia ha demostrado que la unidad Bq se debe seleccionar para llegar a las dosis correctas. El valor de la dosis es importante para el cálculo SUV y se puede comprobar en los paneles de SUV-relacionados.

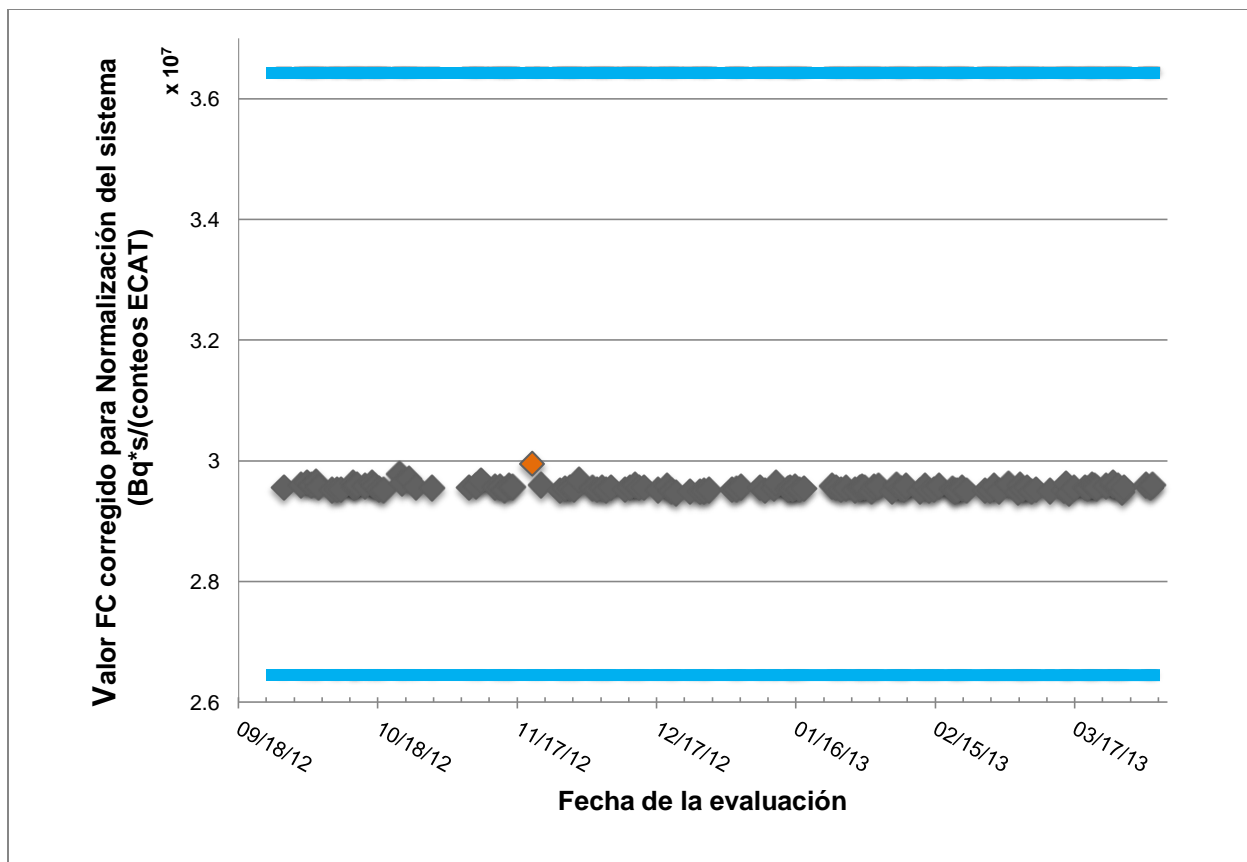


Figura 3.3 Valores FC. Las líneas azules indican los límites superior e inferior de los valores FC.

### 3.1.3 Normalización

Dado que los valores de las pruebas de estabilidad del detector y determinación del factor de calibración (FC) fueron satisfactorias, se utilizaron los valores del factor de calibración para implementarlos en el sistema PET diariamente.

Con la aplicación de la normalización diariamente, se logró una uniformidad de los datos en los exámenes PET, ya que, esta falta de uniformidad es debida a la variación en la ganancia de los TFM, la variación física del detector, la diferencia de la sensibilidad de detección entre cada par de detectores y la ubicación de los detectores.

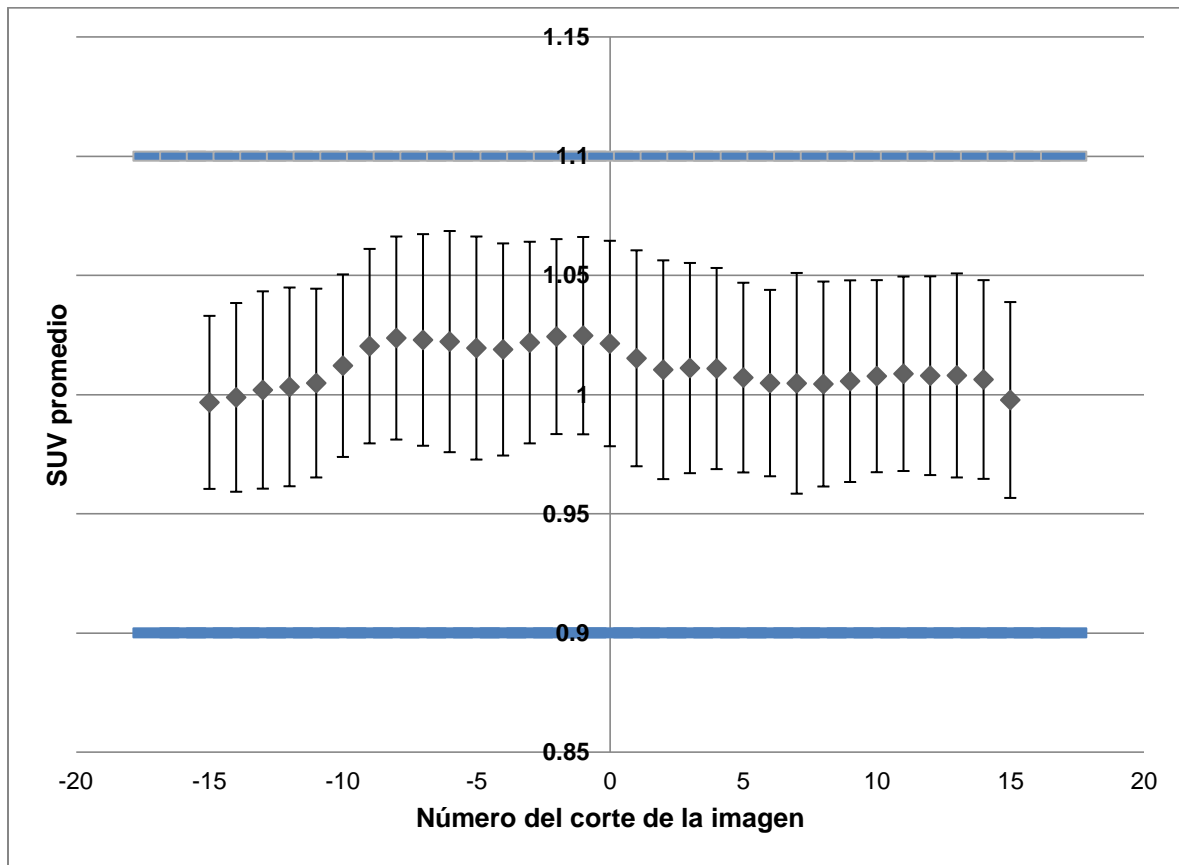
### 3.2 Valor de captación estandarizado (SUV)

En esta prueba se utilizaron los cortes centrales (31 cortes) del maniquí uniforme de  $^{68}\text{Ge}$ . Para evaluar el SUV, se utilizaron ROIs circulares de  $237.41 \text{ cm}^2$  en cada corte.

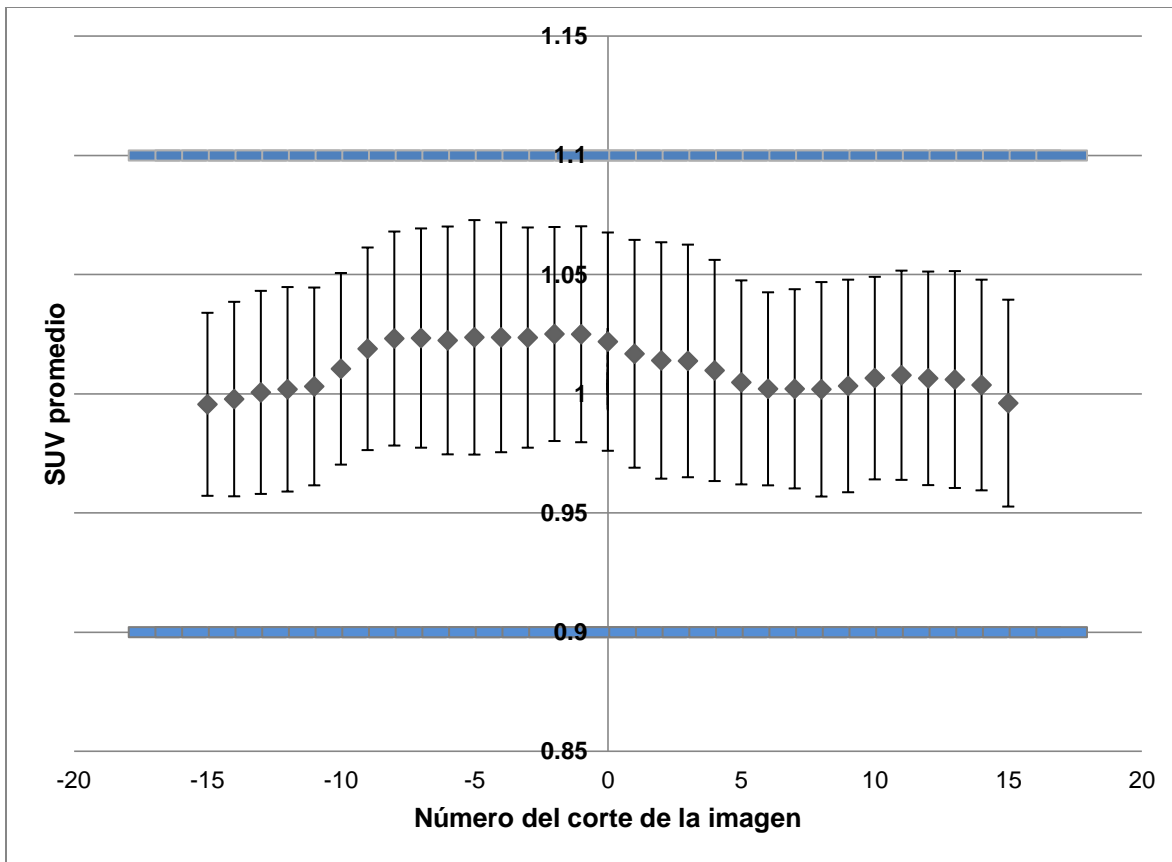
En las figuras 3.4 a) y 3.4 b) se presentan las gráficas de los valores SUV promedio de cada corte, para las matrices de pixeles más usadas. En ambas gráficas, los valores SUV se encuentran dentro de los límites establecidos por la publicación del IAEA [21] ( $1.0 \pm 0.1$ ) para una fuente con concentración uniforme de actividad.

El promedio de los valores SUV para la matriz de 168x168 pixeles fue de  $1.011 \pm 0.042$  y para la de 256x256 fue de  $1.010 \pm 0.044$ .

Con los resultados anteriores se verificó que las imágenes de una fuente con distribución homogénea de actividad fueran uniformes en cuanto a la distribución de actividad en un área de interés.



a)



b)

Figura 3.4 Gráfica del valor SUV promedio de un maniquí uniforme, utilizando una ROI circular de radio 237.41 cm<sup>2</sup>, donde las líneas azules representan los límites de la prueba con valores de 1.1 y 0.9 para: a) una matriz de adquisición de 168x168 píxeles y b) una matriz de adquisición de 256x256 píxeles.

### 3.3 Calidad de la imagen y exactitud de las correcciones por atenuación y dispersión y exactitud de las correcciones por cuantificación de la actividad

#### 3.3.1 Calidad de imagen

El porcentaje de contraste de las lesiones frías y calientes contra el fondo para los cortes +2, +1, 0, -1, -2 (donde el corte cero es aquel donde el plano axial corta a todas las esferas por el centro) se muestra de las figuras 3.5 a 3.8.

Las figuras 3.5 y 3.6, muestran gráficamente el porcentaje de contraste para una solución de <sup>18</sup>F con una concentración de actividad en el fondo de 1:8 respecto a las esferas calientes, para matrices de 168x168 y 256x256 píxeles, respectivamente.

En ambas gráficas se observa un mayor contraste para las esferas que simulan lesiones calientes, que para las esferas que simulan lesiones frías.



La comparación de ambas gráficas revela que para la matriz de 168x168 píxeles, el contraste de las lesiones frías es menor que en la matriz de 256x 256 píxeles, mientras que el contraste de las lesiones calientes en las mismas, es menor para la matriz de 256x256 píxeles, destacando que estas diferencias son menores que 2 %.

Las figuras 3.7 y 3.8 muestran gráficamente el porcentaje de contraste para una solución de  $^{18}\text{F}$  con una concentración de actividad en el fondo 1:4 respecto a las esferas calientes para matrices de 168x168 y 256x256 píxeles respectivamente.

En ambas gráficas, se observa un mayor contraste para las esferas que simulan lesiones frías.

La comparación de ambas gráficas revela, en general, un mayor contraste, para ambos tipos de lesiones, para la matriz de 168x168 píxeles, con diferencias menores que 2 % contra la matriz de 256x256 píxeles.

Para las cuatro gráficas, existe un mayor contraste en los cortes centrales (-1, 0, +1), ya que éstos, cortan por el máximo segmento a las esferas.

Los cortes laterales (+2,-2) presentan un menor contraste para las esferas de menor diámetro, ya que no son alcanzadas por el mismo espesor del corte (5 mm).

Como es evidente, se observa un mayor contraste para las lesiones calientes adquiridas con una concentración de actividad 1:8 (Figura 3.5 y 3.6), que para las adquiridas con una concentración de actividad 1:4; mientras que para las lesiones frías, el contraste en las cuatro gráficas se mantiene prácticamente sin un cambio relevante.

La desviación estándar de las diferentes ROIs usadas para evaluar la concentración de actividad en la cavidad principal del maniquí (en el corte seleccionado donde no hay esferas) para los cuatro estudios fue menor que 3.5 %, que de acuerdo a la sección 2.3, en una región con una concentración homogénea de actividad esta debe ser menor que 10%.

Con ésta prueba se logró simular tres situaciones en un examen PET: tejido hipercaptantes de actividad a razón 1:4 y 1:8 y la simulación de lesiones frías, mostrando que tanto puede resaltar en cada corte en una imagen PET cada una de las lesiones frías o calientes, involucrando el tamaño de la lesión, y siendo la lesión caliente más pequeña, la menos favorecida respecto a contraste, en especial para concentración de actividad 1:4.

También se observa que para una matriz de resolución 168x168 píxeles, se cuenta con mayor contraste para lesiones calientes a ambas razones de concentración de actividad, mientras pierde contraste en las lesiones frías para la concentración de actividad 1:8.

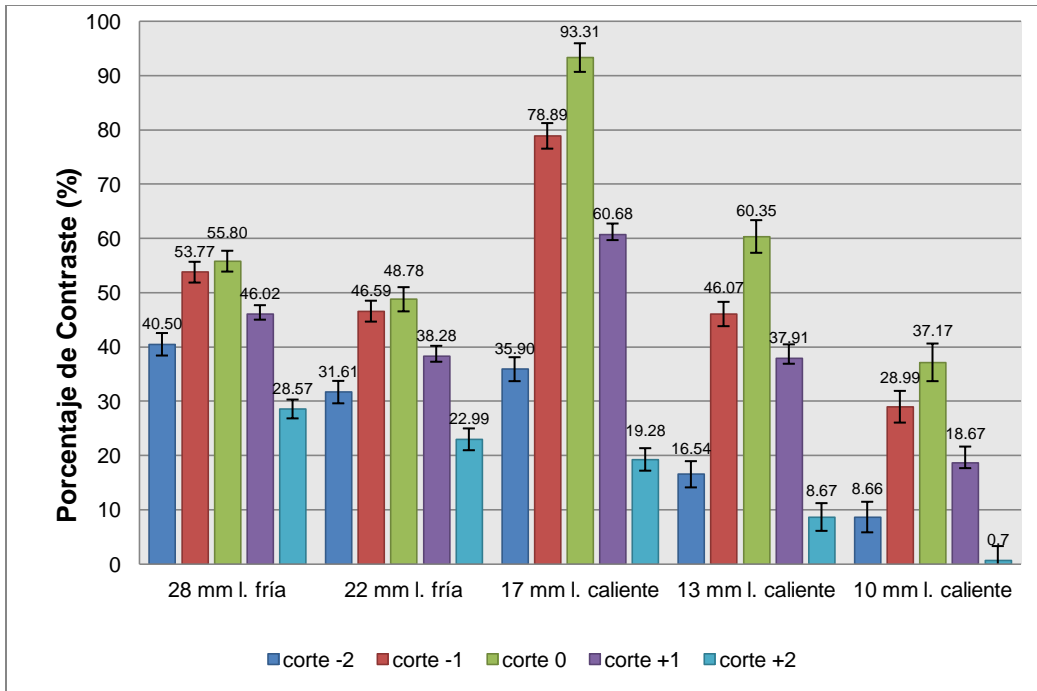


Figura 3.5 Porcentaje del contraste de las esferas frías y calientes respecto al fondo para una concentración de actividad en el fondo 1:8 respecto a las esferas calientes utilizando una matriz de 168x168 píxeles.

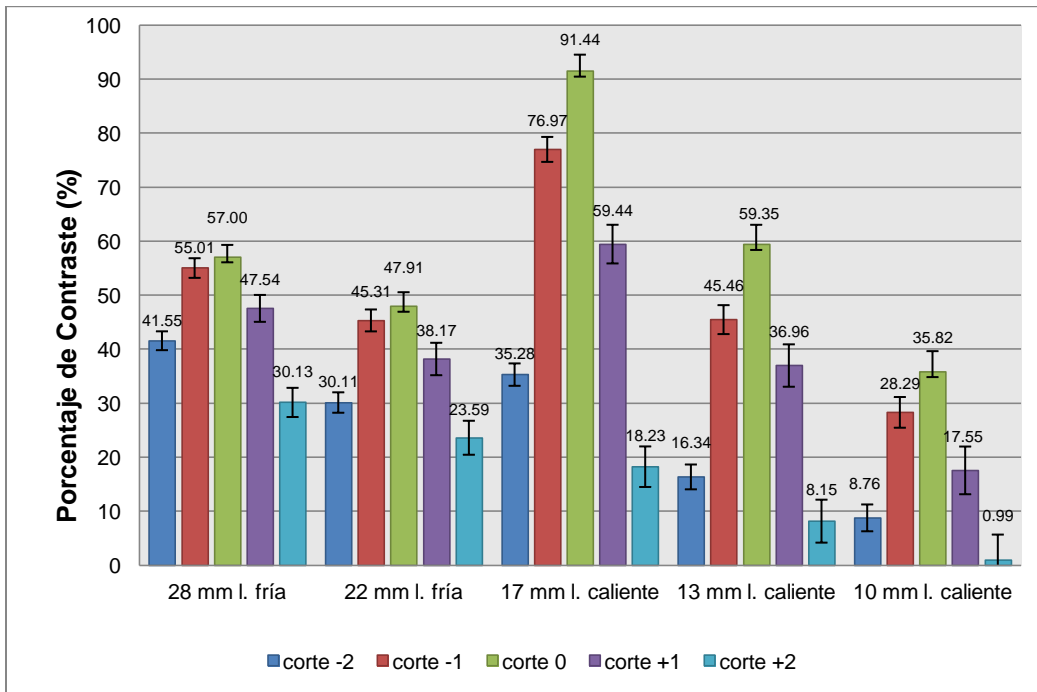


Figura 3.6 Porcentaje del contraste de las esferas frías y calientes respecto al fondo para una concentración de actividad en el fondo de 1:8 respecto a las esferas calientes utilizando una matriz de 256x256 píxeles.

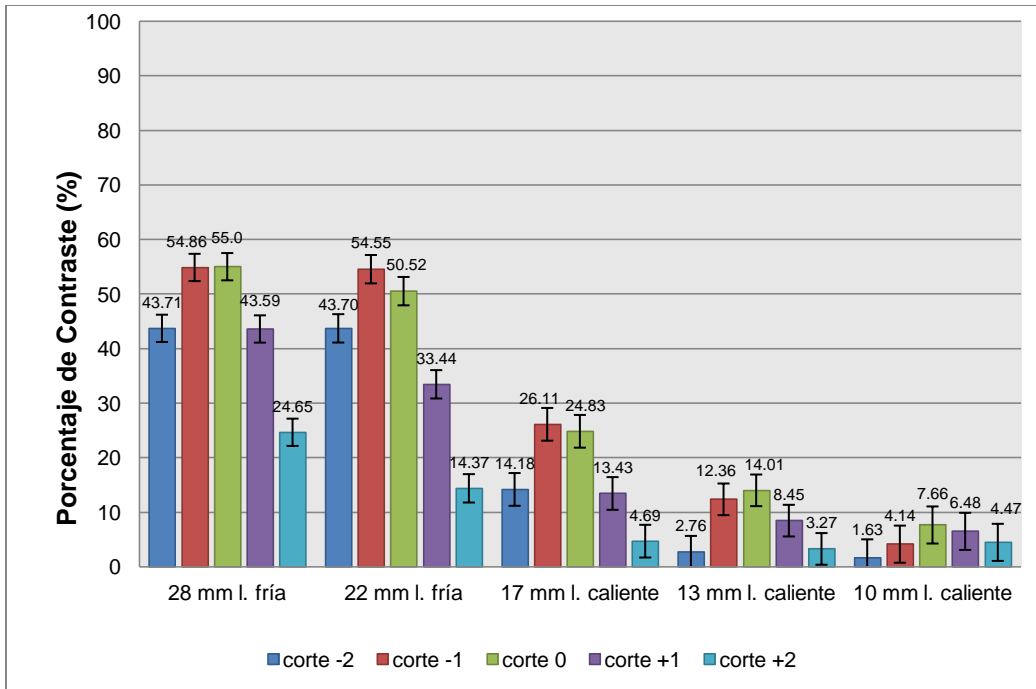


Figura 3.7 Porcentaje del contraste de las esferas frías y calientes respecto al fondo para una concentración de actividad en el fondo de 1:4 respecto a las esferas calientes utilizando una matriz de 168x168 píxeles.

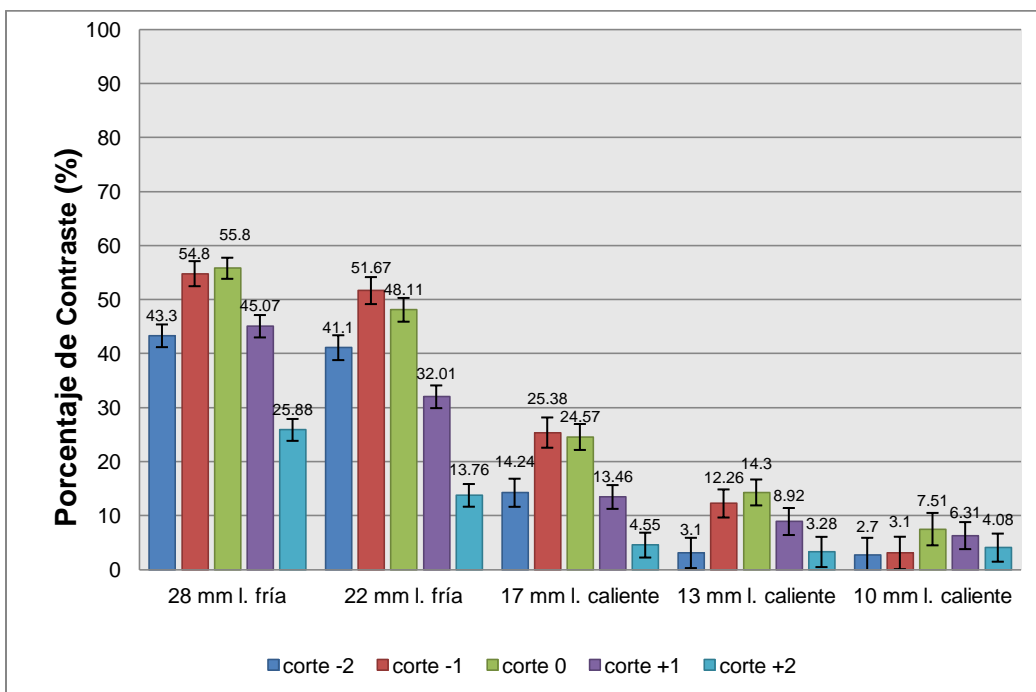


Figura 3.8 Porcentaje del contraste de las esferas frías y calientes respecto al fondo para una concentración de actividad en el fondo de 1:4 respecto a las esferas calientes utilizando una matriz de 256x256 píxeles.

### 3.3.2 Exactitud de las correcciones por atenuación y dispersión

En las figuras 3.9 y 3.10 se presentan las gráficas del error residual de la corrección de atenuación y dispersión para concentraciones de actividad en el fondo 1:8 y 1:4, para los cinco cortes evaluados en la sección 3.3.1.

En la Figura 3.9 se observa un error residual menor en los cortes centrales para ambas matrices, mientras que en los cortes laterales (donde ya no se encuentran segmentos de esferas con actividad) aumenta. Se observa que el error residual, debido a esta corrección es ligeramente menor para la matriz de 168x168 píxeles. Para observar mejor este comportamiento, se evaluó un sexto corte, éste fue elegido de manera que los dos últimos cortes laterales (inicial y final) no tuvieran la presencia de segmentos de lesiones calientes.

En la Figura 3.10 se observa que el error residual de la corrección por atenuación y dispersión es mayor en los cortes centrales que en los laterales. Se observa un menor error residual para la matriz de 168x168 píxeles. Para observar mejor este comportamiento, se evaluó un sexto corte, de manera análoga que en el análisis de imágenes a una concentración de actividad 1:8.

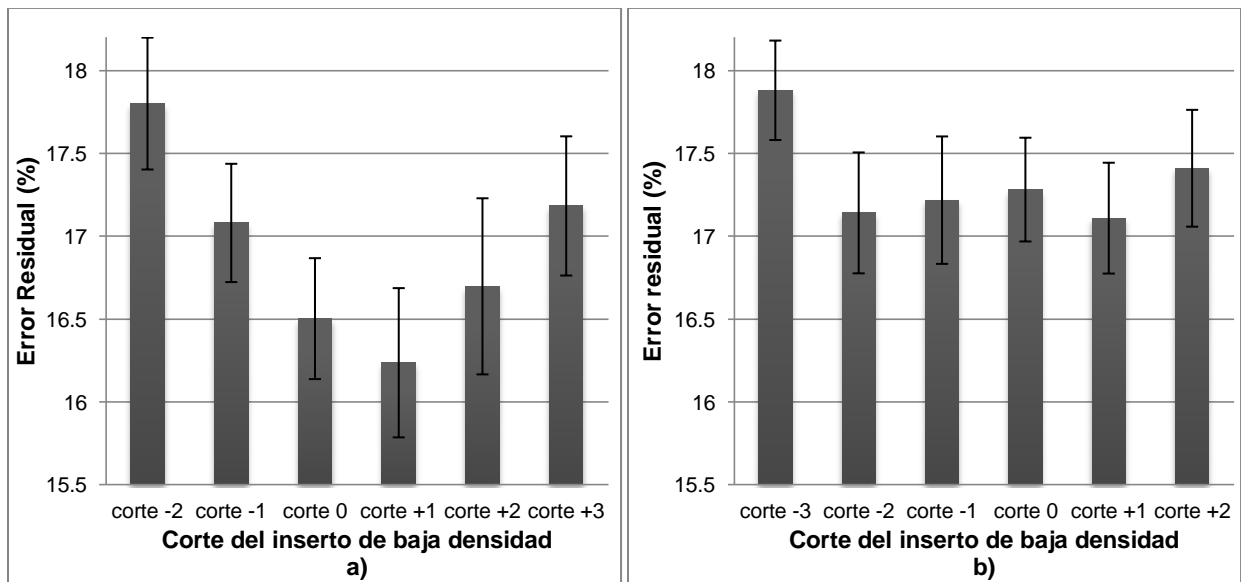


Figura 3.9 Gráficas del error residual para concentraciones de actividad en el fondo 1:8 para a) una matriz de 168x168 y b) una matriz de 256x256.

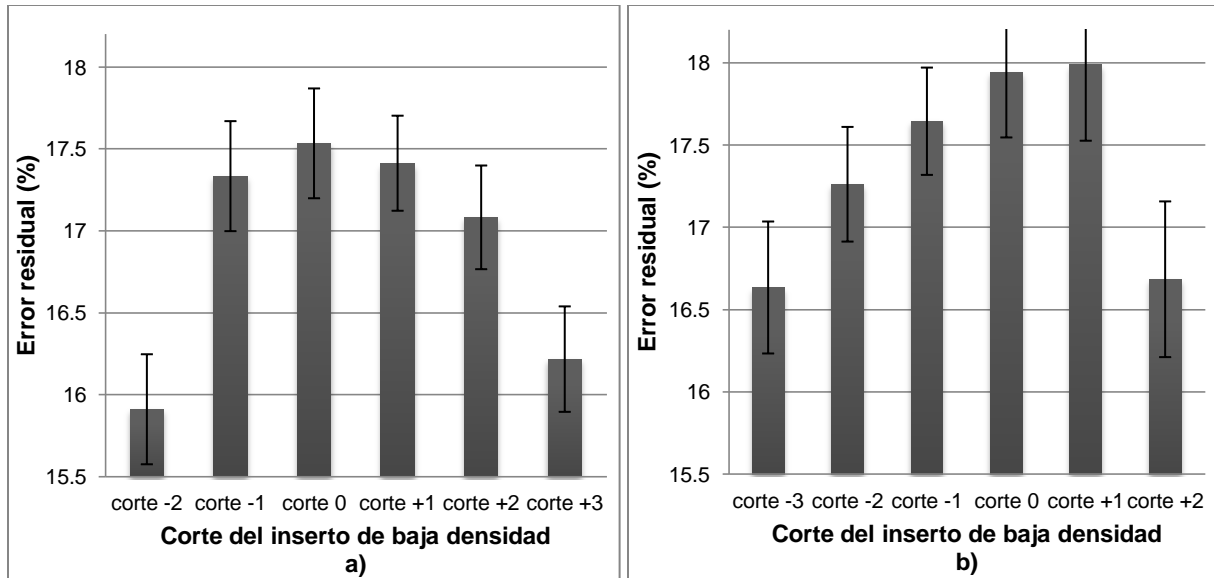


Figura 3.10 Gráficas del error residual por cortes para concentraciones de actividad en el fondo 1:4 para a) una matriz de 168x168, b) una matriz de 256x256

Tabla 3.1 Promedio del error residual ( $\Delta C_{lung}$ ) de los cinco cortes	
Tipo de matriz empleada y concentración de actividad en las esferas	
Concentración 1:4	
Matriz de pixeles de 168x168	16.91 ± 0.55 %
Matriz de pixeles de 256x256	17.33 ± 0.28 %
Concentración 1:8	
Matriz de pixeles de 168x168	16.91 ± 0.68 %
Matriz de pixeles de 256x256	17.35 ± 0.60 %

En la Tabla 3.1 se presenta, para las cuatro gráficas, el promedio del error residual de los cortes analizados.

Se observa que el error residual de la corrección por atenuación y dispersión se encuentra entre 16.91 y 17.35 %. El valor ideal para esta prueba es 0 %, ya que ningún evento se tendría que presentar dentro de este volumen.

Los valores obtenidos en esta prueba son propios del sistema, pero se tiene el reporte en la publicación de Visvikis [28], donde los valores porcentuales del error residual de esta corrección, son hasta del orden de 27 % para tejidos de pulmón, mientras que los valores reportados para ésta misma por Seijas [33] es del orden de 7 %, ambos para diferentes equipos híbridos de PET. [29]

### 3.3.3 Exactitud de la corrección por cuantificación de la concentración de actividad

En las figuras 3.11 y 3.12, se observa la diferencia porcentual de los valores de concentración de actividad del maniquí IEC y la concentración de la actividad obtenida a partir de los cinco cortes tomográficos. La primera figura es para la razón de concentración de actividad en el fondo de 1:8 y la segunda para 1:4.

En la Figura 3.11, se observa que la diferencia porcentual a una razón de concentración de actividad 1:8, ambas matrices de resolución (168x168 y 256x256 pixeles) tienen un comportamiento similar, cosa que es de esperarse, ya que ambos estudios provienen de los mismos datos (misma ubicación de ROIs). La máxima diferencia porcentual fue de 6.6 %. El valor ideal de esta prueba es 0 %, ya que la cuantificación de la concentración que otorga la cámara PET debe ser idéntica a la del maniquí. El valor límite es de 10 %.

En la figura 3.12, se observa que la diferencia porcentual a una razón de concentración de actividad 1:4, no tienen un comportamiento similar en ambas matrices de resolución, en especial en los cortes -2 y -1. Esto se debe a la posición de las ROIs utilizadas durante el análisis de imágenes, ya que éstas no fueron ubicadas en la misma zona, para ambas matrices, por lo tanto, se obtuvo una diferente concentración en los cortes. Aún así, la diferencia porcentual promedio de los 5 cortes, no fue afectada (Tabla 3.2). La máxima diferencia porcentual fue de 4.8 %.

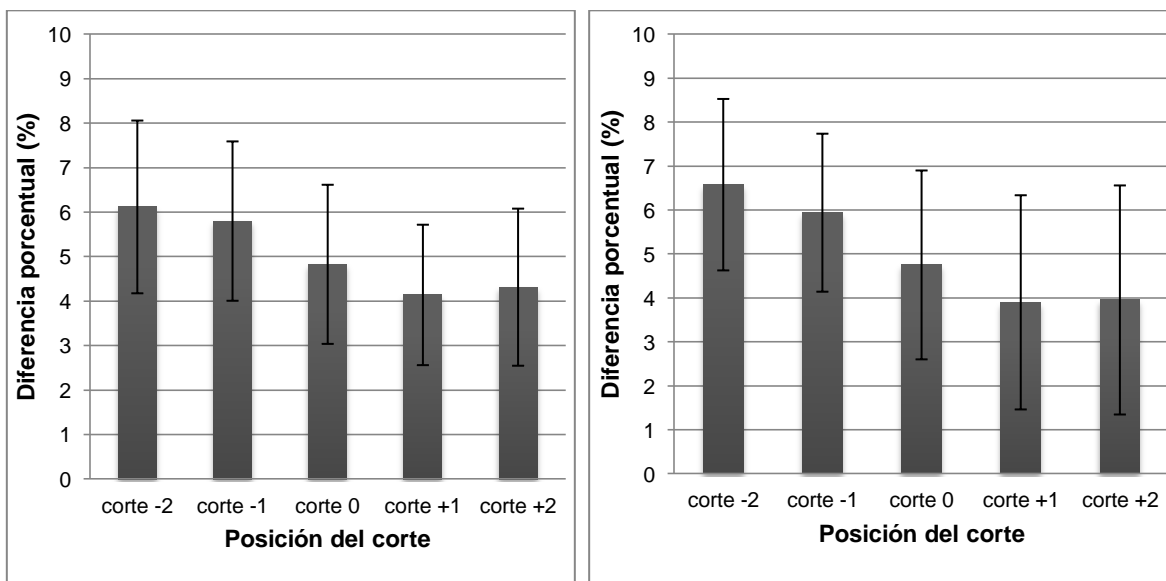


Figura 3.11 Gráficas de la exactitud de la corrección por cuantificación de la actividad para una concentración de actividad en el fondo de 1:8 para a) una matriz de 168x168 y b) una matriz 256x256 de pixeles.

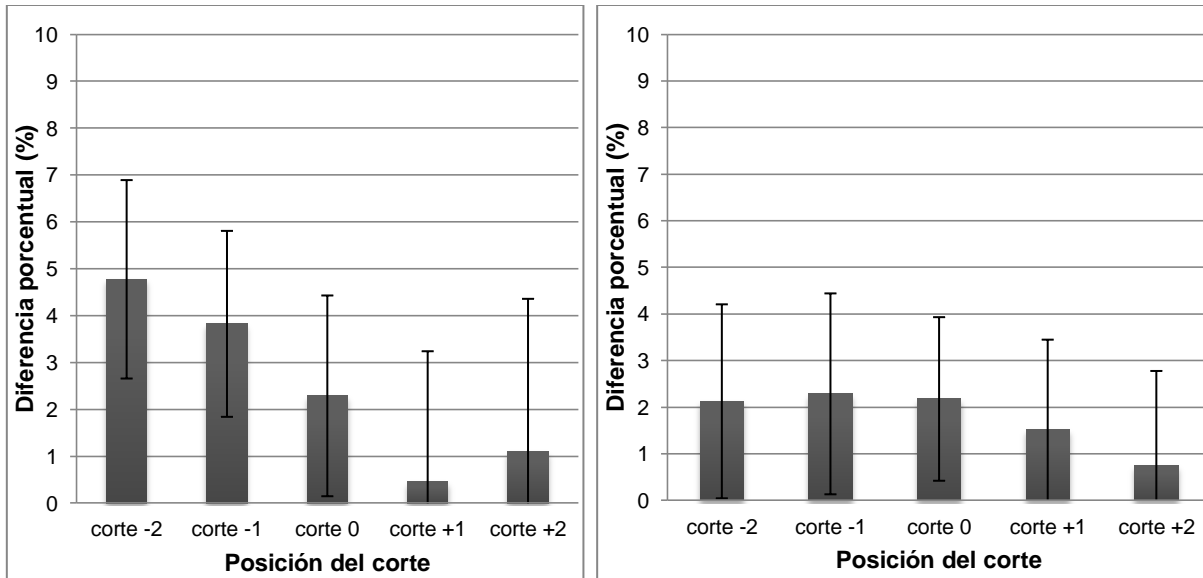


Figura 3.12 Gráficas de la exactitud de la corrección por cuantificación de la actividad para una concentración de actividad en el fondo de 1:4 para a) una matriz de 168x168 y b) una matriz 256x256 de píxeles.

La Tabla 3.2 muestra el promedio de la diferencia porcentual de los cinco cortes para las dos concentraciones de actividad, y las matrices de resolución antes mencionadas.

Se observa que para la concentración de actividad 1:4, este promedio es menor que 2.5 %, y existe una diferencia menor que 1 % entre las matrices de resolución de 168x168 y 256x256 píxeles.

Se observa que para la concentración de actividad 1:8, este promedio es menor que 5.1 %, y existe una diferencia de 0.02 % entre las matrices de resolución de 168x168 y 256x256 píxeles.

Para los cuatro casos se observa que el valor de esta diferencia es menor que el 10 %, valor límite para esta diferencia porcentual.

Tabla 3.2 Valores promedio de la diferencia porcentual de la concentración de actividad ( $\Delta A_i$ )	
Matriz empleada y concentración de actividad en el fondo respecto a las lesiones calientes	
Concentración 1:4	
Matriz de píxeles de 168x168	2.48 ± 1.80 %
Matriz de píxeles de 256x256	1.77 ± 0.66 %
Concentración 1:8	
Matriz de píxeles de 168x168	5.04 ± 0.88 %
Matriz de píxeles de 256x256	5.02 ± 1.19 %

### 3.4 Resolución espacial

A partir de los cortes de las fuentes puntuales, sobre el plano transversal, se obtuvieron los perfiles de respuesta de cada fuente en las direcciones “x”, “y” y “z”. La Figura 3.13 muestra un ejemplo de los perfiles en estas direcciones.

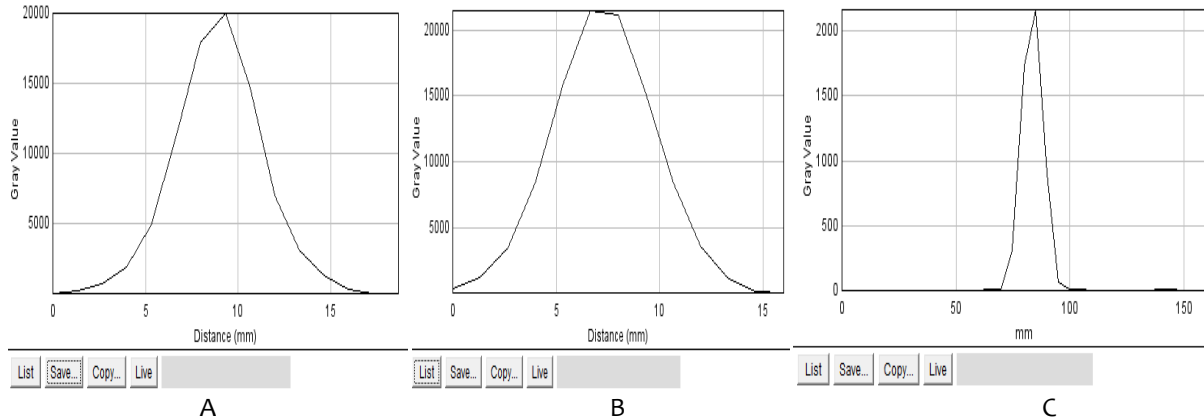


Figura 3.13 Perfiles de respuesta para A) la dirección en “x”, B) la dirección en “y” y C) la dirección en “z”

De cada perfil de respuesta, se obtuvo el FWHM y FWTM. Con estos datos y las ecuaciones 2.10 a 2.15, se evaluó la resolución espacial.

Con la fuente a un centímetro del centro del FOV, se evaluaron los planos transversal y axial, y con las dos fuentes a 10 centímetros del FOV, se evaluaron los planos transversal radial, transversal tangencial, y axial.

Los resultados se presentan en las tablas 3.3 y 3.4 para las dos matrices de resolución de 168x168 y 256x256 pixeles, respectivamente. Para ambas matrices, la resolución espacial cumple con los valores de aceptación establecidos por el fabricante.

Tabla 3.3 Valores FWHM y FWTM de la resolución espacial en una matriz de 168x168 pixeles					
Posición de la fuente puntual	Plano de análisis	Valor de aceptación		Valor de aceptación	
		FWHM observada (mm)	FWHM esperada (mm)	FWTM observada (mm)	FWTM esperada (mm)
Fuente a 1 cm del centro	Transaxial	6.42	6.82	11.56	12.27
	Axial	5.82	6.82	10.48	12.27
Fuente a 10 cm del centro	Transversal Radial	7.22	7.87	13.00	14.16
	Transversal Tangencial	6.17	7.87	11.11	14.16
	Resolución Axial	5.57	7.87	10.03	14.16



Tabla 3.4 Valores FWHM y FWTM de la resolución espacial en una matriz de 256x256 pixeles					
Posición de la fuente puntual		Valor de aceptación		Valor de aceptación	
Plano de análisis		FWHM observada (mm)	FWHM esperada (mm)	FWTM observada (mm)	FWTM esperada (mm)
Fuente a 1 cm del centro	Transaxial	4.72	4.83	8.50	8.69
	Axial	4.40	4.83	7.92	8.69
Fuente a 10 cm del centro	Transversal Radial	5.82	6.09	10.48	10.96
	Transversal Tangencial	4.82	6.09	8.68	10.96
	Resolución Axial	5.10	6.09	9.18	10.96

Se observa que el ancho total a media altura es menor para la matriz de resolución 256x256, que para la matriz de 168x168 pixeles.

Con los valores de esta prueba se caracterizó los anchos de las funciones de dispersión puntual de la imagen reconstruida para la cámara PET.

### 3.5 Calidad de imagen

#### 3.5.1 Detección de bajo contraste

Utilizando la hoja de trabajo mostrada en el Apéndice A , se evaluó la calidad de imagen, midiendo el SUV mínimo, promedio y máximo de los diferentes cilindros.

La Tabla 3.5 muestra los resultados del SUV para la detección de bajo contraste de los tres cilindros calientes. En ésta se muestra el valor SUV máximo y promedio.

Tabla 3.5 Contraste de imágenes			
	Cilindro caliente de 8 mm	Cilindro caliente de 12 mm	Cilindro caliente de 25 mm
Valor de SUV max	2.01	2.97	3.03
Valor SUV promedio	1.80	2.40	2.38

La Tabla 3.6 muestra los resultados del SUV para la dispersión y atenuación de la imagen para tres diferentes materiales, contenidos en cilindros de 25 mm de diámetro. En ésta se muestra el valor SUV mínimo y promedio.

<b>Tabla 3.6 Dispersión y Atenuación de imagen</b>				
	Valor de fondo	Hueso/Teflón	Aire	Agua
Valor SUV promedio	1.07	0.20	0.38	0.37
Valor SUV mínimo	_____	0.03	0.20	0.23

Las Tablas 3.7 y 3.8 muestran los cocientes de contraste para los cilindros calientes y fríos.

<b>Tabla 3.7 Cociente de contraste para los cilindros calientes</b>			
	8mm/fondo	12mm/fondo	25mm/fondo
Cociente del SUV max de cilindros sobre el SUV del fondo	1.87	2.77	2.83
Cociente del SUV max de cilindros sobre el SUV max del cilindro de 25 mm	0.66	0.98	1

<b>Tabla 3.8 Cociente de contraste para los cilindros fríos</b>		
	Aire/Hueso	Agua/Hueso
Valor SUV mínimo de aire y agua entre el SUV mínimo de hueso	6.66	7.66

Debido al uso de una concentración de actividad en los cilindros de 2.5 veces mayor que la concentración de actividad en la cavidad principal del maniquí, el valor SUV correspondiente al cilindro de 25 mm debe ser del orden de 2.5.

El valor SUV promedio del cilindro de 25 mm fue de 2.3. Éste se encuentra dentro del intervalo del SUV aceptable (1.8 a 2.8) para esta concentración. Tabla 2.8.

Los valores presentados en las tablas anteriores muestran una referencia entre posibles medios de atenuación y dispersión, como de contraste para diferentes dimensiones de objetos estudiados.

La prueba resultó satisfactoria, ya que todos los cilindros calientes pudieron ser observados.

No se evaluó el cociente del cilindro de 16 mm entre el de 25 mm de diámetro por carencia del primero en el maniquí.

### 3.5.2 Prueba de uniformidad

Para esta prueba se evaluó el valor SUV de la parte central del maniquí (Figura 2.11), obteniendo un valor SUV de 1.08, que indica que la actividad fue distribuida uniformemente dentro del maniquí (sección 2.3).

Para el mismo corte tomográfico (de la parte central del maniquí) se tomó un perfil de respuesta para la uniformidad en toda el área del corte del maniquí para poder apreciar la función de distribución de actividad en esta prueba. Este perfil se presenta en la 3.11.

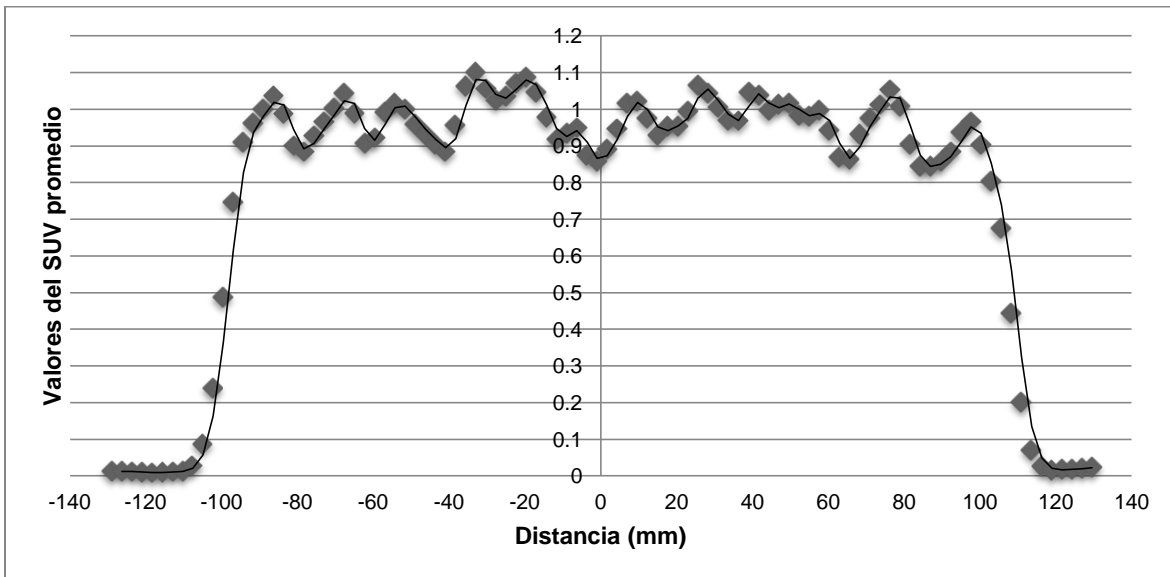


Figura 3.14 Perfil de respuesta de la uniformidad del maniquí de la ACR.

Con este perfil se obtuvieron los valores del píxel máximo y mínimo para calcular la uniformidad integral de la imagen.

De la Ec. 2.1 se obtuvo una uniformidad integral de 13.1 %, que está por encima del 5 % aceptado.

De acuerdo a la publicación del ACR, la prueba fue satisfactoria, ya que no se presentaron artefactos que afectaran la imagen.

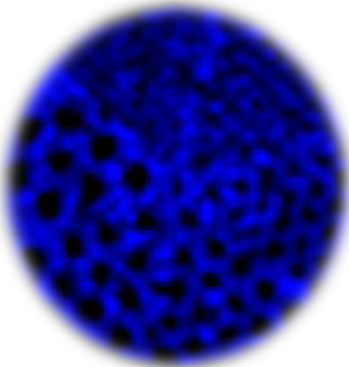
### 3.5.3 Prueba de resolución espacial

Para esta prueba se evaluó cualitativamente cada uno de los patrones de cilindros tipo Derenzo.

Se estableció una escala de la siguiente manera: se otorgó un valor de 1 a cada uno de los arreglos que pudiera diferenciarse del fondo, un valor de 0.5 a los arreglos que se diferenciaron parcialmente y un valor 0 para los que no tuvieron diferenciación.

El valor para cada patrón se encuentra en la Tabla 3.9.

**Tabla 3.9 Valores cualitativos de la prueba de Resolución Espacial para un arreglo de cilindros de 6 diferentes diámetros tipo Derenzo**

Diámetro de los cilindros (mm)	Imagen analizada	Visualización de los cilindros en la imagen adquirida	Valor asignado
12.7		Si	1
11.1		Si	1
9.5		Si	1
7.9		Si	1
6.4		Parcial	0.5
4.8		No	0

El valor óptimo para esta prueba es de 6. El valor cualitativo de la resolución espacial de bajo contraste del equipo utilizado fue de 4.5. [13]

La resolución espacial que le corresponde a este valor está entre 7.9 mm y 6.4 mm.

La prueba resultó satisfactoria, ya que los cilindros de 6.4 mm de diámetro fueron visibles con bajo contraste, y los de diámetro más grande con mayor contraste.

Con la aplicación de esta prueba, se obtuvieron varios parámetros propios para la cámara PET que serán utilizados para aplicaciones futuras de la prueba.

En la prueba de uniformidad, de manera adicional a la publicación de la ACR, se evaluó la uniformidad integral del maniquí, cuyo resultado no fue óptimo. Esta prueba, se realiza en un maniquí sin insertos, ni con lesiones calientes. Esta prueba se pretende realizar para evaluar esta uniformidad integral en el maniquí adecuado.

## Capítulo 4. Conclusiones

---

Se cumplió con el objetivo principal de este trabajo que consistió en evaluar el desempeño de la cámara PET, mediante la realización de pruebas de control de calidad recomendadas por el OIEA, el NEMA y el ACR.

El desempeño del sistema PET evaluado mediante las cinco pruebas realizadas fue satisfactorio. Esto debido a que el sistema de detección funciona de una manera correcta y que las imágenes analizadas no presentan algún deterioro de la calidad de imagen causado por falta de uniformidad, por la presencia de artefactos debido a una mala reconstrucción, por la pérdida de resolución espacial o por una cuantificación errónea de la concentración de la actividad empleada.

Dentro de las pruebas elegidas en este trabajo, los resultados de ambas pruebas de calidad de imagen (OIEA/NEMA, ACR) serán utilizados como valores de referencia de la cámara PET/CT Siemens Biograph del Departamento de Medicina Nuclear para futuros controles de calidad, ya que no existe a la fecha valores establecidos que indiquen la aceptabilidad de éstas para un equipo en concreto debido a las limitaciones físicas y tecnológicas de cada equipo.

La literatura más abundante sobre estos equipos es referente a los protocolos de adquisición de estudios del cuerpo humano, y las correcciones pertinentes sobre éste.

La literatura enfocada en control de calidad para equipos PET es escasa, y para equipos híbridos son aún más, y los pocos artículos disponibles presentan intervalos muy amplios para las estimaciones de control de calidad. Además existe una disparidad en los niveles tecnológicos de los países pertenecientes a los organismos internacionales regulatorios (OIEA). A ello, que solo es posible comparar resultados entre los equipos, como el caso de las pruebas de exactitud por atenuación y dispersión, sin tener valores umbrales o límites estandarizados para los equipos.

Actualmente, México carece de un sistema regulador el cual otorgue obligatoriedad de sistemas de garantía o de control de calidad en los servicios de diagnóstico por imágenes, por lo que no existen herramientas legales que obliguen a la contratación de físicos médicos cualificados para estas actividades. Sin embargo, la introducción gradual de nuevas tecnologías, está obligando a revalorar el papel que debe jugar el físico médico, además que organismos como el OIEA ha patrocinado proyectos, como ARCAL, con el objetivo de establecer actividades en temas nucleares que regulen a América Latina.

En éste trabajo se contemplaron pruebas adicionales descritas por las publicaciones del IAEA y NEMA, y que por la extensión de trabajo y falta de maniqués necesarios no se pudieron efectuar, éstas son: sensibilidad, resolución energética, calibración de la concentración de la actividad,

normalización, fracción de dispersión y medición de las cuentas perdidas y aleatorias, exactitud de las correcciones para cuentas perdidas y aleatorias, prueba diaria de la resolución temporal de coincidencias y uniformidad de la imagen reconstruida.

Como trabajo futuro se sugiere la implementación de dichas pruebas adicionales y la fabricación o adquisición de los maniqués necesarios.

Este trabajo puede fungir como una referencia para la implementación de un programa de control de calidad en cualquier sistema PET.

# Bibliografía

---

## Fuentes Bibliográficas

- [1] Leroy C, Rancoita Pier G, *Principles of Radiation Interaction in Matter and Detection*, World Scientific Publishing Pte Ltd 2004
- [2] Turner James E, *Atoms, Radiation, and Radiation Protection*, 3<sup>rd</sup> Edition, Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. 2007
- [3] Sorenson James A, Pheps Michael E, *Physics in Nuclear Medicine*, 3<sup>rd</sup> Edition Saunders 2003
- [4] Podgorsak Ervin B, *Biological and Medical Physics, Biomedical Engineering Radiation Physics for Medical Physicists*, second, Enlarged Edition, Springer 2010
- [5] Vinke R, Time-of-flight PET with SiPM sensors on monolithic scintillation crystals, tesis doctoral no publicada, Universidad de Groningen 2011, <http://irs.ub.rug.nl/ppn/331359812>
- [6] Dale L. Bailey, Peter E. Valk, David W. Townsend, Michel N. Maisey, *Positron Emission Tomography, Basis Science and Clinical Practice*. Springer. 2002
- [7] Phelps Michel E. Cherry Simon R, Dahlbom Magnis, *PET Physics, Instrumentation and Scanners*, Springer Science+Business Media 2006.
- [8] Ruiz Guijarro José A, Tomografía por emisión de positrones (PET): evolución y futuro, Revista electrónica, ISSN 1579-3087, Radiobiología 7 (2007) 148-156
- [9] Kontaxakis G, Vaquero J.J, Santos A, *Reconstrucción de imagen tomográfica por emisión de positrones*, Rev.R.Acad.Cienc.Exact.Fis.Nat. (Esp), Vol. 96, N.os 1-2, pp 45-57, 2002, Monográfico: Tomografía por Emisión de Positrones (PET)
- [10] Knoll G. F. *Radiation Detection and Measurements* (New York: Wilwy), 2000.
- [11] Chávez Villa Antonio, Reconstrucción de imágenes con el método del gradiente, Tesis de maestría, Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo Morelia México 2008
- [12] Gantes Rosa, Análisis de Calidad de Imagen en PET, Facultad de Ciencias Físicas, Universidad Complutense de Madrid, 2007.
- [13] Rodríguez Jiménez Ivan, *Caracterización e Implementación de un Programa de Control de Calidad de una Cámara PET*, Tesis de Maestría, Universidad Nacional Autónoma de México, Ciudad de México 2011
- [14] Cohen Bernard L. *Concepts of Nuclear Physics*, McGraw-Hill 1971
- [15] Leo William.R, *Techniques for Nuclear and Particle Physics Experiments*, Springer-Verlag 1987
- [16] Frank Herbert Attix. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. John Wilwy & Sons, Inc. 1986
- [17] Faiz M. Khan, *The Physics of Radiation Therapy*, 3<sup>rd</sup> Edition, Lippincott Williams & Wilkins 2003
- [18] Dienes G.J, Vineyard G.H, *Radiation Effects in Solids*, Interscience Publishers, Inc., New York 1957
- [19] Watt D.E, *Dosimetry of Ionizing Radiations in Liquid Water*, Taylor & Francis 2006

- [20] Ferreyra Mariel J. Evaluación de los factores metodológicos que afectan la cuantificación de imágenes de PET/CT, tesis de maestría, Instituto Balseiro, Universidad Nacional de Cuyo Argentina 2011
- [21] IAEA Human Health Series No. 1 Quality Assurance for PET and PET/CT Systems, International Atomic Energy Agency , Vienna 2009
- [22] NEMA Standards Publication NU2. Performance Measurements of Positron Emission Tomographs. National Electrical Manufacturers Association, 2001
- [23] *PET Phantom Instructions for Evaluation of PET Image Quality*. ACR Nuclear Medicine Accreditation Program. PET Module.
- [24] CPS Innovations, *Guía del operador Biograph 16*, Siemens medical 2004
- [25] PET Source Data Sheet, model PET-20C19/1, Sanders Medical
- [26] Gopal B. Saha, PhD Basics of PET Imaging: Physics, Chemistry and Regulations Second edition ed. Springer
- [27] Altamirano Ley J. Estrada Sanches G. del R. De la PET a la PET/CT. *Anales de Radiología México* 2006; 1:9-19
- [28] D. Visvikis, D.C. Costa, CT-based attenuation correction in the calculation of semi-quantitative indices of  $^{18}\text{F}$  FDG uptake in PET. *Springer-verlag Eur J Nucl Med* (2003) 30:344–353 DOI 10.1007/s00259-002-1070-4
- [29] Powsner R. A, Powsner E.R, *Essential Nuclear Medicine Physics*, Second edition Blackwell Publishing 2006
- [30] Disposición 4995 del Ministerio de Salud Secretaría de Políticas, Regulación e Institutos A.N.M.A.T. Buenos Aires, Argentina. 2011
- [31] IAEA, El físico médico: Criterios y recomendaciones para su formación académica, entrenamiento clínico y certificación en América Latina.
- [32] M. Rodríguez, *Fronteras de la física en el siglo XXI, física médica*, CopIt-arXives, 2013 México, D.F., ISBN: 978-1-938128-03-5
- [33] J. Seijas, F. Reggio, Desarrollo e implementación de un programa de garantía de calidad de los aspectos físicos de un tomógrafo híbrido PET/CT Discovery ST GE en un servicio de medicina nuclear, XIV Congreso Brasileiro de Física Médica, Sao Paulo, 2009.

## Fuentes Electrónicas

- [34] <http://www.iaea.org/About/about-iaea.html>
- [35] <http://www.medimagingsales.com/medical-imaging-equipment/pet-ct/siemens/siemens-biograph-16-pet-ct#getinfo>
- [36] <http://www.siemens.com.mx>
- [37] <http://healthcare.siemens.com/refurbished-systems-medical-imaging-and-therapy/molecular-imaging-ecoline/pet-ct-ecoline/biograph-16-eco/features>
- [38] [http://www.iaea.org/About/statute\\_sp.pdf](http://www.iaea.org/About/statute_sp.pdf)
- [39] [www.acr.org](http://www.acr.org)
- [40] [www.nema.org](http://www.nema.org)
- [41] [http://www.turkupetcentre.fi/index.php?option=com\\_content&view=article&id=153&Itemid=69&lang=en](http://www.turkupetcentre.fi/index.php?option=com_content&view=article&id=153&Itemid=69&lang=en)
- [42] [http://physics.nist.gov/cgi-bin/Star/e\\_table-t.pl](http://physics.nist.gov/cgi-bin/Star/e_table-t.pl)



# Apéndices

## Apéndice A Hoja de Trabajo para el Maniquí Aprobado de la ACR [23]

### SUV Analysis Worksheet

Patient Dose: \_\_\_\_\_ PET(/CT) Model: \_\_\_\_\_

For SUV calculations, enter the following into the site's computer: Use the patient dose previously selected from the phantom dose chart on page 10. DO NOT use the value of dose B. Use 70 kg (154 pounds) as the patient's weight. Use the ROI data obtained for the minimum (min.), maximum (max.) and mean SUV values to complete tables 1 & 2 below.

#### A) Contrast – Table 1

	Hot Vial 8 mm	Hot Vial 12 mm	Hot Vial 16 mm	Hot Vial 25 mm
<u>max.</u> SUV				

#### B) Scatter/Attenuation – Table 2

	Background	Bone	Air	Water
<u>mean</u> SUV				
<u>min.</u> SUV				

#### C) Ratio Calculations (using data from Tables 1 & 2 above):

<u>max.</u> vial SUV to <u>mean</u> Background SUV e.g., Contrast = 8mm SUV / bkgd SUV	8mm/bkgd	12mm/bkgd	16mm/bkgd	25mm/bkgd

<u>max.</u> vial SUV to <u>max.</u> 25 mm vial e.g., Contrast = max 16 mm SUV / max 25 mm SUV	8mm/25mm	12mm/25mm	16mm/25mm

<u>min.</u> air or water to <u>min.</u> bone e.g., ratio = min air SUV / min bone SUV	air/bone	water/bone

Apéndice B Características del Maniquí Uniforme de  $^{68}\text{Ge}$  [25]

**SANDERS MEDICAL**

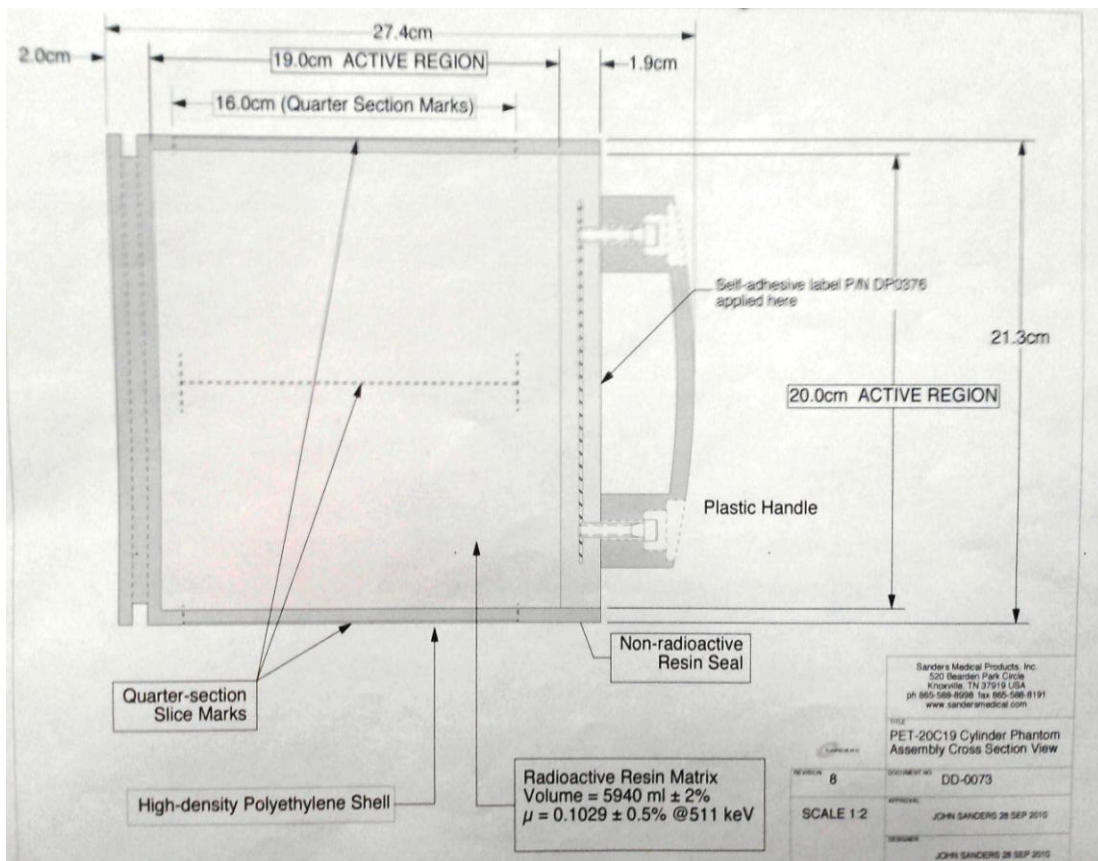
**PET Source Data Sheet**

<b>Cylinder Phantom</b>	<b>model</b>	<b>volume</b>	<b><math>\mu</math> value</b>
	PET-20C19/1	5940 ml	0.103
<b>nuclide</b>	<b>serial no.</b>	<b>activity</b>	<b>calibration date</b>
Ge-68	D755	44 MBq	18 July 2011

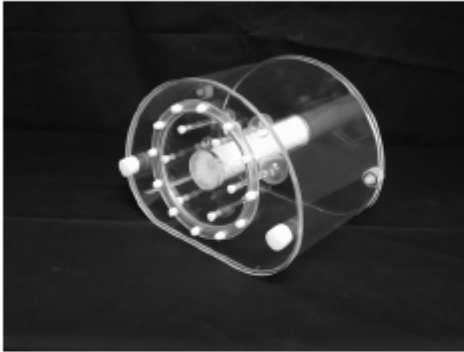
**Caution Radioactive Material**

Medical Products, Inc.  
520 Bearden Park Circle  
Knoxville, TN 37919 USA  
865 588 8998  
865 588 8191 fax  
SandersMedical.com

Model: PET-20C19/1	ANSI/ISO classification: C22212
SMP S/N: D755	Nominal activity: 44 MBq
Radionuclide: Germanium-68	Activity: 1.2 mCi ( 44 MBq)
Half-life: 270.8 days	Activity Tolerance: +/-10%
Replace date: 27 Jun 2012	Reference date: 18 Jul 2011



## NEMA IEC Body Phantom Set™



NEMA IEC Body Phantom™

### NEMA IEC Body Phantom Set™ Model PET/IEC-BODY/P

#### Main Features:

- The NEMA IEC Body Phantom Set™ consists of a body phantom, a lung insert and an insert with six spheres with various sizes
- It is designed in accordance with the recommendations by the International Electrotechnical Commission (IEC) and modified by the National Electrical manufacturers Association (NEMA)
- It is recommended for use in the evaluation of reconstructed image quality in whole body PET imaging

#### Main Applications:

- Simulation of whole-body imaging especially using PET and camera-based coincidence imaging techniques
- Evaluation of reconstructed image quality in whole-body PET and camera-based coincidence imaging
- Determination of the coincidence count rate characteristics in brain and cardiac imaging
- Evaluation of the relationship between true coincidence count rate and radioactivity
- Determination of the address errors caused by address pile up
- Evaluation of the count loss correction scheme
- Research

#### Specifications:

Interior length of phantom: 180 mm  
Fillable spheres (6) inner diameter: 10 mm, 13 mm, 17 mm, 22 mm, 28 mm, and 37 mm.  
Distance from sphere plane to inside wall: 70 mm  
Volume of empty cylinder: 9.7 liters

#### Cylindrical insert dimension:

Outside diameter: 51 mm  
Length: 180 mm

\* *International Standard: Radionuclide imaging devices – Characteristics and test conditions – Part 1: Positron emission tomographs*, International Electrotechnical Commission (IEC), 61675-1, Geneva, Switzerland, 1998.

\* *Performance Measurements of Scintillation Cameras*, NEMA Standards Publication No. NU2, National Electrical Manufacturers Association (NEMA), Washington, D.C., 2001.

# Abreviaturas

---

<b>ACF</b>	Factor de corrección de atenuación
<b>ACR</b>	Colegia Americano de Radiólogos
<b>Alcance CSDA</b>	continuous-slowing-down approximation
<b>CC/QC</b>	Control de calidad
<b>Cps</b>	Cuentas por segundo
<b>CT</b>	Tomografía computarizada
<b>DOI</b>	Deep of interaction/ Profundidad de interacción
<b>FC</b>	Factor de calibración
<b>FOV</b>	Campo de visión
<b>FWHM</b>	full width at half maximum
<b>FWTM</b>	full width at tenth maximum
<b>GC/QA</b>	Garantía de Calidad
<b>IAEA/OIEA</b>	Organismo Internacional de Energía Atómica
<b>Kbq</b>	kilo Bequerel
<b>Kcps</b>	kilo cuentas por segundo
<b>LOR</b>	Line of response/ Línea de respuesta
<b><math>\mu</math></b>	Coefficiente lineal de atenuación
<b><math>\mu</math>Ci</b>	micro curie
<b>MA</b>	Mapa de atenuación
<b>NECR</b>	Tasa de conteo de ruido equivalente
<b>NEMA</b>	Asociación Nacional de Fabricantes Eléctricos
<b>PET</b>	Tomografía por emisión de positrones
<b>PSF</b>	Función de dispersión puntual
<b>cámara PET</b>	Tomógrafo por emisión de positrones/cámara PET
<b>SNR</b>	Relación señal-ruido
<b>SUV</b>	Valor de captación
<b>TFM</b>	Tubo fotomultiplicador
<b><math>Z_{\text{eff}}</math></b>	Número atómico efectivo