



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA METROPOLITANA
UNIDAD IZTAPALAPA
DIVISIÓN DE CIENCIAS BÁSICAS E INGENIERÍA

INSTITUTO NACIONAL DE CANCEROLOGÍA
DEPARTAMENTO DE MEDICINA NUCLEAR

CARACTERIZACIÓN DE UN EQUIPO SPECT
MODELO SYMBIA MARCA SIEMENS CON ^{177}Lu Y
 ^{99m}Tc

IDÓNEA COMUNICACIÓN DE RESULTADOS

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:
ESPECIALISTA EN FÍSICA MÉDICA CLÍNICA

PRESENTA:

FÍS. MARÍA CRISTINA HERNÁNDEZ HERNÁNDEZ

DIRECTOR DE TESIS:

M. EN F. M. ROCIO MARLENE PERUYERO RIVAS



MARZO, 2022

**Caracterización de un equipo SPECT modelo
Symbia marca Siemens con ^{177}Lu y ^{99m}Tc**

por

Fís. María Cristina Hernández Hernández

Idónea comunicación de resultados

presentada para obtener el grado de

Especialista en Física Médica Clínica

desarrollada en el

INSTITUTO NACIONAL DE CANCEROLOGÍA
DEPARTAMENTO DE MEDICINA NUCLEAR

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA METROPOLITANA
UNIDAD IZTAPALAPA
DIVISIÓN DE CIENCIAS BÁSICAS E INGENIERÍA
Marzo, 2022

1. Datos del alumno

Fís.

María

Cristina

Hernández

Hernández

55 27 48 48 80

Universidad Autónoma Metropolitana

Unidad Iztapalapa

División de Ciencias Básicas e Ingeniería

Instituto Nacional de Cancerología

Departamento de Medicina Nuclear

2. Datos del tutor

M. en F.M.

Rocio

Marlene

Peruyero

Rivas

3. Datos del Sinodal 1

Dra.

Silvia

Sandra

Hidalgo

Tobón

4. Datos del Sinodal 2

Dra.

Clara

Leticia

Santos

Cuevas

7. Datos del trabajo escrito

Caracterización de un equipo SPECT modelo Symbia marca Siemens con ^{177}Lu y ^{99m}Tc

100 p

2022

Agradecimientos

A la Universidad Autónoma Metropolitana Unidad Iztapalapa por el apoyo económico.

A la Especialización en Física Médica Clínica, principalmente a la Dra. Silvia Hidalgo por la oportunidad.

Al Instituto Nacional de Cancerología, especialmente al departamento de Medicina Nuclear que me abrió sus puertas y a su personal por las experiencias compartidas.

A mis docentes y en especial a mi tutora, la M. en F.M. Marlene Peruyero Rivas por su ayuda, paciencia, tiempo dedicado y los valiosos conocimientos brindados.

A mi mamá y mis hermanas por la confianza, el amor y el apoyo incondicional.

Caracterización de un equipo SPECT modelo Symbia marca Siemens con ^{177}Lu y ^{99m}Tc

por

María Cristina Hernández Hernández

Resumen

El Instituto Nacional de Cancerología, (INCan) dentro de sus instalaciones, cuenta con un equipo híbrido SPECT/CT, modelo Symbia marca Siemens, el cual se utiliza como herramienta de diagnóstico, estadificación y seguimiento de tratamientos, con distintos radionúclidos. Para mantener el equipo en las mejores condiciones es necesario conocer el equipo, en cuanto a sus posibilidades y limitaciones para cada radionúclido utilizado, lo cual a su vez ayuda a que se puedan obtener imágenes de la mejor calidad posible.

El INCan es uno de los pocos centros que realizan terapias con Lu-177. En estas terapias, posterior a su administración, a los pacientes se les realiza un seguimiento en el SPECT. Por lo anterior, en este trabajo se realizó una caracterización del equipo con ^{177}Lu , y de manera complementaria con ^{99m}Tc , además de que se propuso un método, con la evaluación de una primera validación y valores de referencia, que pueda utilizarse en distintos centros que cuenten con el mismo equipo.

El método propuesto garantiza resultados confiables y se mostró que para obtener una validación completa únicamente es necesario repetir esta metodología por otros operadores en distintos centros con el mismo equipo y a su vez, este protocolo pueda utilizarse como una estandarización para realizar la caracterización de sistemas SPECT en México con el mismo modelo para su uso con ^{177}Lu y ^{99m}Tc .

Abstract

In a department of Nuclear Medicine, the daily practice consists of the diagnosis and therapy of various diseases. The Instituto Nacional de Cancerología (INCan) within its facilities, has a hybrid single-photon emission computed tomography equipment with a conventional computed tomography, better known as SPECT/CT, Symbia model Siemens brand, which is used every day as diagnostic tool, staging and monitoring of treatments, with different radionuclides. To keep the equipment in the best conditions, it is

necessary to know the equipment, in terms of its possibilities and limitations for each radionuclide used, which in turn helps to obtain the best possible quality images.

INCan is one of the few centers that perform therapies with Lu-177, for some types of prostate cancer and neuroendocrine tumors. In these therapies, after their administration, the patients are followed up in SPECT. Therefore, this work characterizes the Siemens Symbia model SPECT with ^{177}Lu , and in a complementary way with ^{99m}Tc . In addition, a method was proposed, with the evaluation of a first validation and reference values which can be used in different centers that have the same equipment.

The proposed method guarantees reliable results and it was shown that, to obtain a complete validation, it is only necessary to repeat this methodology by other operators in different centers with the same equipment and in turn, this protocol can be used as a standardization to perform the characterization of SPECT systems in Mexico with the same model for its use with ^{177}Lu and ^{99m}Tc .

Índice general

1. Introducción	12
2. Marco teórico	15
2.1. Lu-177	15
2.2. Tc-99m	17
2.3. SPECT	18
2.3.1. Siemens Symbia T6 Series	29
2.4. Caracterización	31
2.4.1. Resolución espacial	31
2.4.2. Linealidad espacial	35
2.4.3. Resolución energética	37
2.4.4. Tuning	37
2.4.5. Uniformidad	39
2.4.6. Tiempo muerto	40
2.4.7. Tasa máxima de conteo	42
2.4.8. Registro espacial de ventana múltiple	43
2.4.9. Sensibilidad	44
2.4.10. Centro de rotación	44
2.5. Verificaciones adicionales del equipo	46
3. Metodología	49
3.1. Uniformidad intrínseca	50
3.2. Uniformidad extrínseca	51
3.3. Tasa máxima de conteo	53
3.4. Tiempo muerto	54
3.5. Sensibilidad del sistema	56

3.6.	Sensibilidad intrínseca	58
3.7.	Registro espacial de ventana múltiple	59
3.8.	Resolución espacial intrínseca	61
3.9.	Resolución espacial extrínseca y linealidad	62
3.10.	Centro de rotación	64
3.11.	Resolución energética	66
4.	Resultados y Análisis	67
4.1.	^{99m} Tc	67
4.1.1.	Uniformidad intrínseca	67
4.1.2.	Uniformidad extrínseca	68
4.1.3.	Tasa máxima de conteo	70
4.1.4.	Tiempo muerto	72
4.1.5.	Sensibilidad del sistema	72
4.1.6.	Sensibilidad intrínseca	73
4.1.7.	Resolución espacial intrínseca	73
4.1.8.	Resolución espacial y linealidad extrínseca	74
4.1.9.	Centro de rotación	75
4.2.	¹⁷⁷ Lu	76
4.2.1.	Tasa máxima de conteo	76
4.2.2.	Tiempo muerto	78
4.2.3.	Sensibilidad del sistema	78
4.2.4.	Sensibilidad intrínseca	80
4.2.5.	Resolución espacial intrínseca	80
4.2.6.	Resolución espacial extrínseca	81
4.2.7.	Registro espacial de ventana múltiple	82
4.3.	Verificaciones adicionales	83
4.3.1.	Linealidad	83
4.3.2.	Intervalos de medida	90
4.3.3.	Selectividad	90
4.3.4.	Repetibilidad	91
5.	Discusión y Conclusiones	93
A.	Ecuación de tiempo muerto	96

Presentación

Hipótesis

Para un equipo SPECT/CT modelo Symbia marca Siemens serie T6, se espera que los valores de los parámetros adquiridos con Lu-177 se encuentren por debajo de los valores obtenidos con Tc-99m y, para este radionúclido permanezcan dentro de los límites de tolerancia que el fabricante y las organizaciones internacionales, como la IAEA, la NEMA, la AAPM y la SEFM, recomiendan para estos equipos.

Objetivos

Objetivo general

- Caracterizar un equipo SPECT/CT marca Siemens modelo Symbia de manera parcial con Lutecio-177 y de manera total con Tecnecio-99m.

Objetivos específicos

- Evaluar para ^{99m}Tc los siguientes parámetros de rendimiento:
 - Uniformidad de campo intrínseca
 - Uniformidad de campo extrínseca
 - Sensibilidad del sistema
 - Sensibilidad intrínseca
 - Tasa máxima de conteo
 - Tiempo muerto

-
- Resolución espacial intrínseca
 - Resolución espacial extrínseca
 - Linealidad espacial
 - Centro de rotación del equipo
 - Evaluar para ^{177}Lu los siguientes parámetros de rendimiento:
 - Sensibilidad del sistema
 - Sensibilidad intrínseca
 - Tasa máxima de conteo
 - Tiempo muerto
 - Resolución espacial intrínseca
 - Resolución espacial extrínseca
 - Registro espacial de ventana de energía múltiple
 - Realizar verificaciones de validación del equipo.

Impacto social

La investigación respecto a la caracterización del SPECT permitirá establecer un protocolo de las pruebas para evaluar los parámetros de rendimiento del equipo modelo Symbia marca Siemens que se encuentra en el departamento de Medicina Nuclear del INCan. El ^{99m}Tc es el radionúclido emisor gamma más utilizado en el área de diagnóstico, mientras que el ^{177}Lu es empleado como tratamiento en pacientes con distintos tipos de cáncer, que en muchas ocasiones ya han sido sometidos a otras terapias que no han sido exitosas. Es por eso que las valoraciones con ambos radionúclidos resultan muy valiosas y concederán que, junto con el programa de control de calidad que se maneja en el hospital, se pueda mantener en las mejores condiciones posibles el equipo durante su vida útil. Además de que proporcionará un punto de partida para la realización de futuros protocolos de adquisición que puedan mejorar la calidad de imagen, pudiendo conllevar a la posibilidad de, en casos específicos, reducir la actividad administrada, resultando en un beneficio para los pacientes.

Capítulo 1

Introducción

La tomografía por emisión de fotón único es una técnica de imagen utilizada en clínicas y hospitales. Su presentación híbrida con un tomógrafo convencional(**SPECT/CT**) resulta altamente favorable ya que es capaz de ofrecer lo mejor de ambas modalidades de imagen, anatómica y funcional.

Los parámetros de rendimiento de un equipo SPECT deben ser caracterizados, ya que evaluarlos permite conocer el sistema en cuanto a posibilidades y limitaciones. A pesar de su importancia, actualmente se cuenta con poca información respecto a la caracterización de equipos SPECT, ya que existen algunos trabajos en los que realizan ciertas pruebas, pero no todas las que se plantean aquí. Además de que no existe una estandarización de las pruebas y de los procesos. Las pruebas relacionadas que se reportan únicamente se realizan con un radionúclido, generalmente ^{99m}Tc .

En el mercado existen diversas marcas y modelos de equipos SPECT/CT. Los más destacados son Philips Brightview, General Electric Discovery e Infinia Hawkeye, y Siemens Symbia. Cada uno cuenta con características propias tanto físicas como de sistema, así como sus algoritmos de reconstrucción patentados, que hacen que entre ellos existan ventajas y desventajas, incluyendo costos.

En el departamento de Medicina Nuclear del Instituto Nacional de Cancerología (**INCan**) se cuenta con un equipo SPECT/CT modelo Symbia T6 marca Siemens y se ofrecen terapias de ^{177}Lu -PSMA y ^{177}Lu -DOTA para tratamientos de cáncer de próstata metastásico resistentes a la castración y tumores neuroendocrinos, respectivamente. A los pacientes que reciben estas terapias después de cada ciclo de tratamiento se les realiza una adquisición de imagen en el equipo mencionado. Es por eso que resulta importan-

te realizar una caracterización del equipo con este radionúclido, ya que esto permite un posterior trabajo sobre los protocolos de adquisición que se realizan en el hospital conllevando a una mejora en la calidad de imagen obtenida.

La Asociación Nacional de Manufactura Eléctrica (**NEMA**) fue de las primeras organizaciones, en 1980, en reportar recomendaciones para la evaluación de los siguientes parámetros de una cámara de centelleo: resolución espacial intrínseca, resolución de energía intrínseca, uniformidad de campo, linealidad espacial, rendimiento de la tasa de conteo, registro espacial de múltiples ventanas, resolución espacial del sistema y, sensibilidad del sistema [1]. A partir de ahí, otros organismos como la Organización Internacional de Energía Atómica (**IAEA**) [2], la Asociación Americana de Física Médica (**AAPM**) [3] y la Sociedad Española de la Física Médica (**SEFM**) [4] han emitido sus propias sugerencias respecto a las pruebas que deben realizarse y cómo deben ser evaluadas. Posteriormente y basándose en las recomendaciones anteriores, se han realizado estudios principalmente caracterizando sistemas SPECT para animales, como el de Alexander V. Stolin *et al.* [5] en el que se miden sólo algunos parámetros de rendimiento. Sin embargo, no existen protocolos establecidos para realizar caracterizaciones de sistemas SPECT modelo Symbia marca Siemens y lo que generalmente se hace es utilizar la información de las pruebas que se realizan para el comisionamiento o, en su defecto, se utilizan las especificaciones dadas por fábrica. No obstante, dicha información se tiene únicamente para comparar y no resulta suficiente en caso de que se requieran establecer nuevos valores de referencia. Lo anterior sugiere que es primordial tener un protocolo interno de las pruebas de caracterización para el equipo mencionado y actualizar los valores de referencia.

El presente trabajo se enfoca en realizar la caracterización de la modalidad de emisión (SPECT) del equipo híbrido para Lu-177, lo que permitió establecer un protocolo para la evaluación de los parámetros de rendimiento. Realizar una caracterización completa no es posible utilizando únicamente ^{177}Lu , ya que como el ^{99m}Tc es el estándar, la evaluación de algunos parámetros de rendimiento se pueden realizar únicamente con este radionúclido. Adicionalmente, tener un comparativo entre los resultados obtenidos con ambos radionúclidos es importante pues permite analizar el comportamiento del equipo con cada uno de los radionúclidos, evidenciando las diferencias que se pueden presentar debido a las distintas energías, así como en diferencias en el comportamiento entre un radionúclido que utiliza solo una emisión versus el ^{177}Lu el cual tiene dos emisiones principales. Por lo anterior, en este trabajo se realizó una caracterización parcial con ^{177}Lu y

una caracterización completa con ^{99m}Tc . Dado que no se cuenta con referencias previas para Lu-177, también se proporciona una metodología para la evaluación de todos los parámetros y valores de referencia para caracterizar el SPECT modelo Symbia con ^{177}Lu .

Las valoraciones con ambos radionúclidos, ^{177}Lu y ^{99m}Tc , conceden que, junto con el programa de control de calidad que se maneja en el hospital, se pueda mantener en las mejores condiciones posibles el equipo durante su vida útil. Además de que proporciona un punto de partida para la realización de futuros protocolos de adquisición que puedan mejorar la calidad de imagen, pudiendo conllevar la posibilidad de, en casos específicos del ^{99m}Tc , reducir la actividad administrada, resultando en un beneficio para los pacientes.

Este protocolo interno tiene unas verificaciones adicionales del equipo, que son el punto de partida para que otros centros, con el mismo equipo, puedan realizar la caracterización utilizando el protocolo propuesto. Contar con estas verificaciones, implica garantizar que las pruebas incluidas son suficientes para una correcta evaluación del rendimiento, que la caracterización propuesta considera todas las variables que pueden influir, que se tiene un método preciso, exacto, robusto y confiable. Esto permite una posterior estandarización para los equipos SPECT modelo Symbia marca Siemens en México.

Capítulo 2

Marco teórico

2.1. Lu-177

El ^{177}Lu decae por emisiones beta menos a ^{177}Hf con una vida media de 6.6443 días [6]. La energía cinética máxima de las partículas beta de ^{177}Lu es de 496.8 keV y, la energía cinética media de todas las partículas beta emitidas es de aproximadamente 134 keV [6]. Además, 6 grupos de fotones gamma y electrones de conversión interna asociados son emitidos. Cuando se consideran todos los electrones emitidos (β^- , conversión interna y electrones Auger), la energía cinética media se eleva a 147 keV [7]. Los rayos γ con mayor probabilidad de emisión tienen energías de 112.9498 keV (6.23 %) y 208.3662 keV (10.41 %) [7] como se muestra en la Figura 2-1.

El Lu-177 tiene dos métodos de producción: el directo y el indirecto. El método directo implica la activación neutrónica de un blanco natural (^{176}Lu), o enriquecido ($^{176}\text{Lu}_2\text{O}_3$), el cual se lleva a cabo en un reactor nuclear y tiene como producto el ^{177}Lu . El método indirecto consiste en activar neutrónicamente, en un reactor nuclear, un blanco de $^{176}\text{Yb}_2\text{O}_3$, de manera que se obtiene ^{177}Yb , el cual decae por emisión de partículas β^- , con una vida media de 1.9 horas [6], a ^{177}Lu y pueden ser separados mediante procesos químicos [9].

Este radionúclido, debido a sus propiedades físicas de emisión de partículas beta y rayos gamma, resulta adecuado para su uso tanto en terapias como para rastreo y seguimiento de las mismas. Sus principales aplicaciones son tratamientos de cáncer de próstata (usando el radiofármaco ^{177}Lu -PSMA) [10] y tumores neuroendocrinos (^{177}Lu -DOTA) [11].

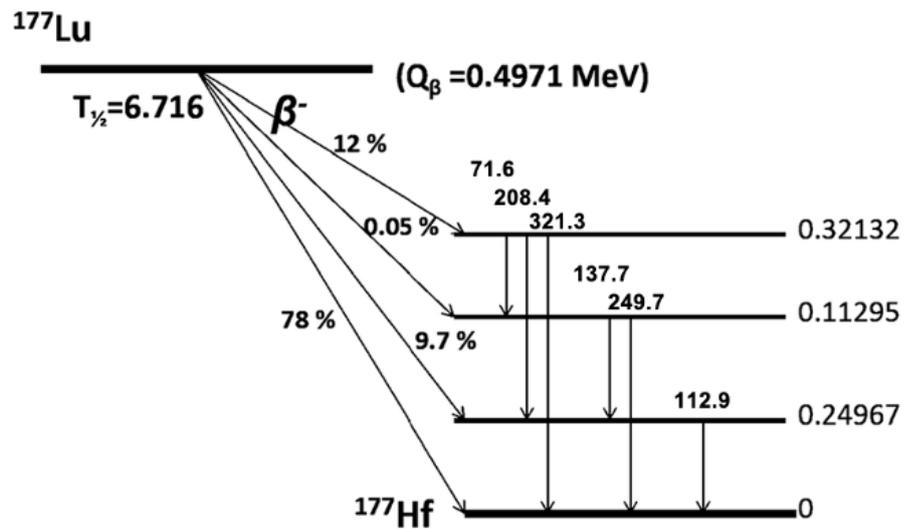


Figura 2-1: Esquema de decaimiento del lutecio-177 [8]

En la Figura 2-2 se muestra el espectro con las emisiones gamma del ^{177}Lu .

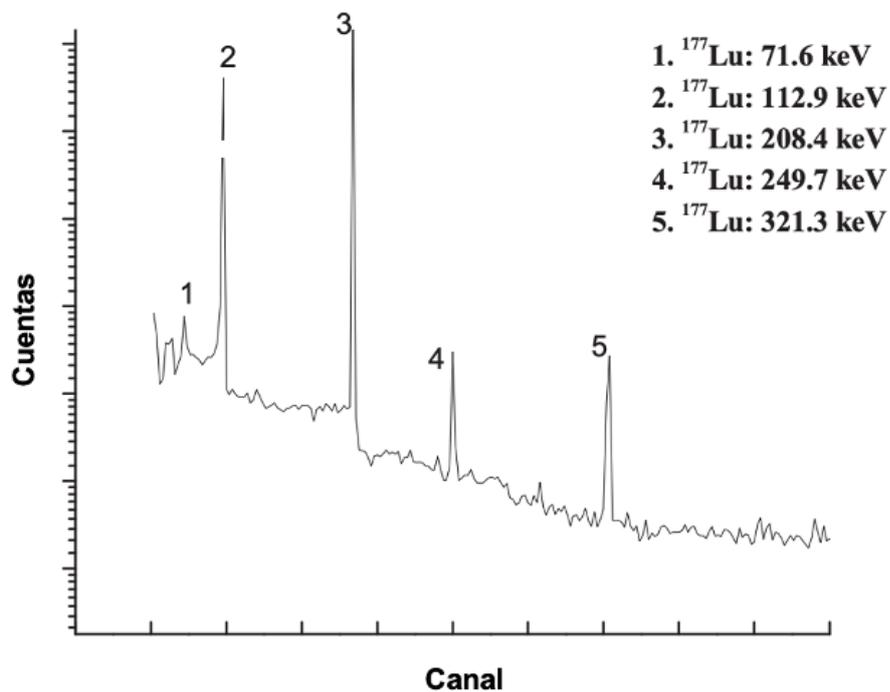


Figura 2-2: Espectro de energías del ^{177}Lu [12].

2.2. Tc-99m

El Tc-99m es un isótopo trazador radiactivo, ampliamente utilizado en los departamentos de Medicina Nuclear [13]. El tecnecio-99m se desintegra mediante un proceso llamado transición isomérica, en el que el ^{99m}Tc decae en ^{99}Tc mediante la liberación de rayos gamma, tal como se muestra en la Figura 2-3.

Este radionúclido es inusual pues tiene una vida media de 6.0072 horas [6] y resulta muy conveniente ya que es lo suficientemente largo para examinar los procesos metabólicos pero lo suficientemente corto como para minimizar la dosis absorbida al paciente. La energía de los rayos γ que emite es de 140.51 keV [6].

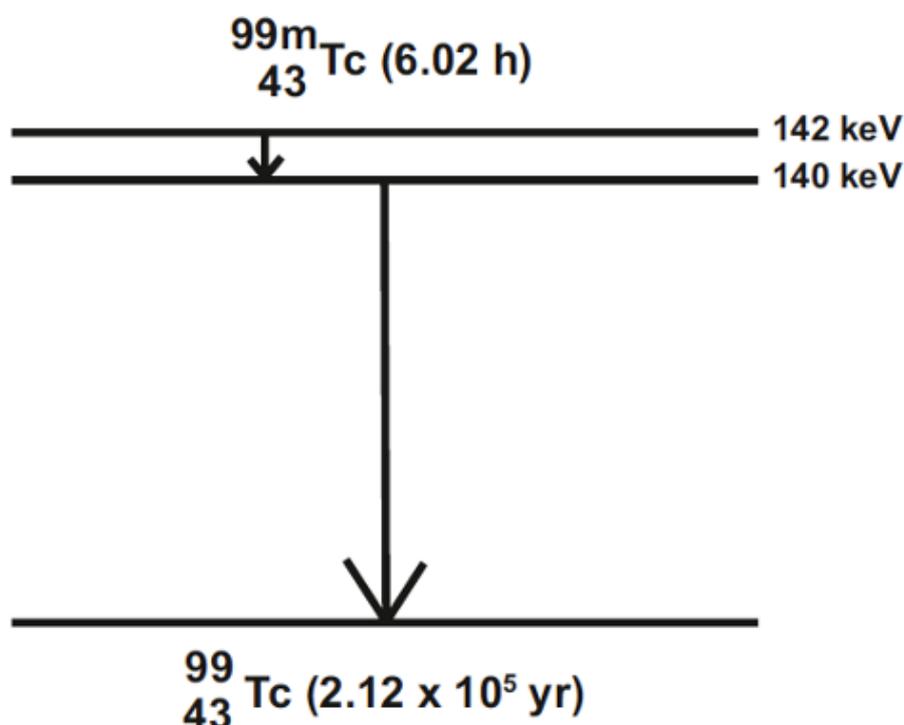


Figura 2-3: Esquema de decaimiento del ^{99m}Tc [14].

Existen dos métodos para la producción de este radionúclido. El primero es por fisión del ^{235}U , donde éste es irradiado en un generador con neutrones y produce varios radionúclidos, entre ellos el padre del Tc-99m, el ^{99}Mo , el cual tiene una vida media de 65.924 horas [6] y decae por emisión β^- a ^{99}Tc el 79% de las veces y las demás veces a ^{99m}Tc . El segundo método, un poco menos utilizado, es por activación neutrónica del ^{98}Mo , en reactores de alto flujo de neutrones, en los cuales se obtiene ^{99}Mo . En ambos

casos, el Tc-99m es obtenido a partir del radionúclido ^{99}Mo utilizando un generador. En la Figura 2-4 se muestra el espectro del ^{99m}Tc .

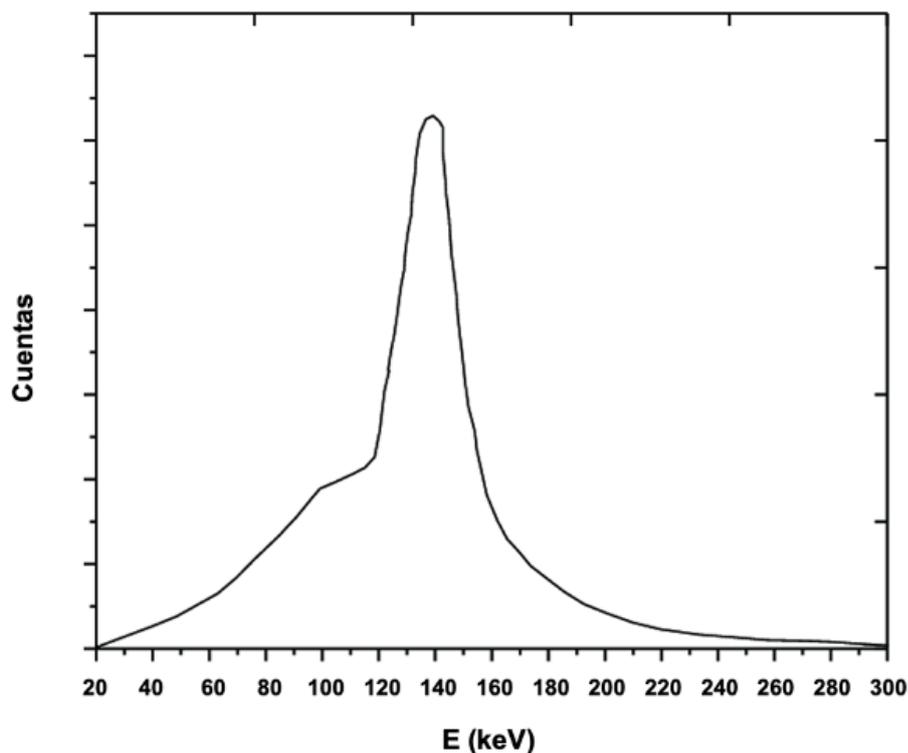


Figura 2-4: Espectro de energía del ^{99m}Tc [15].

El espectro de la Figura 2-4 fue tomado a partir de un paciente, de manera que la curva que se observa previa al pico se debe a la dispersión Compton en el mismo.

2.3. SPECT

El propósito de la formación de imágenes con radionúclidos es obtener una imagen de la distribución de una sustancia marcada radiactivamente dentro del cuerpo después de haberla administrado a un paciente. Esto se logra registrando las emisiones de la radiactividad con detectores de radiación externos colocados en diferentes lugares fuera del paciente. Las emisiones preferidas para esta aplicación son los rayos γ en el rango de energía aproximado de 80 a 500 keV (o fotones de aniquilación de 511 keV) [13], ya que a estas energías penetran lo suficiente a los tejidos como para que los órganos más profundos puedan visualizarse y los cristales de centelleo puedan detectarlos eficazmente.

Una de las principales desventajas de las técnicas de formación de imágenes médicas convencionales es que las imágenes que se producen representan la superposición de estructuras traslapadas en todo el espesor del cuerpo. La tomografía intenta superar este problema produciendo una imagen de una sección delgada en un plano transaxial que atraviesa al sujeto o de todo el cuerpo, proporcionando una imagen tridimensional del área explorada.

Es posible la utilización de una gammacámara giratoria para adquirir los datos que se requieren en la formación de imágenes de tomografía computarizada. Este enfoque de la tomografía, que se emplea con radionúclidos que emiten rayos γ únicos o rayos γ múltiples sin correlaciones angulares se conoce como tomografía computarizada por emisión de fotón único (**SPECT**). Para entender un poco más acerca de este equipo, es necesario hablar del funcionamiento de una gammacámara, ya que todos los sistemas de SPECT disponibles comercialmente, se basan en ella [13].

Los componentes principales de una gammacámara son un colimador, un cristal de centelleo, una serie de tubos fotomultiplicadores (**TFM**) y el sistema de cómputo de adquisición y procesamiento de imágenes (Figura 2-5).

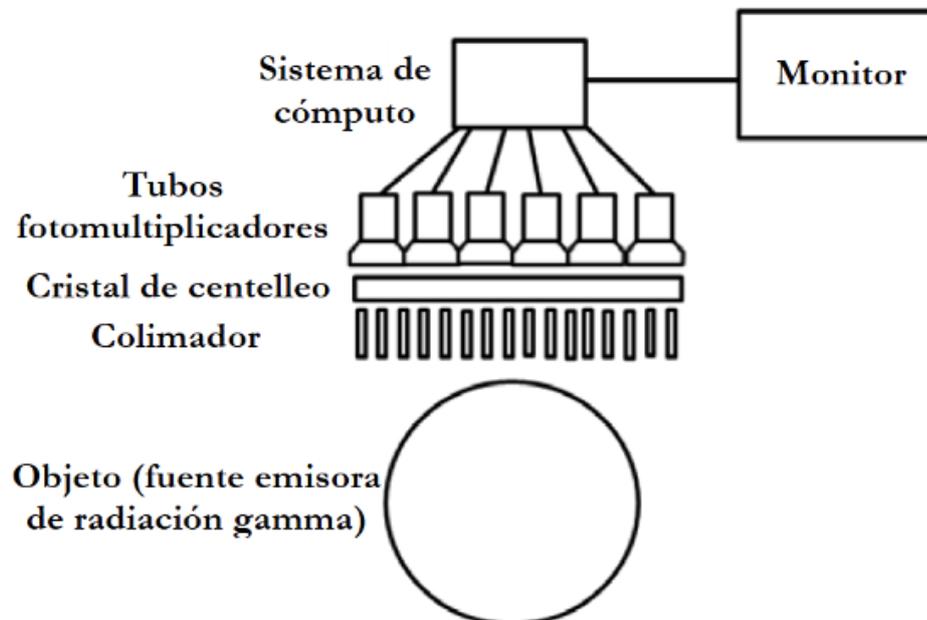


Figura 2-5: Componentes básicos de una gammacámara [16].

Los colimadores tienen como función definir la dirección de los rayos gamma que llegarán al detector. Estos consisten en un conjunto de agujeros de un material denso con

un número atómico alto, típicamente plomo. Al controlar qué rayos gamma se aceptan, el colimador forma una imagen proyectada de la distribución de los fotones en la superficie del cristal de centelleo. El colimador se encuentra muy relacionado tanto con la resolución espacial, que es la capacidad que tiene un sistema para distinguir como objetos independientes dos elementos pequeños que se encuentran muy cercanos entre ellos, como con la eficiencia de detección.

Las paredes de plomo entre los orificios se denominan septas o septos colimadores (Figura 2-6). El grosor del tabique se elige para evitar que los rayos gamma pasen de un orificio al siguiente, y dependiendo de este grosor se pueden clasificar en colimadores de baja, media y alta energía.

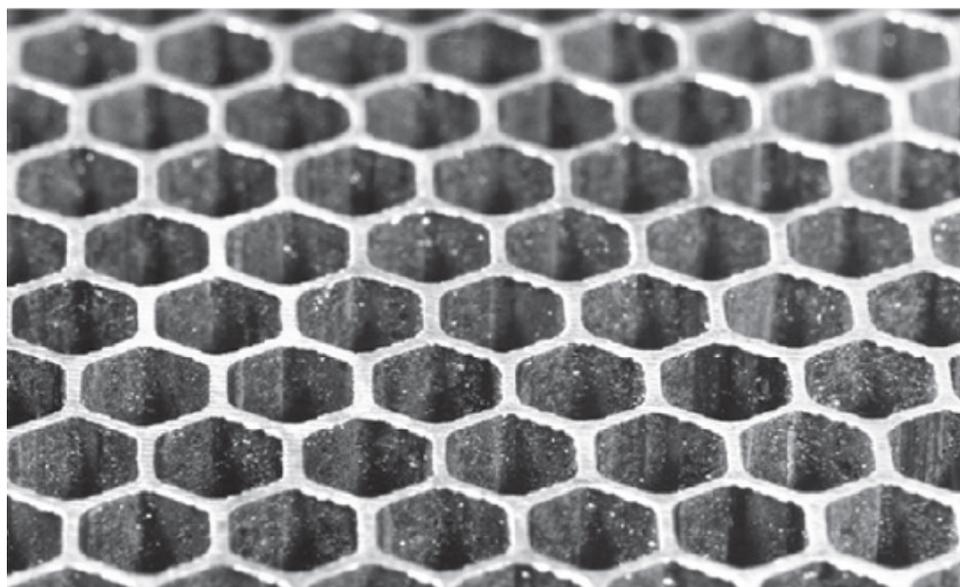


Figura 2-6: Estructura de un colimador de orificios paralelos [13].

El cristal de centelleo tiene como función transformar los rayos gamma incidentes en luz visible. Este fenómeno ocurre cuando la radiación interactúa con la materia, excitando e ionizando un gran número de átomos y moléculas, las cuales al volver a su estado fundamental, se desexcitan emitiendo fotones en el rango de energía del espectro visible.

Los cristales utilizados en gammacámaras y SPECT son inorgánicos y para mejorar su eficiencia de detección suelen doparse con otros materiales para crear impurezas a las que se les llaman activadores, las cuales permiten que se ocupen determinados espacios en la banda prohibida del cristal. Un ejemplo de estos, es el yoduro de sodio dopado con talio, NaI(Tl).

La gran ventaja de los cristales inorgánicos es que, de todos los centelladores son los que poseen mayor intensidad lumínica de salida, es decir, entregan mayor cantidad de fotones por unidad de energía absorbida, lo cual se traduce en una mejor resolución energética de la partícula ionizante a medir. Esto los hace adecuados para detección y espectroscopía de rayos gamma. Una desventaja que tienen estos materiales es su gran capacidad para absorber la humedad del ambiente, de manera que esto puede afectar la eficiencia del cristal centelleador. Para evitar esto, se cubre el cristal con un material altamente reflectante como TiO_2 que maximiza la salida de luz y se sella herméticamente dentro de una carcasa delgada de aluminio.

Los cristales con los que cuentan las gammacámaras tienen un área determinada denominada campo de visión (**FOV**) que se mide diagonalmente a lo largo de todo el cristal centelleador. En la práctica no se utiliza toda esta zona dado que las orillas se encuentran cubiertas por la carcasa que los contiene, de manera tal que, al área útil del detector se le conoce como campo de visión útil (**UFOV**), que es el 95 % del FOV y, a la parte central definida por el 75 % del UFOV se le llama campo de visión central (**CFOV**) [3].

El grosor del cristal juega un papel muy importante, ya que a mayor grosor, mayor eficiencia, pues mayor número de fotones serán absorbidos pero menor resolución espacial, ya que la luz producida en el cristal se aleja más del lugar en la que se originó antes de llegar a los tubos fotomultiplicadores.

Los tubos fotomultiplicadores tienen como función transformar los fotones de luz visible en electrones que a su vez son acelerados y multiplicados para producir una señal de pulsos eléctricos. Dado que los TFM se encuentran físicamente después del centelleador, es necesario unir estos componentes de manera tal que se evite pérdida de información y que mantenga la uniformidad de la recolección de luz en función de la posición, para lo cual se tienen dos opciones: la primera es el uso de un acople óptico que consiste en grasa vegetal o gel y, la segunda es el uso de una guía de luz, la cual proporciona la ventaja de canalizar la luz de centelleo lejos de los espacios entre los tubos fotomultiplicadores debido a que se utilizan patrones grabados que permiten canalizar la mayor cantidad de luz en los dichos tubos.

Los TFM están dispuestos en un patrón hexagonal para maximizar el área del cristal que está cubierta, de manera que los patrones en la guía de luz resultan innecesarios pues ya no existen los espacios entre TFM. Por lo tanto, hoy en día las cámaras de centelleo

sólo utilizan el acople óptico. En la Figura 2-7 se muestra el esquema del funcionamiento de un tubo fotomultiplicador.

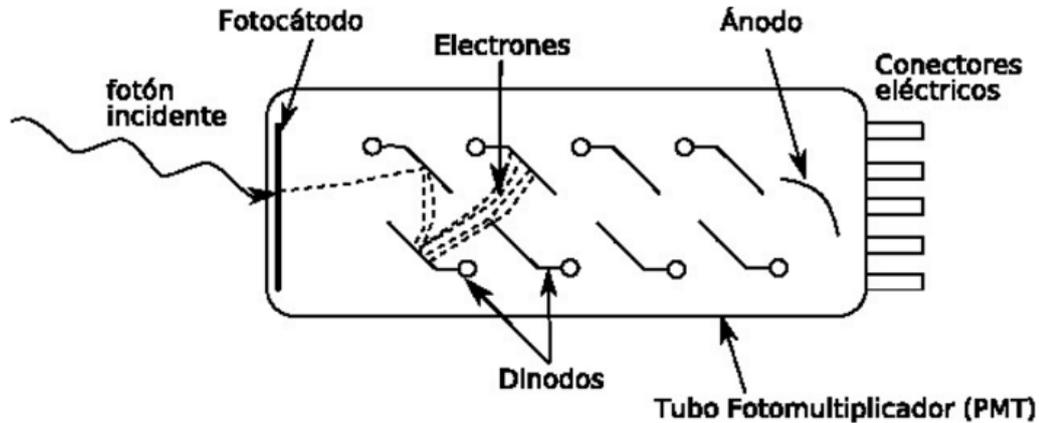


Figura 2-7: Esquema de funcionamiento de un tubo fotomultiplicador [17].

Los tamaños de los tubos típicos son de 5 cm de diámetro y la mayoría de las cámaras modernas utilizan entre 30 y 100 TFM.

A la salida de los TFM se obtienen señales de pulsos de corriente eléctrica, pero estos suelen tener una baja amplitud (10^{-1} V - 1 V) [13], por lo cual se utiliza una serie de componentes eléctricos que consisten en preamplificadores y amplificadores. Los preamplificadores tienen como objetivos: amplificar la señal de los tubos y dar forma al pulso para el procesamiento óptimo de la señal por parte de los componentes subsiguientes; mientras que los amplificadores cumplen con dos funciones: amplificar los pulsos aún relativamente pequeños del preamplificador a una amplitud suficiente para impulsar el equipo auxiliar (analizadores de altura de pulso, escaladores, etc.) y remodelar el pulso del preamplificador en uno estrecho para evitar problemas de acumulación de pulsos a altas tasas de conteo y para mejorar el cociente señal a ruido.

Este conjunto de TFM y su electrónica asociada permiten determinar la posición en la que se originó el evento de radiación. Para esto, la señal de cada tubo se divide en cuatro líneas de salida denominadas X^+ , X^- , Y^+ e Y^- . La fracción de la corriente del tubo fotomultiplicador que va a cada línea de salida está determinada por el valor de las resistencias que se utilizan, de forma que la posición del evento en X se determina por la diferencia en las señales X^- y X^+ dividida por la señal X total y de igual manera se calcula para la señal Y .

En las cámaras digitales, la señal de salida de cada TFM se digitaliza y la posición del

evento se calcula en el software. Generalmente, esto es similar al método de resistencias descrito anteriormente; la inversa de los valores de la resistencia se utilizan como factores de ponderación para las señales individuales del TFM. Sin embargo, las cámaras digitales también pueden usar algoritmos más sofisticados que incorporan información sobre la no linealidad de la respuesta del tubo fotomultiplicador con la posición en los factores de ponderación para proporcionar una mejor precisión de posicionamiento.

Los detectores que utilizan las cámaras de centelleo son sensibles a la energía que se deposita en el cristal, de forma que la amplitud del pulso de voltaje del amplificador es proporcional a la cantidad de energía depositada en el detector por el evento de radiación captado. Al examinar las amplitudes de los pulsos de salida del amplificador, es posible determinar las energías de los eventos de radiación. El conteo selectivo de solo aquellos pulsos dentro de un cierto rango de amplitud hace posible restringir el rango de energía seleccionado y discriminar contra el fondo y la radiación dispersa que se encuentra fuera del rango de energía deseado. Un dispositivo utilizado para este propósito se llama analizador de altura de pulsos (**PHA**). Un PHA se usa para seleccionar solo aquellos pulsos del amplificador que caen dentro de los intervalos de amplitud de voltaje seleccionados o 'canales'.

Los sistemas de tomografía computarizada de emisión de fotón único son similares a una gammacámara de imagen planar, pero con dos principales características adicionales: el detector está diseñado de manera que rote paso a paso o de forma continua alrededor del paciente para poder obtener múltiples imágenes y, están diseñados con un procesador que permite generar una reconstrucción tridimensional del área de interés.

La reconstrucción en un sistema SPECT está basada en proyecciones, las cuales son diferentes vistas angulares de un mismo objeto. La reconstrucción de imágenes a partir de múltiples proyecciones de las emisiones detectadas de radionúclidos dentro del cuerpo se conoce como tomografía computarizada de emisión (**ECT**).

El objetivo de un SPECT es obtener una distribución tridimensional de la biodistribución de un radiofármaco, a partir de imágenes bidimensionales y, para lograr esto es necesario establecer el giro de arco (180° o 360°) dependiendo del número de detectores, el número de proyecciones a tomar, el tiempo de adquisición o número de cuentas para cada proyección, además de la modalidad de adquisición: a pasos (*step and shoot*) o continua.

En la reconstrucción tomográfica se utilizan algoritmos matemáticos para relacionar los datos de proyección con la distribución bidimensional de la actividad dentro del corte

proyectado. Una ilustración esquemática del proceso de adquisición de datos se muestra en la Figura 2-8.

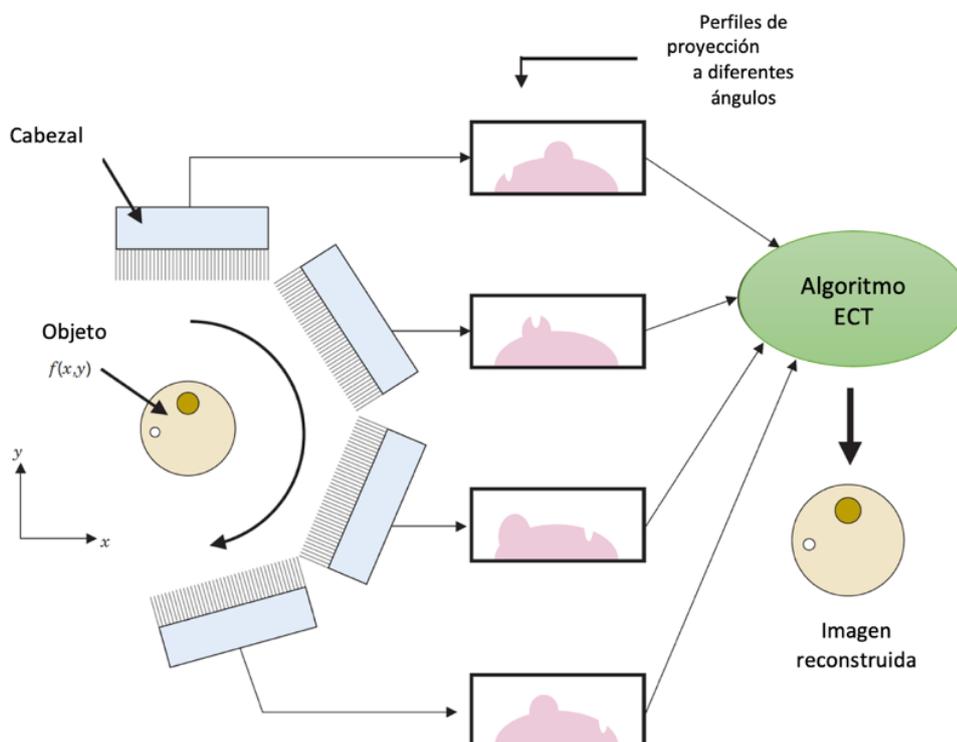


Figura 2-8: Esquema del conjunto de perfiles de proyección obtenidos a partir de la rotación de una gammacámara [13].

Supongamos que N proyecciones se registran en ángulos igualmente espaciados entre 0 y 180 grados, más allá de 180° resulta redundante si se cuenta con un equipo de dos cabezales.

Para fines de análisis, es conveniente introducir un nuevo sistema de coordenadas que sea estacionario con respecto al detector de la cámara gamma. Esto se denota como el sistema de coordenadas (r,s) . Si la cámara se gira en un ángulo ϕ con respecto al sistema de coordenadas (x,y) del objeto escaneado, las ecuaciones para la transformación de las coordenadas (x,y) a (r,s) están dadas por [13]:

$$r = x \cos \phi + y \sin \phi \quad (2-1)$$

$$s = y \cos \phi - x \sin \phi \quad (2-2)$$

Estas ecuaciones se pueden utilizar para determinar cómo la radiactividad en una ubicación (x,y) en el objeto contribuye a la señal registrada en la ubicación r en la proyección adquirida en el ángulo de rotación ϕ , así como se muestra en la Figura 2-9.

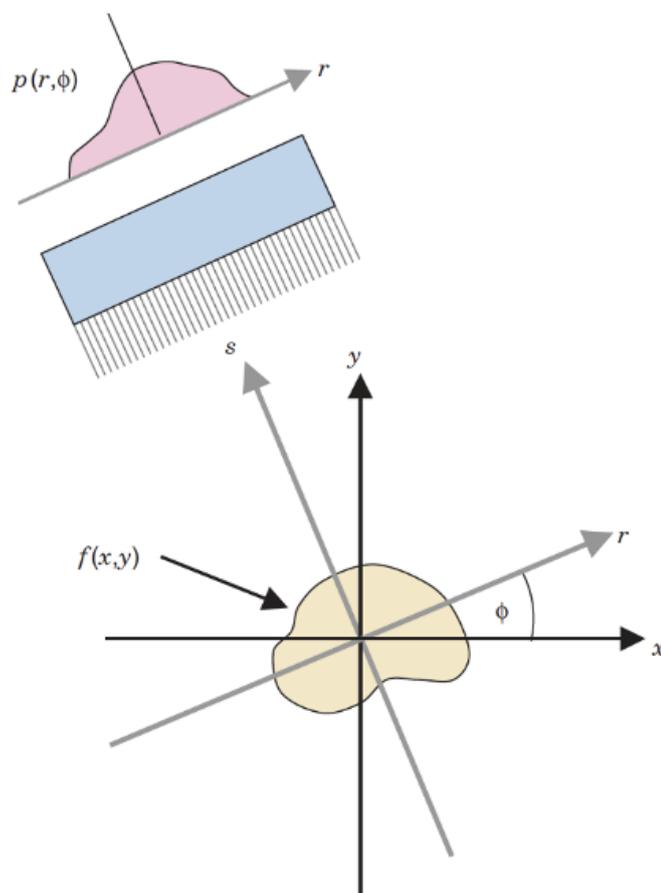


Figura 2-9: El sistema de coordenadas (r,s) se rota por el ángulo de proyección ϕ con respecto al sistema de coordenadas (x,y) del objeto y se fija respecto a la cámara [13].

Una forma comúnmente utilizada de mostrar un conjunto completo de datos de proyección es en forma de una matriz 2-D $p(r,\phi)$. Una representación de esta matriz se conoce como sinograma y es como el que se muestra en la Figura 2-10.

Cada fila de la matriz representa una visualización de intensidad en una sola proyección. El sinograma proporciona una forma conveniente de representar el conjunto completo de datos adquiridos durante una exploración.

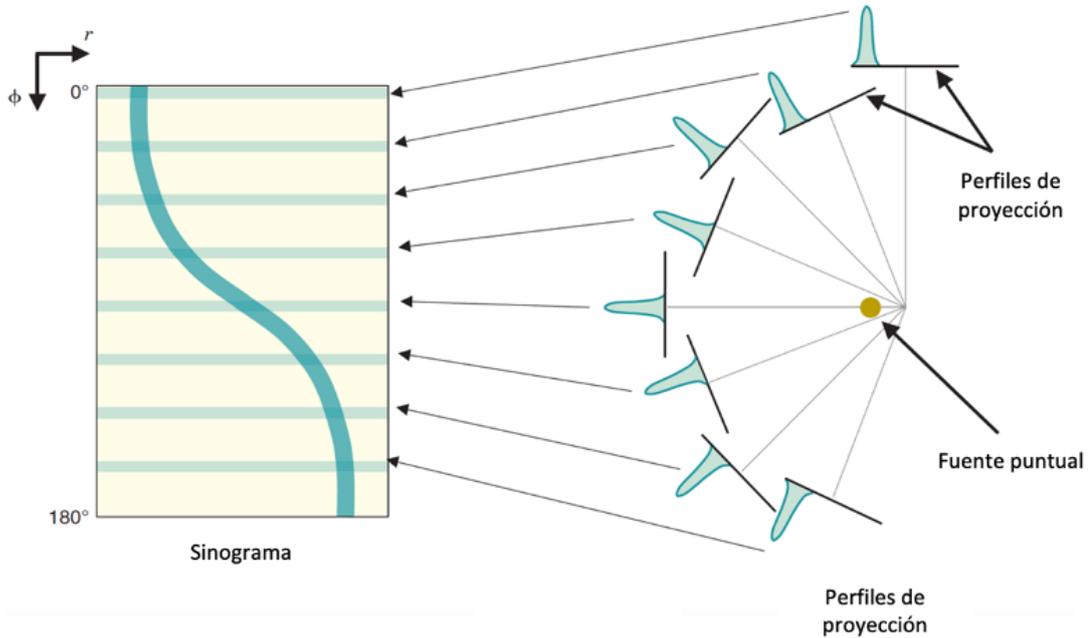


Figura 2-10: Visualización de intensidad bidimensional (2-D) de un conjunto de perfiles de proyección para un punto, conocido como sinograma [13].

Existen diferentes algoritmos de reconstrucción, pero en este caso se hablará del algoritmo de reconstrucción iterativa ya que es el que utiliza el equipo Symbia. En esencia, el algoritmo se aproxima a la imagen verdadera $f(x,y)$ mediante aproximaciones sucesivas o estimaciones denotadas por $f^*(x,y)$. A menudo, la estimación inicial es muy simple, como una imagen en blanco o uniforme. El siguiente paso es calcular las proyecciones que se habrían medido para la imagen estimada, utilizando un proceso llamado proyección hacia adelante. Este proceso se realiza sumando las intensidades a lo largo de las trayectorias potenciales de los rayos para todas las proyecciones a través de la imagen estimada. El conjunto de proyecciones (o sinograma) generado a partir de la imagen estimada se compara con las proyecciones realmente registradas. Es poco probable que la estimación inicial de $f^*(x,y)$ se parezca mucho a la imagen real, sin embargo, la diferencia entre las proyecciones estimadas y reales se puede utilizar para ajustar la imagen estimada para lograr una concordancia más cercana.

El proceso de actualización y comparación se repite hasta que la diferencia entre los perfiles proyectados hacia adelante para la imagen estimada y los perfiles realmente registrados cae por debajo de algún nivel especificado o se llega a un número especificado de iteraciones. Con un diseño adecuado del procedimiento de actualización de la imagen,

la imagen estimada converge progresivamente hacia la imagen real. En la Figura 2-11 se muestran los pasos que sigue una reconstrucción iterativa.

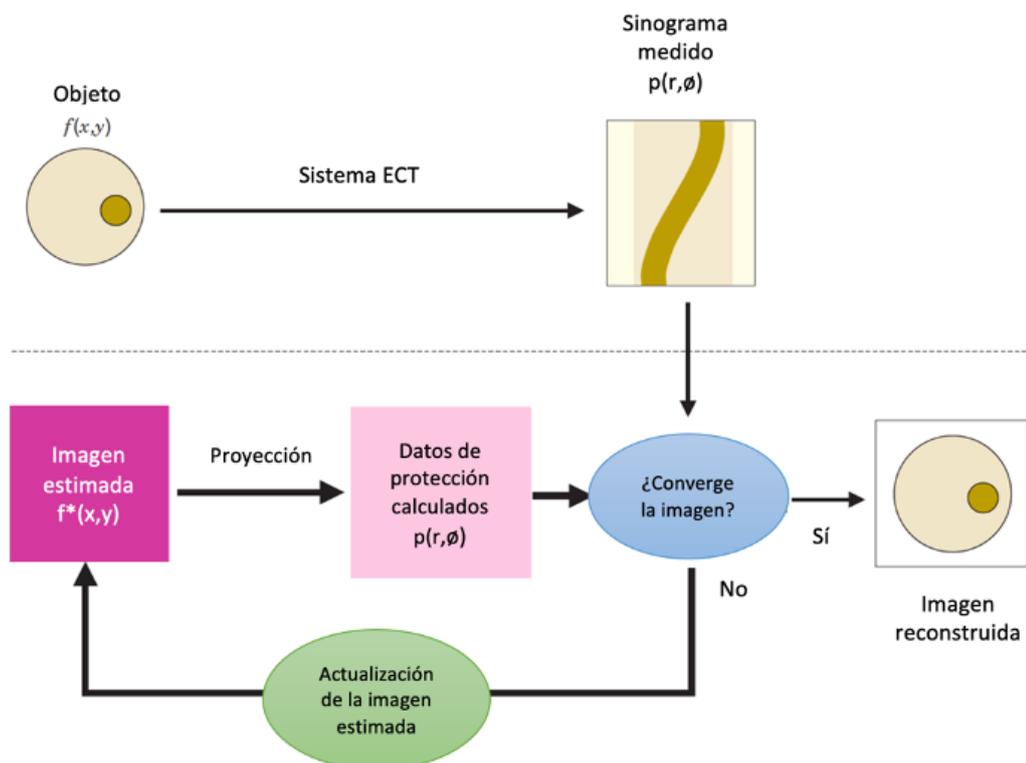


Figura 2-11: Ilustración esquemática de los pasos de la reconstrucción iterativa [13].

Dentro de los algoritmos de reconstrucción iterativa existen distintos métodos. Siemens cuenta con un método patentado llamado *Flash 3D* [18], este método está basado en el algoritmo conocido como **OSEM** (*ordered subsets expectatio-maximization*), el cual es una mejora, en cuanto a rapidez, del algoritmo **MLEM** (*maximum-likelihood expectation-maximization*).

El propósito del algoritmo MLEM es encontrar una solución que se ajuste mejor a la estimación del objeto, en otras palabras, el número medio de desintegraciones radiactivas en la imagen que pueden producir con la mayor probabilidad el sinograma estimado. Por lo tanto, este algoritmo implica dos pasos repetidos en cada iteración:

- *Maximum-Likelihood (ML)*: busca una solución convergente de la reconstrucción final maximizando iterativamente la función de probabilidad logarítmica creada a partir de los datos de proyección y modelada en el paso siguiente.

- *Expectation-Maximization (ME)*: el proceso de emisión generalmente se modela con la distribución de probabilidad de Poisson.
 - Paso E: se crea la fórmula que expresa la probabilidad de cualquier imagen reconstruida dados los datos medidos;
 - Paso M: se encuentra la imagen que tiene la mayor probabilidad de dar los datos medidos.

El algoritmo OSEM se creó para ayudar a promover la convergencia del algoritmo MLEM. Pertenece a los métodos iterativos de bloques, que se basan en la idea de dividir los datos en subconjuntos o bloques del mismo tamaño y usar un solo bloque en cada paso de iteración, en lugar de todo el volumen de datos. Con este enfoque, el MLEM se aplica a cada subconjunto, como una subiteración. De esta manera, una imagen se puede actualizar varias veces hacia la convergencia en una sola iteración, ya que una iteración completa solo se completa cuando se han procesado todos los subconjuntos [19].

Una de las ventajas de contar con estos algoritmos de reconstrucción tomográfica es que se pueden obtener cortes en distintas vistas: axiales, sagitales, coronales y oblicuos (Figura 2-12).

En la siguiente tabla se observan las características de las distintas marcas y modelos, más utilizados en el mercado, de equipos SPECT/CT

Tabla 2-1: **Características principales de equipos SPECT/CT**

Características	General Electric Discovery NM/CT	General Electric Infinia Hawkeye	Philips Brightview	Siemens Symbia
Cristal	3/8 in. NaI(Tl)	3/8 o 1 in. NaI(Tl)	3/8 in. NaI(Tl)	3/8 o 5/8 in. NaI(Tl)
TFM	59	59	59	59
FOV	40 × 54 cm	40 × 54 cm	40 × 54 cm	38.7 × 53.3 cm
Algoritmo de reconstrucción	Evolution (MLEM)	Evolution (MLEM)	Atonish (OSEM)	Flash 3D (OSEM)

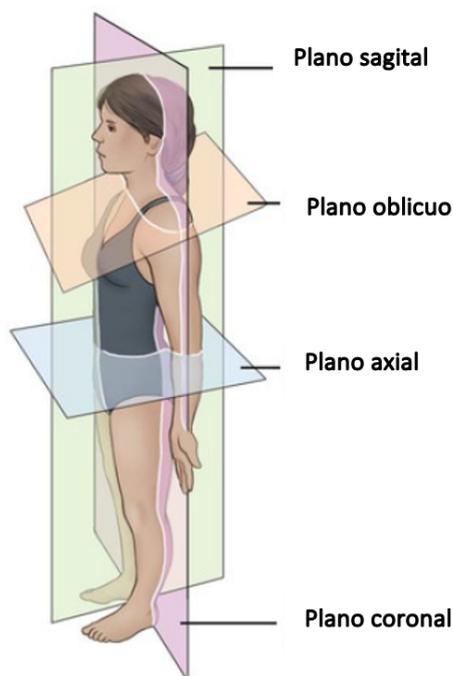


Figura 2-12: Esquema de los planos anatómicos (sagital, oblicuo, axial y coronal) [20]

2.3.1. Siemens Symbia T6 Series

En el mercado existen diferentes marcas y modelos de SPECT/CT. En este trabajo se estudia de manera particular un equipo marca Siemens modelo Symbia de la serie T6, el cual tiene las siguientes especificaciones [18]:

- Cristal de NaI(Tl) de 9.5 mm de grosor.
- 59 TFM en arreglo hexagonal.
- FOV de 53.3 x 38.7 cm.

Características intrínsecas:

- Resolución espacial: FWHM en UFOV ≤ 3.9 mm, FWHM en CFOV ≤ 3.8 mm.
- Linealidad espacial: Diferencial en UFOV ≤ 0.2 mm, Diferencial en CFOV ≤ 0.2 mm, Absoluto en UFOV ≤ 0.7 mm, Absoluto en CFOV ≤ 0.4 mm.
- Resolución energética: FWHM en CFOV $\leq 9.9\%$.

- Uniformidad de campo: Diferencial en UFOV $\leq 2.7\%$, Diferencial en CFOV $\leq 2.5\%$, Integral en UFOV $\leq 3.7\%$, Integral en CFOV $\leq 2.9\%$.
- Registro espacial de ventana múltiple: ≤ 0.6 mm.
- Rendimiento de la tasa de conteo en aire: Máxima tasa de conteo = 310 keps.

Características extrínsecas:

- Resolución espacial con medio dispersor y colimador LEHR: FWHM en CFOV ≤ 8.3 mm.
- Resolución espacial sin medio dispersor y colimador LEHR: FWHM en CFOV ≤ 7.5 mm.
- Sensibilidad con colimador de baja energía: Absoluta = 202 cpm/ μCi .
- Sensibilidad con colimador de media energía: Absoluta = 430 cpm/ μCi .
- Centro de rotación: ≤ 0.25 píxel con una matriz de 64 x 64 o ≤ 2.0 mm.

Colimadores ¹:

- Baja energía-alta resolución (**LEHR**): ^{99m}Tc .
- Baja energía-haz de abanico (**LEFB**): ^{99m}Tc .
- Media energía (**ME**): ^{67}Ga .
- Alta energía (**HE**): ^{131}I .

¹Para Lu-177 se considerará únicamente el colimador de ME.

2.4. Caracterización

Una caracterización se define como la determinación de las propiedades o rasgos de una cosa, la cual tiene por objetivo profundizar el conocimiento sobre algo [21] [22]. En el caso de un equipo de medicina nuclear, la caracterización implica la evaluación de los parámetros de rendimiento. El rendimiento de una gammacámara se define por la nitidez y el detalle de las imágenes que produce, la eficiencia con la que detecta la radiación incidente, su capacidad para medir la energía de los rayos γ incidentes (para minimizar la dispersión) y la tasa de conteo que puede manejar sin tener pérdidas significativas debidas al tiempo muerto [13].

En la práctica se deben definir las pruebas a realizar para la caracterización de un sistema SPECT ya que no existe una estandarización de las evaluaciones que se deben llevar a cabo. Es por eso que para la determinación de las pruebas de caracterización necesarias que se incluyeron en este trabajo se revisaron diversas fuentes, empezando por las recomendaciones del fabricante, en este caso, Siemens [18] y las últimas recomendaciones emitidas por los siguientes organismos internacionales: IAEA [2], AAPM [3], NEMA [23] y, SEFM [4]. Con base en lo anterior, se estableció que las pruebas mínimas que garantizan una buena caracterización, es decir, aquellas que verifican el rendimiento como se definió previamente, son las que se describen en los siguientes apartados.

2.4.1. Resolución espacial

La resolución espacial es una medida de la capacidad de un sistema para detectar dos objetos que se encuentran muy juntos como dos entidades separadas. El límite de la resolución espacial de un instrumento es la distancia mínima a la que se pueden separar dos objetos y aun así distinguirlos como dos objetos independientes [13]. La resolución espacial es un parámetro que influye en el detalle de las imágenes tomadas.

Para una gammacámara, los parámetros relacionados que se utilizan a menudo como caracterización parcial de la resolución espacial son el ancho completo a la mitad del máximo (**FWHM**) de la función de dispersión puntual (**PSF**), que es la imagen producida a partir de un estímulo puntual a un detector (Figura 2-13). En ocasiones se utiliza la función de dispersión lineal (**LSF**), que describe la respuesta de un sistema a un estímulo lineal [24] utilizando la relación 2-3 [25]:

$$LSF(x) = \int_{-\infty}^{\infty} PSF(x, y) dy \quad (2-3)$$

Como se mencionó anteriormente, el FWHM no es una especificación completa porque los PSF o LSF de diferentes formas pueden tener el mismo FWHM. La caracterización completa de la resolución espacial la proporciona la función de transferencia modulada (MTF) de una fuente puntual.

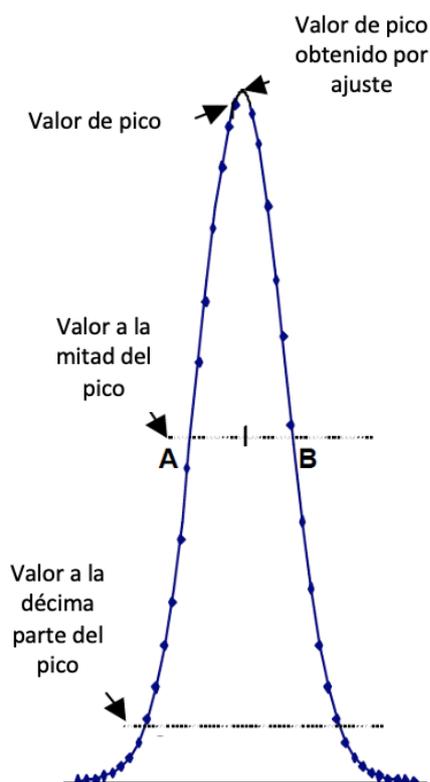


Figura 2-13: Definición del ancho completo a la mitad del máximo (A-B) (Imagen modificada de [23].)

Para un patrón de barras como el que se muestra en la Figura 2-14 que es el que generalmente se utiliza para esta prueba, se tiene un concepto conocido como frecuencia espacial (k), para la cual la distribución de intensidad varía con la distancia. La modulación del patrón de barras, que es una medida de su contraste, se define por [13]:

$$M_{in} = \frac{I_{max} - I_{min}}{I_{max} + I_{min}}, \quad (2-4)$$

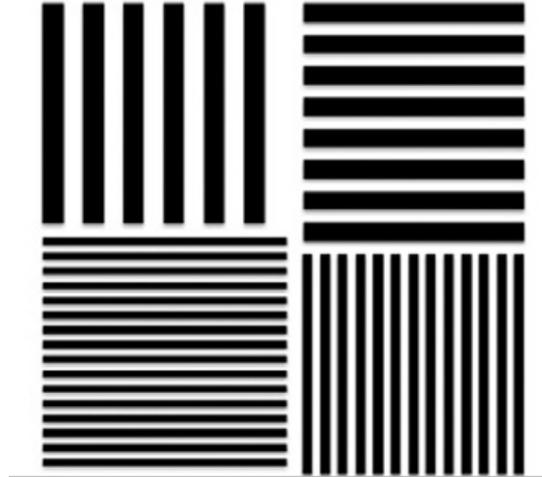


Figura 2-14: Patrón de barras utilizado para la prueba de resolución espacial [13].

donde I_{max} e I_{min} son las intensidades de radiación máxima y mínima emitidas por el patrón de barras, respectivamente. M_{in} es la modulación de entrada para el patrón de prueba y varía de cero ($I_{max} = I_{min}$, sin contraste) a la unidad ($I_{min} = 0$, contraste máximo). De manera similar, la modulación de salida M_{out} se define en términos de la modulación de la imagen de salida (por ejemplo, densidad de imagen o tasa de conteo registrada a partir del patrón de prueba).

$$M_{out} = \frac{O_{max} - O_{min}}{O_{max} + O_{min}}, \quad (2-5)$$

De manera gráfica pueden observarse las modulaciones de entrada y salida en la Figura 2-15.

La relación de modulación de salida a entrada es la MTF para la frecuencia espacial del patrón de prueba [25],

$$MTF(k) = \frac{M_{out}}{M_{in}} \quad (2-6)$$

A partir de esta relación se contruye una curva en la que para cada k se obtiene un valor de MTF que brinda información de la pérdida de resolución espacial y de contraste debido al sistema de imagen en el punto a evaluar, así como la que se muestra en la Figura 2-16. La resolución espacial límite se puede estimar con la frecuencia espacial a la que la amplitud de la MTF disminuye hasta un nivel acordado, cuyo valor en la práctica se utiliza como el 10 % [25].

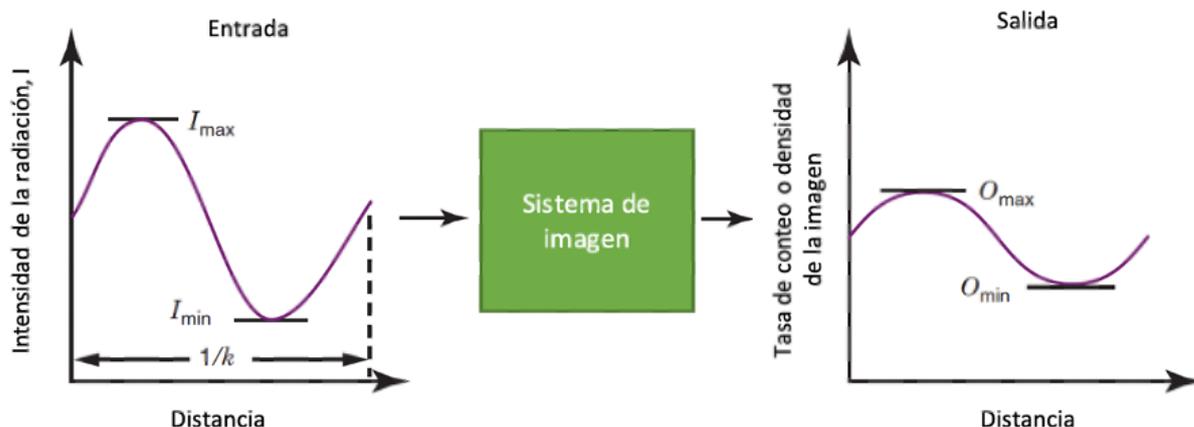


Figura 2-15: El contraste de entrada se mide en términos de radioactividad del objeto o tasa de emisión. El contraste de salida se mide en términos de tasa de conteo, intensidad de imagen, etc. (Imagen modificada de [13])

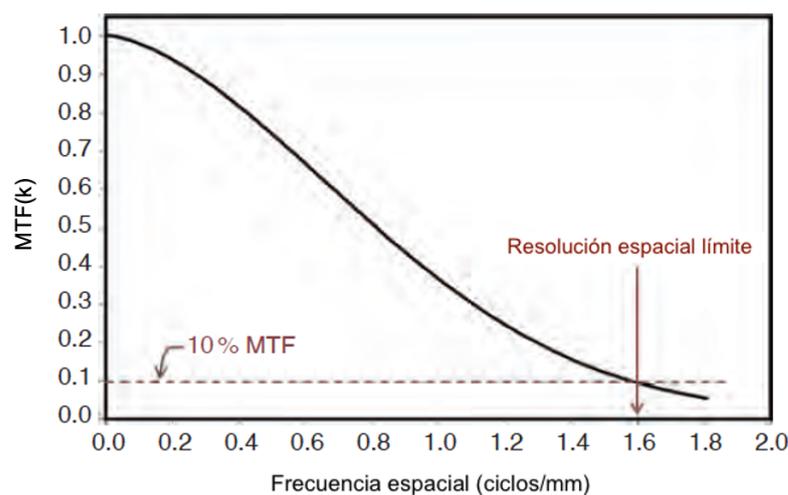


Figura 2-16: Ejemplo de curva de MTF vs. frecuencia espacial. La resolución espacial límite se muestra con una modulación del 10% (Imagen modificada de [25])

Un sistema de imágenes con una curva MTF plana que tiene un valor cercano a la unidad produce una imagen que es una reproducción fiel del objeto de la imagen.

Otra manera de estimar la MTF es mediante análisis matemático de la LSF o PSF. Específicamente, la MTF de un sistema de imágenes es la transformada de Fourier (**FT**) de la PSF o de la LSF [25] si se considera la dirección del perfil perpendicular a la fuente de línea y en medio de esta. De manera similar, la FT 1-D de un perfil grabado a través del centro de la PSF da la MTF en la dirección del perfil.

Una manera más práctica de evaluar la resolución espacial bajo la suposición de que el sistema es isotrópico, es estimando el FWHM a partir de un patrón de barras mediante la siguiente ecuación [13]:

$$FWHM \approx 1.75B, \quad (2-7)$$

donde B es el ancho de las barras más pequeñas que se alcanzan a distinguir en la imagen adquirida del patrón.

La resolución intrínseca (R_{int}) es la propia del detector. Esta puede verse afectada primero, por la dispersión que se da en el mismo cristal, la cual dependerá de su grosor, y segundo, por la fluctuación estadística en la distribución de fotones de luz entre los tubos fotomultiplicadores de un evento de centelleo al siguiente.

La resolución extrínseca (R_{ext}) corresponde a la del sistema completo y, esta puede verse degradada, al igual que todas las pruebas extrínsecas por defectos en el colimador. De manera general, esta se define como [25]:

$$R_{ext} = \sqrt{R_{col}^2 + R_{int}^2}, \quad (2-8)$$

donde R_{col} corresponde a la resolución únicamente del colimador.

El valor reportado para un equipo SPECT modelo Symbia marca Siemens, de acuerdo con el fabricante, es menor o igual a 3.9 mm, para la resolución intrínseca, mientras que para la extrínseca se indica que debe ser menor a 7.8 mm.

Esta prueba se evalúa con ambos radionúclidos, ya que la resolución depende de la energía de los rayos gamma [13].

2.4.2. Linealidad espacial

La linealidad espacial es uno de los parámetros que influye en la uniformidad del campo. En el sistema ideal, una fuente lineal emisora de rayos gamma debe producir una línea recta en la imagen. La falta de linealidad espacial se debe a una mala correspondencia entre la posición de la señal y la ubicación real del evento. Cualquier desviación de una línea recta representa distorsión y se llega a ver como en la Figura 2-17.

Existen dos tipos de distorsión: el arqueamiento hacia adentro de las imágenes de líneas, que se denomina “distorsión en acerico” y el arqueamiento hacia afuera que se llama “distorsión de barril” (Figura 2-18).

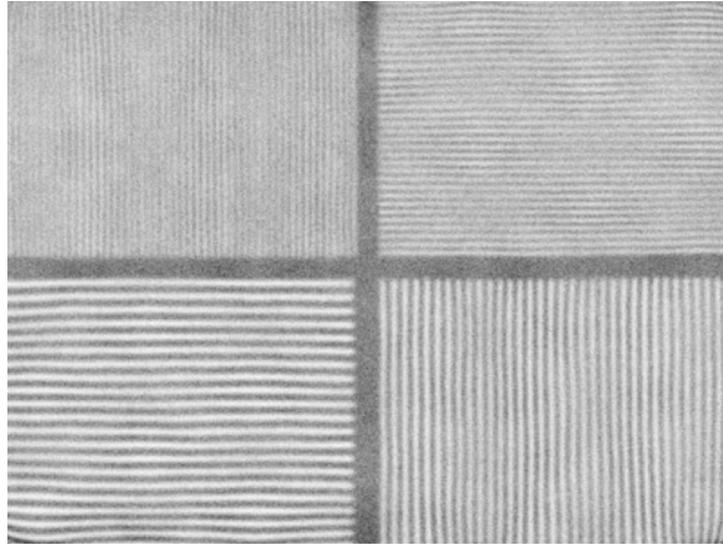


Figura 2-17: Ilustración de no linealidades en imágenes de un patrón de barras [6].

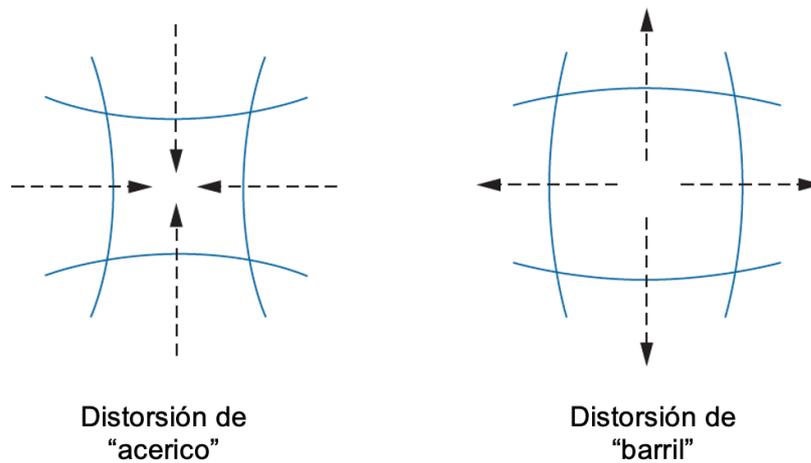


Figura 2-18: Tipos de distorsiones en líneas rectas [13].

Muchos fabricantes logran la corrección de linealidad cuantitativamente almacenando en un microprocesador un algoritmo de corrección que cambia las posiciones de los eventos de centelleo en la dirección y distancia adecuadas para producir una línea recta.

Esta se evalúa extrínsecamente a la vez que se realiza la resolución espacial.

2.4.3. Resolución energética

La resolución de energía de una cámara de centelleo es una medida de su capacidad para distinguir por separado las energías de dos rayos gamma que difieren solo ligeramente en energía. Tradicionalmente, el parámetro que se mide es el ancho total a la mitad del máximo del fotopico del perfil de energías expresado como un porcentaje del valor del fotopico. Dado que la dispersión de Compton en los tejidos blandos es tan dominante en las energías utilizadas para las imágenes de rayos gamma, la capacidad de discriminarlas, que refleja la resolución energética del sistema, tiene un impacto sustancial en la calidad de la imagen.

Se obtienen dos ventajas con una resolución energética mejorada. Primero, el fotopico se vuelve más estrecho, lo que resulta en una detección más eficiente de fotones no dispersos dentro de la ventana de energía elegida. Esto aumenta el número de eventos válidos registrados y mejora la calidad estadística de la imagen. En segundo lugar, los rayos γ dispersos a través de ángulos grandes se rechazan de manera más eficiente, porque su propagación de energía dentro del espectro de altura de pulso también es menor, por tanto, se mejora el contraste y detalle de la imagen.

La resolución energética, como la resolución espacial intrínseca, depende en gran medida de las fluctuaciones estadísticas en la cantidad de fotones de luz recolectados de un evento de centelleo. Por lo tanto, una buena eficiencia de recolección de luz es un requisito previo para una buena resolución energética. Además, debido a que el número de fotones de luz liberados en un evento de centelleo aumenta casi linealmente con la energía de rayos γ , E , la resolución energética mejora aproximadamente en proporción a $1/\sqrt{E}$ [13].

La resolución energética que reporta como adecuada el fabricante de Siemens para equipos SPECT/CT modelo Symbia es menor o igual al 9.9% respecto a la energía del radionúclido utilizado.

2.4.4. Tuning

La ganancia de los TFM cambia invariablemente a medida que envejecen o se presentan variaciones en el voltaje administrado. El alto voltaje con el que se les suministra y la ganancia del amplificador también pueden variar con el tiempo. Por lo tanto, es necesario un método para “ajustar” los tubos fotomultiplicadores para garantizar un rendimiento constante a lo largo del tiempo y asegurar que todos los tubos presenten la misma

respuesta.

Un enfoque automatizado implica el uso de diodos emisores de luz (**LED**) que se acoplan al cuello de cada TFM. Estos LED se pulsan para producir una señal de luz en el fotocátodo del TFM que no varía con el tiempo. A continuación, se controlan las señales del TFM y el preamplificador se ajusta electrónicamente si la señal del tubo fotomultiplicador se ha desviado.

Un segundo enfoque, el cual emplea el SPECT/CT Symbia, utiliza dos ventanas de energía estrechas, colocadas justo encima de la posición del fotopico de ^{99m}Tc para minimizar la influencia de la dispersión, así como se muestra en la Figura 2-19. La relación de recuento entre las dos ventanas de energía durante la irradiación homogénea de campo por el radionúclido de interés se mide para cada TFM. Esta relación permanece constante, a menos que la señal del tubo fotomultiplicador se desvíe con el tiempo. Si la relación de conteo cambia, el preamplificador del tubo fotomultiplicador se ajusta electrónicamente para restaurar la relación a su valor original.

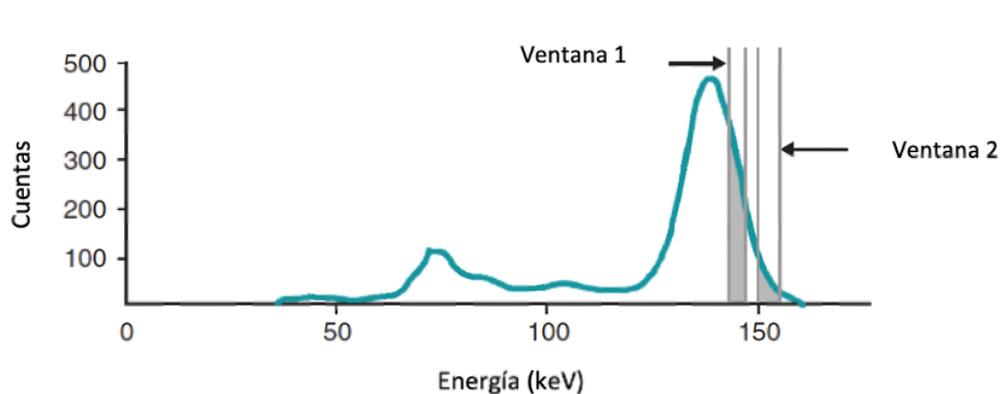


Figura 2-19: La relación de recuentos detectados en dos ventanas de energía estrechas se puede utilizar para determinar que la respuesta de los TFM sean uniformes. Las ventanas están definidas en el lado derecho del fotopico para evitar cualquier contribución de la dispersión (*Imagen modificada de [13]*).

Antes de realizar el tuning, se lleva a cabo un proceso del sistema llamado “*peaking*” o llevado a pico, el cual consiste en centrar la ventana de energía en el fotopico del espectro del radionúclido utilizado. Este proceso debe ser realizado previamente al tuning debido a que permite que las ventanas seleccionadas se encuentren correctamente ubicadas. Este procedimiento solo se realizó con ^{99m}Tc ya que dicho ajuste está pensado por el fabricante únicamente para este radionúclido, de manera que al realizarlo con otro no se garantiza un óptimo funcionamiento.

2.4.5. Uniformidad

La uniformidad de campo de una cámara de centelleo es la capacidad de la cámara para producir una imagen uniforme cuando se expone a una distribución espacial homogénea de rayos gamma. En la Figura 2-20 se visualiza una imagen de campo de una gammacámara que muestra la falta de uniformidad de la imagen ya que se observa el patrón de los tubos fotomultiplicadores. Las imágenes que adquieren estos equipos se observan de esta manera antes de que se les apliquen las correcciones correspondientes de uniformidad.

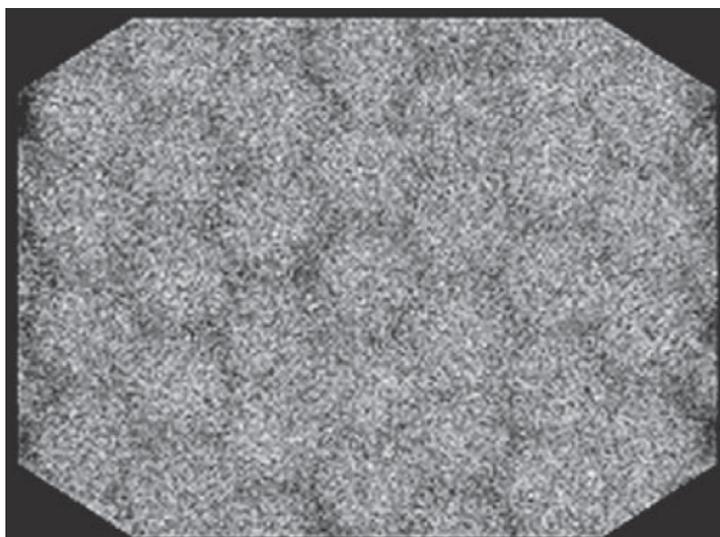


Figura 2-20: Imagen obtenida exponiendo una gammacámara a un campo de radiación homogéneo [13].

Las imágenes de campo intrínseco se adquieren con el colimador retirado, utilizando una fuente puntual colocada lo suficientemente lejos de la superficie de la cámara gamma para dar una irradiación uniforme de la superficie. Las imágenes de campo extrínseco se adquieren con el colimador en su lugar utilizando un maniquí que cubre el área del detector.

La uniformidad se puede evaluar de forma global mediante la uniformidad integral (**UI**) o de forma local mediante la uniformidad diferencial (**UD**). La uniformidad integral calcula la diferencia porcentual entre el número de cuentas máximo y mínimo en los pixeles que forman la imagen del FOV, mientras que la uniformidad diferencial calcula el mayor cambio porcentual en el número de cuentas en un área determinada de pixeles en cualquier parte del FOV.

Hay dos causas principales que provocan la falta de uniformidad. La primera es la eficiencia de detección no homogénea que surge de pequeñas diferencias en el espectro de altura de pulso para distintos TFM, además de que esta es dependiente de la posición de la luz de centelleo, particularmente para eventos ubicados sobre los espacios y áreas muertas entre los TFM comparados con eventos ubicados directamente sobre el centro de un TFM. Las diferencias en la respuesta de los tubos fotomultiplicadores pueden minimizarse mediante un tuning. La segunda causa de las no uniformidades son las no linealidades de la imagen descritas en la sección de linealidad.

De acuerdo con el fabricante los valores del FOV central integral deben permanecer por debajo de 2.9%, para el FOV central diferencial por debajo de 2.5%, para el FOV útil integral por debajo de 3.7% y del FOV útil diferencial 2.7%.

La uniformidad, al igual que las resoluciones se evalúan de manera intrínseca y extrínseca. Siemens cuenta con protocolos establecidos para la corrección de uniformidad. Estas correcciones se verifican y actualizan utilizando Tc-99m.

2.4.6. Tiempo muerto

Después de la interacción de un rayo gamma en un cristal de centelleo, es necesario un período de tiempo finito para que el evento de centelleo evolucione al recuento de salida. Durante este intervalo de tiempo, la cámara no puede procesar otros centelleos como eventos claramente separados. El tiempo mínimo requerido entre dos eventos para que los eventos se procesen como eventos distintos es el tiempo muerto. Esto limita la velocidad máxima de procesamiento y aumenta la pérdida de datos a medida que aumenta la velocidad de entrada. Para el análisis cuantitativo de imágenes, es importante que se conozca y se corrija el porcentaje de pérdida de datos debido al tiempo muerto de la cámara.

Las pérdidas de tiempo muerto no son graves en la mayoría de los estudios de imágenes estáticas, pero pueden ser importantes en ciertas aplicaciones de alta tasa de conteo (p. ej. estudios cardíacos de primer paso) en las que pueden ocurrir tasas de conteo de hasta 10^5 cps [13]. El efecto de “*pile-up*” se da cuando se cuentan dos o más eventos como uno individual pero de mayor energía. Esto se puede visualizar en la Figura 2-21.

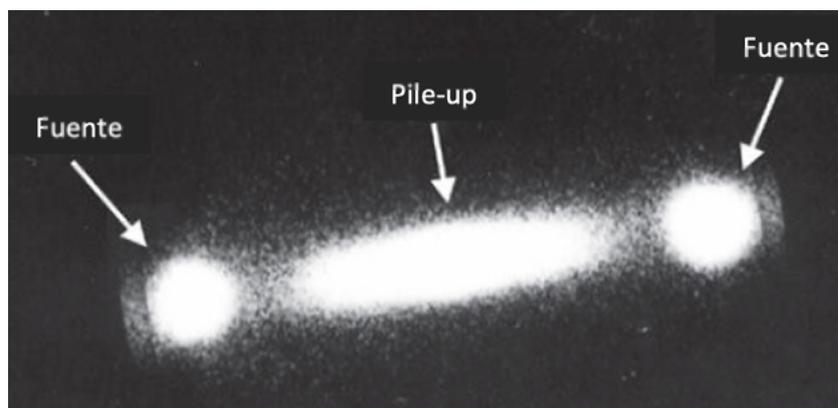


Figura 2-21: Imagen de dos fuentes puntuales de ^{99m}Tc . Los eventos que aparecen en la banda entre las dos fuentes puntuales son eventos mal posicionados causados por la acumulación de pulsos (*pile-up*) (Imagen modificada de [13]).

Existen dos tipos de sistemas de conteo: paralizable y no paralizable. Un sistema no paralizable es aquel para el cual, si un evento ocurre durante el tiempo muerto (τ) de un evento anterior, entonces el segundo evento simplemente se ignora, sin efecto sobre los eventos posteriores. En los sistemas paralizables cada evento prolonga el tiempo muerto, es decir, un evento que ocurra durante el tiempo muerto del evento anterior no se contabiliza, pero aún introduce su propio tiempo muerto durante el cual los eventos posteriores no podrían registrarse [13]. En este caso, el sistema de detección del equipo SPECT se comporta como un sistema paralizable.

En la Figura 2-22 se observa el comportamiento de ambos tipos de sistemas, donde de manera ideal (línea negra punteada) no se tienen pérdidas de información por el tiempo muerto, pero en el caso de los sistemas no paralizables (línea azul punteada), conforme se aumenta la tasa de conteo inicial, la respuesta del detector muestra un pequeño déficit de cuentas, mientras que en los sistemas paralizables (línea roja punteada), se muestra una pérdida mayor de la información a medida que la tasa de conteo aumente, dado que el tiempo muerto aumenta conforme más eventos reciba.

En la práctica, el tiempo muerto se expresa como el porcentaje de pérdida de datos respecto a la tasa máxima de conteo.

En la literatura se reporta que los valores de tiempo muerto para adquisiciones con un sólo canal de energía deben permanecer por debajo de $1 \mu\text{s}$, mientras que para adquisiciones con más de un canal de energía, se espera que sea de alrededor de unos cuantos microsegundos.

La prueba de tiempo muerto se realizó para ambos radionúclidos ya que la tasa de

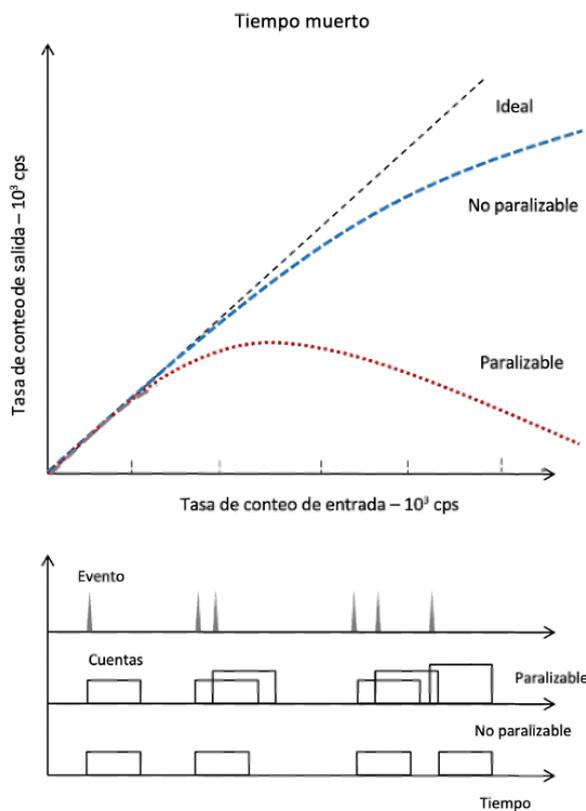


Figura 2-22: Diferencias entre sistemas paralizables y no paralizables (*Imagen modificada de [26]*).

conteo máxima depende de si se utiliza ^{99m}Tc o ^{177}Lu dados los porcentajes de emisiones gamma.

2.4.7. Tasa máxima de conteo

La tasa máxima de conteo es un parámetro que se encuentra altamente relacionado con el tiempo muerto, ya que conforme aumenta la tasa de conteo, pasado un cierto umbral, incrementa la cantidad de datos perdidos debido al tiempo muerto.

Idealmente, la respuesta de un SPECT debería ser lineal para diferentes niveles de actividades, es decir, conforme aumenta la tasa de fluencia, también aumenta la tasa de conteo. Sin embargo, cuando se aumenta la tasa de conteo real, el sistema se satura dejando de detectar eventos, así como se muestra en la Figura 2-22.

Para un sistema SPECT se espera tener siempre la misma tasa máxima de conteo independientemente del radionúclido utilizado. Sin embargo, la distancia a la que se

encuentra puede variar debido a los porcentajes de emisión.

De acuerdo con lo reportado por Siemens, para un equipo SPECT/CT modelo Symbia, la tasa máxima de conteo es de mínimo 310 kcts/s.

2.4.8. Registro espacial de ventana múltiple

El número de fotones de luz que inciden en un tubo fotomultiplicador de una cámara de centelleo se determina por qué tan cerca está el tubo fotomultiplicador del sitio de interacción en el cristal y cuánta energía se deposita en el cristal y, por lo tanto, el número total de fotones de luz emitidos, de manera que la señal de un tubo fotomultiplicador refleja una combinación de la ubicación espacial y la deposición de energía.

Las señales de todos los tubos fotomultiplicadores se analizan para derivar los voltajes de posicionamiento para el evento de centelleo. Si estos voltajes de posicionamiento no se normalizan para la energía del rayo gamma, los rayos gamma de diferentes energías que se originan en la misma ubicación se grabarían en diferentes ubicaciones de la imagen. Por lo tanto, los circuitos de corrección son necesarios para asegurar que las imágenes de diferentes energías coincidan espacialmente cuando los rayos gamma se originan en las mismas ubicaciones.

Esto es más importante cuando se utilizan imágenes sumadas de emisores multi-energéticos. Por ejemplo, si los dos picos de ^{177}Lu se suman para formar una sola imagen, es importante que las imágenes derivadas de cada ventana coincidan espacialmente. A esta capacidad se le conoce como registro espacial de ventana múltiple.

Para evaluarla se pueden realizar dos pruebas, una visual y una digital. La visual consiste en comparar la imagen obtenida al seleccionar más de un analizador de altura de pulsos con aquella en la que se utiliza una sola ventana, dado que no debería mostrar errores de desplazamiento. La digital es una prueba cuantitativa en la que se utiliza una fuente colocada en el detector y se mide la distancia de desplazamiento que se obtiene entre las imágenes adquiridas con cada ventana. Esta se puede evaluar en distintos puntos a lo largo del detector.

Siemens reporta que para equipos SPECT/CT modelo Symbia, el valor de registro espacial de ventana múltiple se encuentra alrededor de 0.6 mm.

2.4.9. Sensibilidad

La sensibilidad es una característica de rendimiento que describe la probabilidad de observar incidentes de radiación gamma en el detector. Esta se mide como el número de cuentas detectadas por unidad de tiempo por unidad de actividad de la fuente para una ventana de energía y geometría de medición específicas, en condiciones de baja atenuación y dispersión.

La sensibilidad intrínseca es típicamente decenas de miles de veces mayor que la de los colimadores de orificios paralelos de baja energía [2].

La sensibilidad depende de la eficiencia geométrica del colimador, la eficiencia intrínseca del fotopico del detector, la configuración del discriminador PHA y el tiempo muerto del sistema [16] por lo que se evaluó con ambos radionúclidos.

2.4.10. Centro de rotación

Una prueba específica de los sistemas SPECT es la medición de la alineación del sistema. Es fundamental que el centro mecánico de rotación coincida con el centro de rotación definido para los datos de proyección utilizados para la reconstrucción.

El detector gira alrededor de un centro físico e idealmente, a pesar del peso del equipo, esté debería rotar describiendo una circunferencia perfecta a lo largo de los 360°. La gravedad y los engranajes hacen que esto no ocurra produciendo cambios en el centro de rotación (**COR**).

Si el sistema tiene movimientos al azar o toma una mala posición (como por ejemplo, cuando el cabezal se inclina al detenerse en las distintas posiciones) no se mantiene la ortogonalidad de los ejes de coordenadas de detector, provocando un error en el COR y la pérdida de resolución, sobre todo en los puntos alejados de éste.

Si en estas condiciones defectuosas se hace la imagen de una fuente puntual adquiriendo los datos en 360°, se obtiene como imagen un anillo en lugar de un punto como se muestra en el Figura 2-23. Debido a que es extremadamente difícil hacer un cabezal perfecto mecánica o rotacionalmente, la mayoría de los fabricantes miden el desplazamiento del COR antes del envío e incorporan un software que corrige proyección por proyección para cualquier pequeña desviación del COR.

Un requisito adicional para los sistemas de múltiples cabezales es que todos los cabezales estén alineados con precisión en la dirección axial. De lo contrario, cada cabezal registra datos de un área diferente del objeto de estudio, lo que conduce a más borrosidad

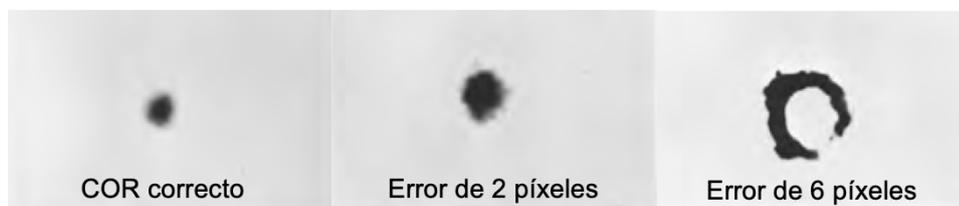


Figura 2-23: Artefactos producidos por errores en el COR (*Imagen modificada de [25]*).

o artefactos en la dirección axial.

Los errores en el desplazamiento del COR se pueden medir registrando perfiles desde diferentes ángulos de proyección para una fuente puntual colocada fuera del centro en el campo de visión del sistema SPECT. Este análisis utiliza las imágenes tomográficas para generar sinogramas de fuentes puntuales. Para cada perfil de proyección, se determina el centroide (r_{cen}) de la imagen de la fuente puntual en la cara de la cámara, en la que r es la coordenada radial. El error COR promedio (Err_{COR}) viene dado por:

$$Err_{COR} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N r_{cen}, \quad (2-9)$$

donde N es el número de proyecciones.

De acuerdo con Siemens para un equipo SPECT/CT modelo Symbia, el valor de desviación del centro de rotación para cualquier colimador, debe ser menor a 2.0 mm.

2.5. Verificaciones adicionales del equipo

La caracterización propuesta en el presente trabajo implica la evaluación de los diferentes parámetros de rendimiento y el equipo requiere de una validación. Dado que no existen reportadas validaciones de equipos, aquí se presenta la adaptación que corresponde con las verificaciones adicionales.

Estas verificaciones son un proceso exploratorio con el objetivo de establecer los límites operativos y las características de rendimiento del equipo, resultando en especificaciones numéricas y/o descriptivas para el desempeño del mismo [27].

Con base en las referencias [28] y [29], las características que deben evaluarse son:

- **Linealidad.** Se realiza para aquellas variables en las que se espera una respuesta lineal respecto al parámetro evaluado. Para esto se recomienda lo siguiente: realizar mínimo 6 medidas, estar espaciadas temporalmente, ejecutarse al menos por duplicado. Un gráfico simple de los datos proporcionará una indicación rápida de la naturaleza del comportamiento y el error estándar de la regresión es una buena medida de la calidad del ajuste.
- **Intervalos de medida.** Se deriva normalmente de los estudios de linealidad. El intervalo de medición de un método se define como el intervalo entre el valor máximo y mínimo que se puede evaluar, por ejemplo, en el caso de la actividad de la fuente, esta debe ser tal que su emisión sea mayor al fondo sin llegar a sobrepasar el umbral del 10 % de tiempo muerto y determinada a partir de las gráficas de linealidad.
- **Selectividad.** Es la exactitud de su medición en presencia de interferencias. En este caso, debido a que se cuenta con un equipo que discrimina por energía, se tiene un equipo específico, pero de igual manera es necesario verificar la selectividad mezclando radionúclidos con distintas energías para revisar que esto no implique una perturbación de las medidas.
- **Exactitud.** Es una expresión de qué tan cerca está la media de un número infinito de resultados (producidos por el método) a un valor de referencia. Dado que no es posible tomar un número infinito de mediciones se realiza una evaluación práctica de la exactitud. Esta evaluación normalmente se expresa cuantitativamente en términos de la "tendencia". Una determinación práctica de la tendencia se basa en la comparación de la media de los resultados del método candidato con un valor

de referencia adecuado. Sin embargo, a pesar de que con ^{99m}Tc se cuenta con referencias, la metodología bajo la cual se obtuvieron los parámetros se desconoce, mientras que para el ^{177}Lu no existe nada reportado que pueda utilizarse como referencia. Por lo anterior, esta característica no fue evaluada.

- **Precisión (repetibilidad y reproducibilidad).** Se relaciona con la **repetibilidad** y la **reproducibilidad** de la medición. Por lo tanto, la precisión es una medida de la dispersión de los resultados de medición repetidos. La precisión generalmente se expresa numéricamente mediante medidas de imprecisión, como la desviación estándar (una menor precisión se refleja en una desviación estándar más grande) o la desviación estándar relativa (coeficiente de varianza) de los resultados replicados.

La reproducibilidad es la estimación de precisión obtenida cuando se realizan una serie de mediciones en condiciones más variables, es decir, el mismo método en equipos SPECT idénticos utilizados por diferentes operadores con diferentes equipos en diferentes instalaciones en diferentes momentos. En este caso sólo se contará con un equipo y un solo observador, por lo tanto, se evaluará únicamente la repetibilidad.

La desviación estándar de repetibilidad debe determinarse con al menos 6 grados de libertad (**gl**). Esto se puede lograr, por ejemplo, analizando 6 veces una serie con un elemento de prueba ($\text{gl} = 6$), 4 veces una serie con 2 elementos de prueba ($\text{gl} = 6$), 3 veces una serie con 3 elementos de prueba ($\text{gl} = 6$) [27]. En este caso un elemento de prueba se refiere a un equipo SPECT. Debido a que sólo se tiene un equipo, los 6 grados de libertad se garantizan realizando 6 repeticiones. Para este tipo de caracterizaciones no se cuenta con un método estándar, por lo que aquí se propuso establecer un valor límite del 5% de desviación estándar para garantizar que es repetitivo.

- **Robustez.** Es el grado en que los resultados no se ven afectados por cambios menores de las condiciones experimentales descritas en el método, por ejemplo, pequeños cambios en la temperatura de la habitación o del cristal.

El objetivo de estas pruebas es identificar y, si es necesario, mejorar las condiciones del equipo que, de otro modo, podrían dar lugar a variaciones en los resultados de las mediciones, cuando las mediciones se llevan a cabo en diferentes momentos o en diferentes instalaciones. La solidez se investiga midiendo los efectos de pequeños

cambios planificados en las condiciones del método sobre la media de los resultados. En estos equipos, las variaciones externas que podrían afectar, serían, la temperatura del cuarto y la temperatura del cristal. La temperatura del cuarto, de acuerdo al fabricante, debe mantenerse entre 18 y 30°C. Fuera de estos valores no es recomendable variar la temperatura, por lo que el rango fue limitado. En el caso de la temperatura del cristal, es un factor que no depende del operador y únicamente se puede considerar que la temperatura varía dependiendo de la hora a la que se utilice, por lo tanto, las medidas se realizaron en distintos días y momentos.

Capítulo 3

Metodología

Con el fin de asegurar que la caracterización se realizó bajo un método que pueda ser validado posteriormente, y por tanto, que los resultados reportados son confiables, se variaron todos los parámetros que podrían llegar afectar las pruebas para así definir los valores utilizados en la metodología.

Como ha sido mencionado anteriormente, el objetivo de la caracterización es conocer el rendimiento del equipo por lo que los valores que se propusieron como referencia fueron elegidos con parámetros de adquisición para los que se tenga una mejor respuesta de los mismos y a la vez optimizaron la realización de las pruebas.

Una vez seleccionados los parámetros de adquisición a utilizar, se procedió a realizar seis repeticiones en distintos días y horas para verificar que los resultados no se ven afectados bajo cambios menores en las condiciones en las que se llevan a cabo, como la temperatura del cuarto o de los cristales del equipo y por tanto, garantizar que la metodología propuesta para la caracterización es robusta y minimiza los errores humanos.

A continuación, se detallan los procedimientos de cada una de las pruebas. El orden de aparición de dichas pruebas indican el orden de realización, ya que en las primeras se determinaron algunos parámetros a utilizar para las siguientes.

3.1. Uniformidad intrínseca

En esta prueba únicamente se varió la actividad a utilizar ya que el protocolo utilizado ya se encuentra predeterminado por el mismo sistema y no permite realizar cambios en sus parámetros.

Materiales

- Fuente puntual de 20, 25 y 30 μCi de ^{99m}Tc

Procedimiento y montaje

1. Retirar los colimadores.
2. Colocar la fuente puntual en el soporte, centrada en el FOV a una distancia preestablecida por el sistema, que es aproximadamente 33 cm.
3. Realizar el proceso de centrado del fotopico, el cual consiste en centrar la ventana de energía en el fotopico del espectro de energía del radionúclido utilizado.
4. Realizar un tuning o sintonización. Este consiste en ajustar los voltajes de alimentación y ganancias de los tubos fotomultiplicadores, de manera que todos cuenten con un respuesta similar.
5. Cuando el tuning haya terminado, realizar nuevamente el proceso de centrado del fotopico.
6. Estos procesos deben de realizarse para ambos detectores.
7. Adquirir una imagen con 200 millones de cuentas, eligiendo un ancho de ventana del 15 % y utilizando una matriz de 1024×1024 pixeles.
8. Retirar la fuente y colocar los colimadores.

Análisis

1. La uniformidad integral se calcula, determinando las cuentas máximas (C_{max}) y mínimas (C_{min}) en pixeles que se encuentran dentro del UFOV y el CFOV, con la siguiente fórmula [2]:

$$UI = \frac{C_{max} - C_{min}}{C_{max} + C_{min}} \times 100 \% \quad (3-1)$$

2. Mientras que la uniformidad diferencial se obtiene con las cuentas por pixel máxima (M) y mínima (m) que producen el mayor valor de la diferencia de entre todas las existentes en conjuntos de pixeles consecutivos, es decir, mide el mayor cambio porcentual en el números de cuentas en un área de n pixeles en cualquier dirección del FOV. Calculándola de la siguiente forma:

$$UD = \frac{M - m}{M + m} \times 100 \% \quad (3-2)$$

En la siguiente imagen (Figura 3-1) se muestra el montaje que se utilizó para esta prueba.

3.2. Uniformidad extrínseca

Para esta prueba, al igual que en el caso anterior, únicamente se varió la actividad utilizada en el maniquí.

Materiales

- Maniquí rellenable de campo uniforme con actividad de 20, 25 y 30 mCi de ^{99m}Tc

Procedimiento y montaje

1. Colocar los colimadores LEHR.
2. Elegir la ventana de energía centrada en el fotopico deseado y un ancho del 15%.
3. Colocar la fuente extendida lo más cercana posible al colimador.
4. Adquirir una imagen con 120 millones de cuentas y una matriz de 1024×1024 pixeles.
5. Retirar el maniquí.
6. Repetir los pasos 1-4 para los colimadores ME.

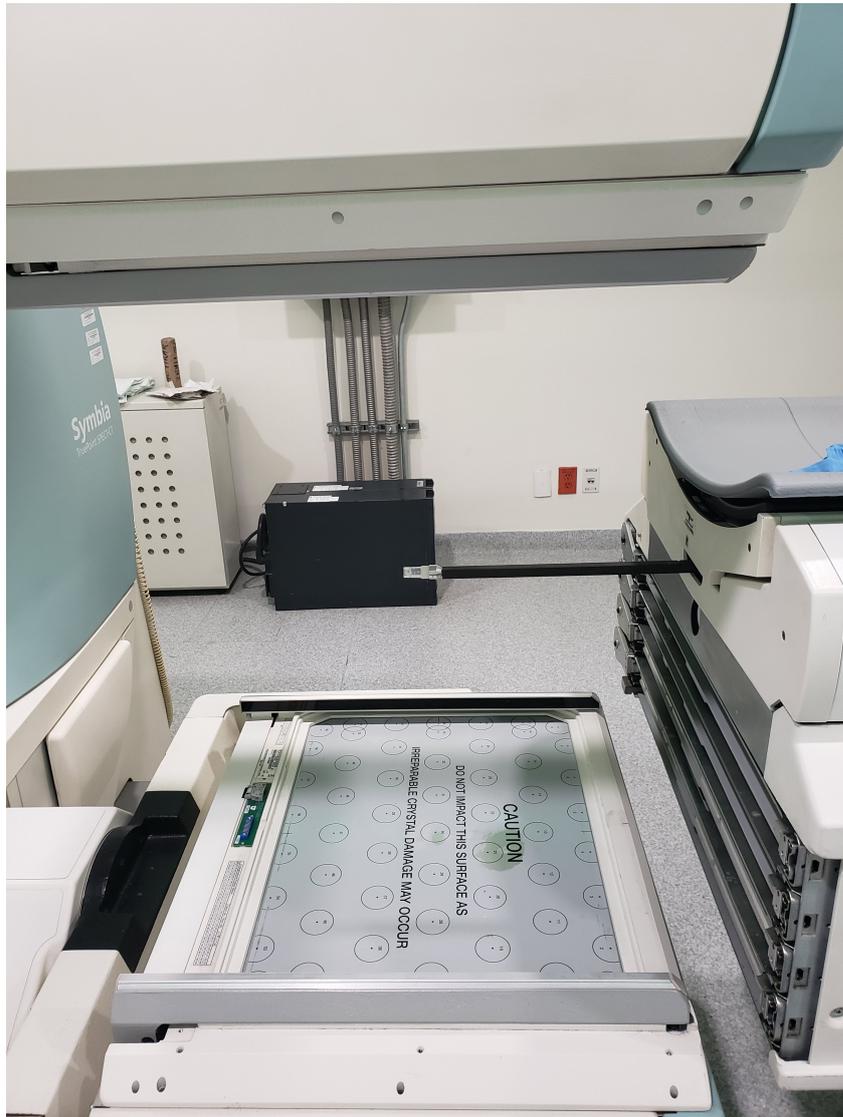


Figura 3-1: Montaje experimental para la prueba de uniformidad intrínseca.

Análisis

1. Inspeccionar visualmente las imágenes del campo en busca de artefactos o faltas de uniformidad atribuidas a un defecto del colimador.
2. El análisis cuantitativo se realiza de igual manera que en la prueba de uniformidad intrínseca con las ecuaciones (3-1) y (3-2).

3.3. Tasa máxima de conteo

En esta prueba se varió la actividad de la fuente puntual y el tiempo de adquisición, de manera que a partir de esta evaluación se determinó el tiempo de paro en las pruebas que requerían este parámetro en el protocolo de adquisición.

Materiales

- Fuente puntual con actividades de 50, 100, 150, 200, 250, 300, 350 y 400 μCi para ^{177}Lu
- Fuente puntual con actividades de 50, 100, 150 y 200 μCi para ^{99m}Tc
- Soporte para colocar la fuente sobre la camilla

Procedimiento y montaje

1. Retirar los colimadores.
2. Elegir una ventana de energía centrada en el fotopico desado y un ancho del 15 % para ^{99m}Tc y 20 % para ^{177}Lu .
3. Colocar la fuente en el soporte y centrarla respecto a la cara del detector a evaluar.
4. Alejar la fuente a la máxima distancia posible (51.4 cm).
5. Retirar todos los objetos que se encuentren cerca de la fuente para evitar la dispersión.
6. Acercar la fuente en pasos de 5 cm, realizando una adquisición durante 60 segundos con una matriz de 1024×1024 y registrar su respectiva tasa de conteo.
7. Al encontrar la tasa máxima de conteo en pasos de 5 cm, variar los pasos hasta 0.1 cm para encontrar la distancia y la tasa máxima de conteo más precisas.
8. Repetir el proceso para el otro detector.
9. Repetir los pasos del 1-7 para tiempos de adquisición de 30, 45 y 75 segundos.

En la siguiente imagen (Figura 3-2) se muestra el montaje que se utilizó para esta prueba.

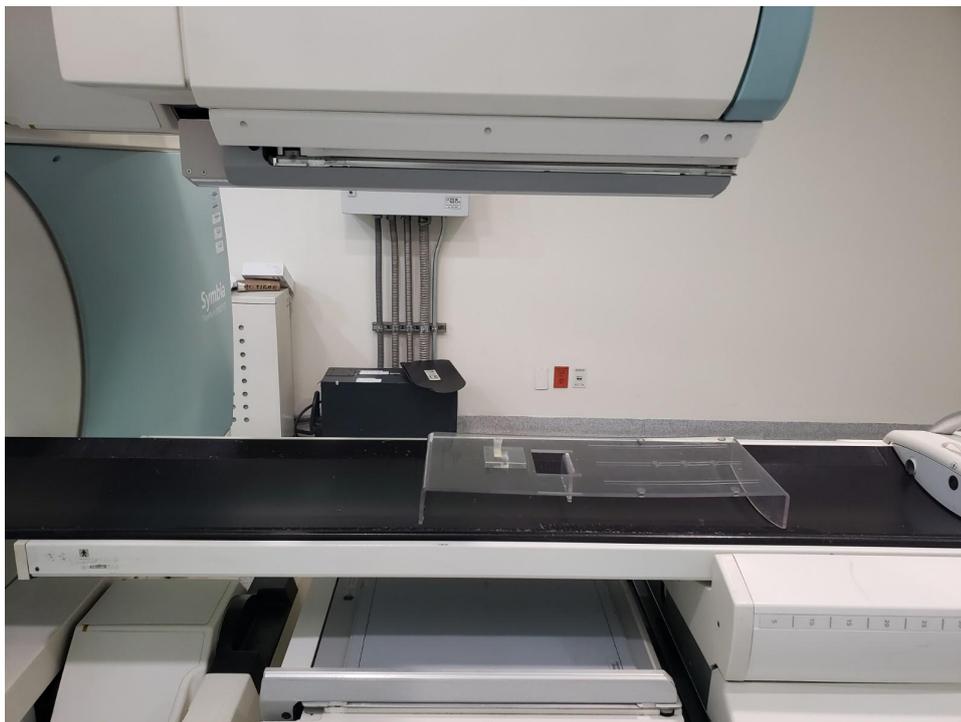


Figura 3-2: Montaje experimental para la prueba de tasa máxima de conteo.

Análisis

1. Se registra el valor de la máxima tasa de conteo y la distancia a la que se da.

3.4. Tiempo muerto

Para esta prueba se utilizó la actividad empleada en la tasa máxima para establecer la geometría. El tiempo de adquisición se estableció en 30 segundos puesto que se observó que no había cambios significativos en la respuesta de los resultados al utilizar tiempos mayores.

Materiales

- Dos fuentes puntuales con actividades de $175 \mu\text{Ci}$ cada una para ^{177}Lu
- Dos fuentes puntuales con actividades de $75 \mu\text{Ci}$ cada una para ^{99m}Tc
- Soporte para colocar las fuentes sobre la camilla

Procedimiento y montaje

1. Retirar los colimadores.
2. Elegir una ventana de energía centrada en el fotopico deseado y un ancho del 15 % para ^{99m}Tc y 20 % para ^{177}Lu .
3. Colocar la fuente en el soporte y centrarla respecto a la cara del detector.
4. La distancia a la que se encuentre la fuente, será aquella que produzca un 20 % de pérdidas totales de la tasa máxima de conteo cuando se encuentren ambas fuentes.
5. Las adquisiciones se realizan durante 30 segundos, con una matriz de 1024×1024 pixeles.
6. A continuación, colocar solo una de las fuentes puntuales del maniquí y realizar la primera adquisición de imagen. Registrar el número de cuentas de la imagen como r_1 .
7. Colocar la segunda fuente al lado de la primera, y adquirir una segunda imagen, registrando el número de cuentas como r_{12} .
8. Retirar la primera fuente, adquirir una tercera imagen y registrar el número de cuentas como r_2 .
9. Repetir los pasos 7, 8 y 9 invirtiendo el orden de las fuentes y obtener nuevos valores de cuentas: $r_{1'}$, $r_{12'}$ y $r_{2'}$.

El montaje experimental de esta prueba es similar al utilizado en la prueba de tasa máxima de conteo, a diferencia de que en este caso se utilizan dos fuentes así como se muestra en la Figura 3-3.

Análisis

1. Calcular, para cada conjunto de datos, el tiempo muerto (τ) de la siguiente manera [30]:

$$\tau_1 = \frac{r_{12}}{(r_1 + r_2)^2} \ln\left[\frac{r_1 + r_2}{r_{12}}\right] \quad (3-3)$$



Figura 3-3: Montaje para la prueba de tiempo muerto.

$$\tau_2 = \frac{r_{12'}}{(r_1' + r_2')^2} \ln \left[\frac{r_1' + r_2'}{r_{12'}} \right] \quad (3-4)$$

$$\tau = \frac{\tau_1 + \tau_2}{2} \quad (3-5)$$

2. El cálculo del tiempo muerto debe realizarse para ambos detectores.

3.5. Sensibilidad del sistema

En esta prueba se varió la actividad utilizada en el maniquí con el objetivo de verificar con cuál se obtenía una mayor sensibilidad o si resultaba independiente de este parámetro.

Materiales

- Maniquí pequeño rellenable con actividades de 500, 1000 y 1500 μCi para ^{99m}Tc
- Maniquí pequeño rellenable con actividades de 800, 1000 y 2000 μCi para ^{177}Lu

- Máscara del tamaño del colimador con divisiones de 9 cuadrantes iguales

Procedimiento y montaje

1. Para ^{99m}Tc realizar la prueba con los colimadores LEHR y ME, mientras que para ^{177}Lu únicamente los ME.
2. Colocar la máscara sobre el colimador y a continuación el maniquí sobre el cuadrante a evaluar.
3. Elegir una ventana de energía centrada en el fotopico y un ancho de ventana del 15 % para ^{99m}Tc y del 20 % para ^{177}Lu .
4. Realizar la adquisición de una imagen estática durante 30 segundos con la fuente colocada en el centro de cada cuadrante para las 9 regiones y utilizando una matriz de 1024×1024 píxeles.
5. Retirar el maniquí.
6. Adquirir una imagen sin el maniquí con los mismos parámetros de adquisición para obtener las cuentas de fondo.
7. Repetir el procedimiento para el otro detector.

En la siguiente imagen (Figura 3-4) se muestra el montaje que se utilizó para esta prueba.

Análisis

1. La sensibilidad (cpm/ μCi), se obtiene de la siguiente ecuación [2]:

$$S = \frac{C_{roi} - C_B}{t \cdot A}, \quad (3-6)$$

donde C_{roi} representa las cuentas promedio obtenidas en la región de interés en presencia de la fuente con una actividad A (μCi), C_B son las cuentas de fondo y t es el tiempo de adquisición (minutos).

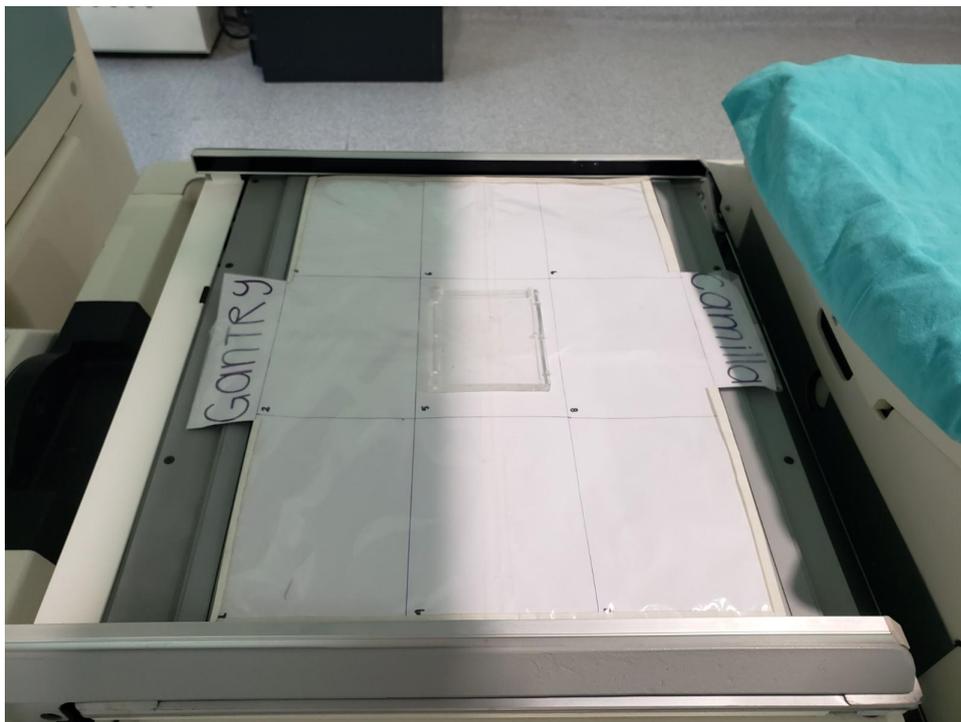


Figura 3-4: Montaje experimental para la prueba de sensibilidad extrínseca.

3.6. Sensibilidad intrínseca

Al igual que con la sensibilidad extrínseca, para esta prueba se varió la actividad del maniquí rellenable.

Materiales

- Maniquí rellenable con actividades de 15, 30, 50, 150 y 300 μCi para ^{99m}Tc
- Maniquí rellenable con actividad de 75, 150, 300, 600 y 1000 μCi para ^{177}Lu
- Máscara del tamaño del detector con divisiones de 9 cuadrantes iguales

Procedimiento y montaje

1. Retirar el colimador
2. Colocar la máscara sobre el detector y a continuación el maniquí sobre el cuadrante a evaluar.

3. Elegir una ventana de energía centrada en el fotopico y un ancho de ventana del 15 % para ^{99m}Tc y del 20 % para ^{177}Lu .
4. Realizar la adquisición de una imagen estática durante 30 segundos con la fuente colocada en el centro de cada cuadrante para las 9 regiones y utilizando una matriz de 1024×1024 pixeles.
5. Retirar el maniquí.
6. Adquirir una imagen sin el maniquí con los mismos parámetros de adquisición para obtener las cuentas de fondo.
7. Repetir el procedimiento para el otro detector.

El montaje experimental utilizado es como el que se muestra en la Figura 3-4 a diferencia de que los colimadores están retirados.

Análisis

1. Utilizar la ecuación (3-6) para calcular el valor de la sensibilidad.

3.7. Registro espacial de ventana múltiple

Para esta prueba se varió la actividad de la fuente y las cuentas de adquisición, con el fin de observar con qué parámetros se apreciaba una menor diferencia en distancias.

Materiales

- Dos fuentes puntuales de 150, 550, 750 y 950 μCi de ^{177}Lu
- Máscara del tamaño del colimador con marcas en X e Y indicando las distancias en cm de 0.4 y 0.8 del largo y ancho del colimador, respectivamente.

Procedimiento y montaje

1. Colocar los colimadores ME
2. Colocar la máscara inmediatamente después del colimador y ambas fuentes en las posiciones de 0.4X.

CAPÍTULO 3. METODOLOGÍA

3. Centrar las ventanas PHA predeterminadas en los fotopicos de 113 y 208 keV y utilizar un ancho de ventana del 20 %.
4. Adquirir imágenes estáticas separadas por canal con una condición de paro de 500 kcts y una matriz de 1024×1024 .
5. Repetir los pasos del 2-4 para las posiciones 0.8X, 0.4Y y 0.8Y.
6. Repetir el proceso para adquisiciones de 300 y 1000 kcts.
7. Repetir el procedimiento para el otro detector.

En la siguiente imagen (Figura 3-5) se muestra el montaje que se utilizó para esta prueba.

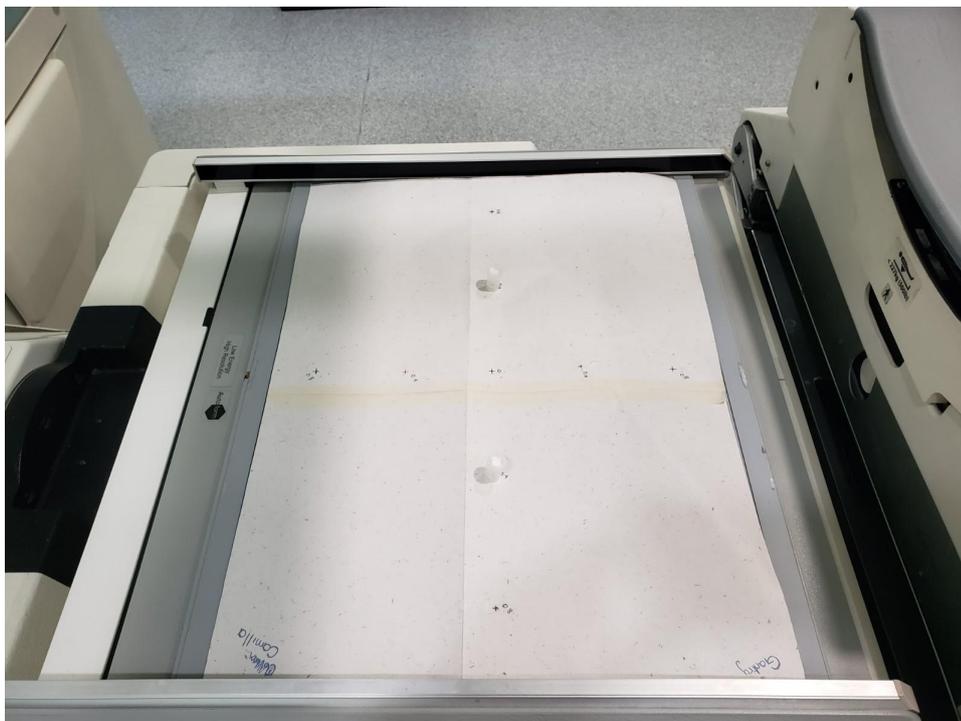


Figura 3-5: Montaje experimental para la prueba de registro espacial de ventana múltiple (fuentes colocadas en la posición 0.4X).

Análisis

1. Con un procesador de imágenes (ImageJ) trazar un perfil de intensidad ya sea horizontal o vertical y medir la distancia del centro al punto de intensidad máxima

de cada una de la fuentes en las distintas posiciones.

2. Realizar el mismo análisis para las imágenes del otro grupo y comparar la diferencia en distancias que se observa.

3.8. Resolución espacial intrínseca

Para esta prueba se varió la actividad para Tc-99m y las cuentas de adquisición para Lu-177 dado que no se contaba con más material para poder variar la actividad.

Material

- Fuente puntual de 20, 50 y 70 μCi de ^{99m}Tc
- Fuente puntual de 130 μCi de ^{177}Lu
- Patrón de barras de cuadrantes

Procedimiento y montaje

1. Retirar los colimadores.
2. Centrar la ventana del analizador de altura de pulsos, para el radionúclido utilizado, en el fotopico y con un ancho de ventana energético del 15 % para Tc-99m y del 20 % para Lu-177.
3. Colocar el patrón de barras encima del detector como se muestra en la Figura 3-6.
4. Situar la fuente en el soporte de varilla extensible a una altura que proporcione 45 kcts/s
5. Adquirir una imagen en una matriz de 1024×1024 pixeles con un conteo de 40 millones de cuentas para el caso de ^{99m}Tc y 20 millones de cuentas para el Lu-177.
6. Retirar la fuente puntual y el patrón.
7. Realizar el procedimiento para ambos detectores.

Análisis

1. Determinar las anchuras de las barras más pequeñas que el equipo puede resolver en las direcciones X e Y. Esto se puede hacer mediante una inspección visual de las imágenes considerando como criterio que más de la mitad sea visible.
2. Estimar las resoluciones espaciales intrínsecas en términos de la *FWHM* utilizando la relación (2-7).

3.9. Resolución espacial extrínseca y linealidad

Para esta prueba se varió la actividad y las cuentas en la condición de paro para el Tc-99m. En el caso del Lu-177, al igual que en el caso anterior, únicamente se variaron las cuentas de adquisición por limitaciones de la actividad.

Materiales

- Maniquí rellenable de campo uniforme con actividad de 15, 20 y 30 mCi de ^{99m}Tc
- Maniquí rellenable de campo uniforme con actividad de 20 mCi de ^{177}Lu
- Patrón de barras de cuadrantes

Procedimiento y montaje

1. Colocar los colimadores LEHR (^{99m}Tc).
2. Colocar el patrón de barras en la cara del colimador.
3. Colocar el maniquí rellenable inmediatamente después del patrón de barras.
4. Elegir una ventana de energía centrada en la energía correspondiente y con un ancho del 15%.
5. Adquirir imágenes estáticas de 30 millones de cuentas, con una matriz de 1024×1024 pixeles.
6. Retirar el maniquí y el patrón.

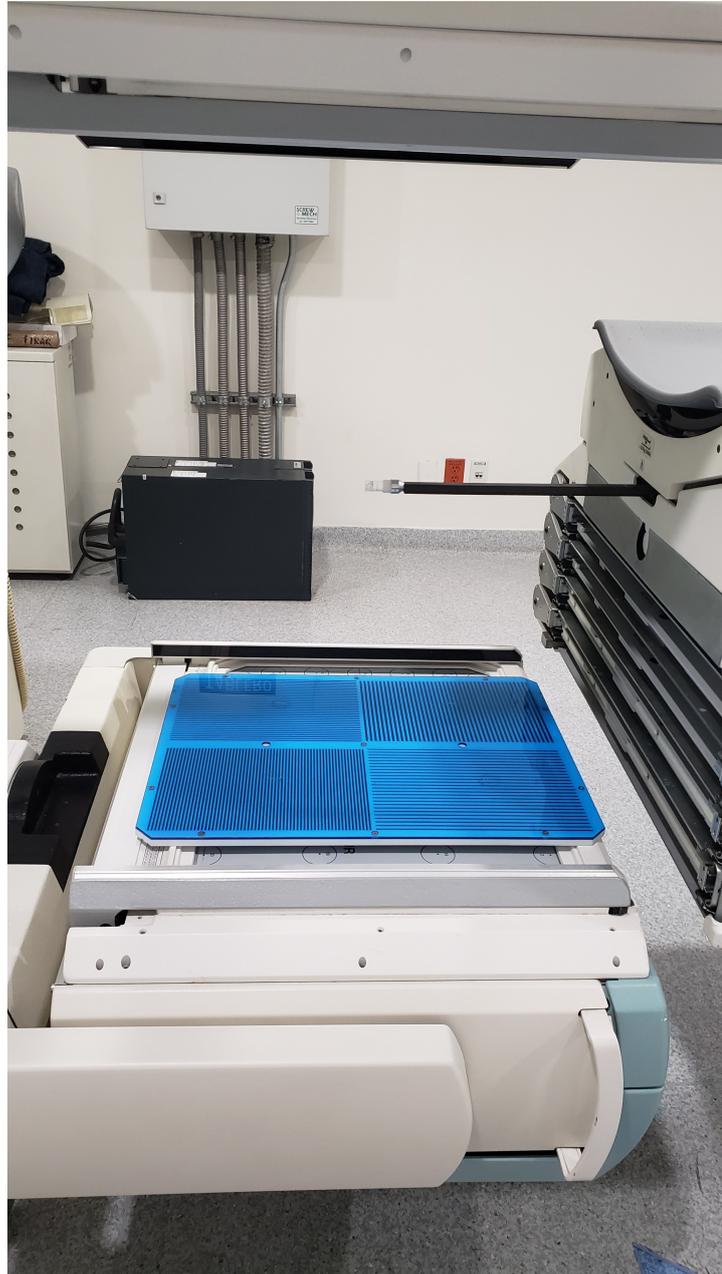


Figura 3-6: Montaje experimental para la prueba de resolución espacial intrínseca.

7. Repetir los pasos 1-6 para adquisiciones de 10 y 20 millones de cuentas.
8. Repetir el proceso para ambos detectores.
9. Repetir los pasos anteriores para el colimador ME (^{99m}Tc y ^{177}Lu).

Análisis

1. Determinar el valor B, que corresponde al cuadrante con la menor separación entre barras paralelas que se defina mejor en la imagen. Utilizar como criterio que se observe por lo menos la mitad del cuadrante.
2. Estimar la FWHM en función de la separación en mm de las barras elegidas utilizando la ecuación (2-7).
3. Visualmente revisar si las líneas son rectas, indicando una buena linealidad espacial.

3.10. Centro de rotación

Para esta prueba no hubo variaciones en los parámetros de adquisición dado que el protocolo predeterminado por el sistema no permite cambiar ningún valor y con actividades distintas a 1 mCi no se obtienen resultados confiables, pues no es lo que indica el fabricante.

Materiales

- Maniquí de desplazamiento del COR
- 5 fuentes puntuales de 1 mCi de ^{99m}Tc para el colimador de baja energía
- 3 fuentes puntuales de 1 mCi de ^{99m}Tc para colimadores de media energía
- Nivel de burbuja

Procedimiento y montaje

1. Colocar el colimador LEHR.
2. Elegir una ventana de energía centrada en el fotopico y un ancho de ventana del 15 %.
3. Colocar el maniquí sobre la camilla y paralelo al colimador, utilizando el nivel de burbuja, verificar el centrado en el UFOV de la fuente puntual central del maniquí.

4. Realizar una adquisición tomográfica con una matriz de 128×128 píxeles en órbita circular de 360° , 120 proyecciones y un radio de rotación de 25 cm. Utilizar 50,000 cuentas por imagen en el colimador LEHR.
5. Para el colimador ME se repiten los pasos anteriores utilizando únicamente 3 fuentes puntuales e imágenes de 30,000 cuentas.

Análisis

1. El análisis de resultados es realizado por el sistema de cómputo determinando cuál es la desviación del centro de rotación para ambos ejes.

En la siguiente imagen (Figura 3-7) se muestra el montaje que se utilizó para esta prueba.

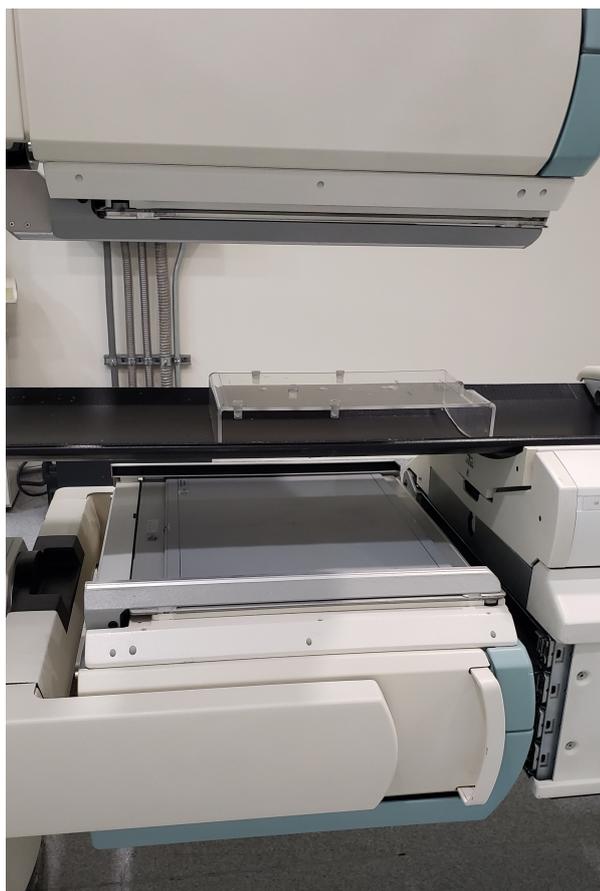


Figura 3-7: Montaje experimental para la prueba de centro de rotación (colimador LEHR).

3.11. Resolución energética

Esta prueba no se realizó dadas las limitaciones del equipo, ya que para el análisis se requería obtener el pico energético y descargar los datos de este para poder medir el FWHM. Para esto se consultaron a los ingenieros expertos de Siemens, lo cuales comentaron que por cuestiones de fábrica dichos datos no podrían ser descargados y dentro del sistema no se cuenta con ninguna herramienta para evaluar el pico.

Capítulo 4

Resultados y Análisis

4.1. ^{99m}Tc

4.1.1. Uniformidad intrínseca

El primer proceso que se llevó a cabo antes de la uniformidad intrínseca fue el *peaking* o llevado a pico, el cual consiste en centrar el pico de energía adquirido del Tc-99m a su correspondiente valor de 140 keV. Posterior a esto, se ejecuta el *tuning* o sintonización de los tubos fotomultiplicadores para ajustar las posibles variaciones en las ganancias de estos.

Esta prueba se realizó variando la actividad de la fuente de 20 a 30 μCi . Se efectuó la adquisición para la uniformidad intrínseca utilizando 200 millones de cuentas y se decidió que se utilizaría una actividad de 30 μCi ya que no se observó un cambio significativo en los resultados obtenidos con las otras actividades y el tiempo de adquisición con esta actividad era considerablemente menor que en los otros casos. No se utilizó una actividad mayor dado que el equipo no lo permite, pues la tasa de conteo debe permanecer menor a 50 kcts/s.

En la siguiente Figura 4-1 se muestra una imagen obtenida para la uniformidad intrínseca que se encuentra dentro de los criterios de aceptación indicados por el fabricante.

Los datos que se muestran a continuación (Tabla 4-1) son los resultados promedio de las 6 repeticiones realizadas para esta prueba.



Figura 4-1: Imagen de uniformidad intrínseca adquirida con ambos detectores.

Tabla 4-1: Valores promedio de la uniformidad intrínseca para ambos detectores

	CFOV integral (%)	CFOV diferencial (%)	UFOV integral (%)	UFOV diferencial (%)
Detector 1	1.30±0.10	0.80±0.09	1.62±0.04	0.91±0.10
Detector 2	1.50±0.09	0.72±0.07	1.92±0.09	1.11±0.04

Adicionalmente se verificó visualmente que las imágenes para ambos detectores se mostraran sin artefactos y homogéneas.

De acuerdo con el fabricante los valores del CFOV integral deben permanecer por debajo de 2.9%, para el CFOV diferencial por debajo de 2.5%, para el UFOV integral por debajo de 3.7% y del UFOV diferencial 2.7%. Por lo que el equipo se encuentra dentro de los parámetros aceptables.

4.1.2. Uniformidad extrínseca

Para esta prueba se utilizaron actividades de 20 a 30 mCi y adquisiciones de 120 millones de cuentas. Con el colimador de baja energía se realizaron tres pruebas con actividades de 20, 25 y 30 mCi, pero en todas se observó una línea anormal en el colimador del detector 1, así como se muestra en la Figura 4-2. Se verificó que dicho artefacto no se debiera a un error humano realizando esta prueba con distintos parámetros de adquisición

CAPÍTULO 4. RESULTADOS Y ANÁLISIS

en diferentes momentos. Dado que se sospecha que es una falla en el colimador y los valores de uniformidad resultaban más altos de lo adecuado, se omitieron las subsiguientes repeticiones y se informó a los ingenieros de servicio.

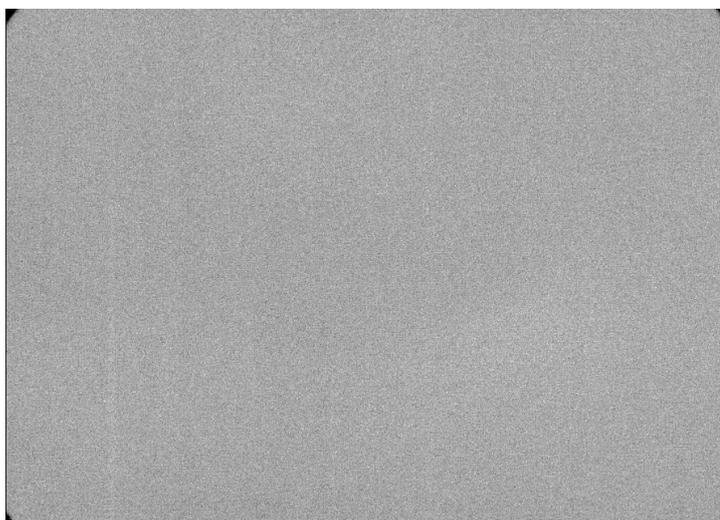


Figura 4-2: Imagen de uniformidad extrínseca adquirida con el colimador LEHR del detector 1.

Con el colimador de media energía se realizaron las 6 repeticiones con una actividad de 30 mCi ya que con menor actividad sólo incrementaba el tiempo pero los resultados eran similares. En la siguiente imagen (Figura 4-3) se muestra un ejemplo de la adquisición que muestra el equipo con este colimador para ambos detectores.

En la Tabla 4-2 se muestran los valores promedio de las uniformidades integrales y diferenciales adquiridas.

Tabla 4-2: Valores promedio de la uniformidad extrínseca con el colimador de media energía en ambos detectores

	CFOV integral (%)	CFOV diferencial (%)	UFOV integral (%)	UFOV diferencial (%)
Detector 1	4.19±0.70	1.27±0.11	4.68±0.93	1.37±0.15
Detector 2	4.85±0.57	1.70±0.19	5.51±0.29	1.71±0.20

Al igual que en la prueba anterior se revisó de manera visual que las imágenes no tuvieran artefactos y se mostraran homogéneas.



Figura 4-3: Imagen de uniformidad extrínseca adquirida con los colimadores ME en ambos detectores.

El fabricante no reporta criterios para la uniformidad extrínseca, pero de acuerdo con la SEFM los valores del CFOV integral deben permanecer por debajo de 5 %, para el CFOV diferencial por debajo de 3.5 %, para el UFOV integral por debajo de 6 % y del 5.5 % para el UFOV diferencial. De manera que estos resultados se encuentran dentro de los criterios recomendados.

4.1.3. Tasa máxima de conteo

Las pruebas con ^{99m}Tc se realizaron para actividades de 50, 100, 150, 200 y 300 μCi . Para todas ellas se encontró la tasa máxima de conteo, a excepción de 50 μCi , debido a que las cuentas resultaban bajas incluso a la mínima distancia posible entre fuente y detector. La actividad que se decidió utilizar para las siguientes 6 repeticiones fue de 150 μCi , ya que para este valor se encontró una distancia para tasa máxima de conteo muy similar en ambos detectores con un porcentaje de tiempo muerto menor ($\sim 62\%$) comparado con las demás actividades (65-66 %).

A continuación se realizó esta prueba con una actividad de 150 μCi , pero variando el tiempo de adquisición de 30 a 75 segundos en pasos de 15 s. Las 5 pruebas resultaron con una tasa máxima de conteo muy similar, con diferencias de $\sim 1.5\%$, por lo cual se

decidió que las siguientes 6 repeticiones fueran realizadas con una actividad de $150 \mu\text{Ci}$ y un tiempo de adquisición de 30 seg, de manera que se optimice el procedimiento y se obtengan menos diferencias debidas al decaimiento de la fuente.

Las 6 repeticiones se realizaron para ambos detectores. Haciendo un promedio por detector se tiene que la distancia para el detector 1 es de 21.5 ± 1.2 cm con una tasa máxima de conteo de 338.23 ± 10.20 kcts/s, mientras que para el detector 2 es de 21.2 ± 1.5 cm con una tasa máxima de conteo de 337.97 ± 9.16 kcts/s. En la siguiente gráfica (Figura 4-4) se muestra el promedio de la tasa de conteo de las 6 repeticiones para las distancias que coincidían.

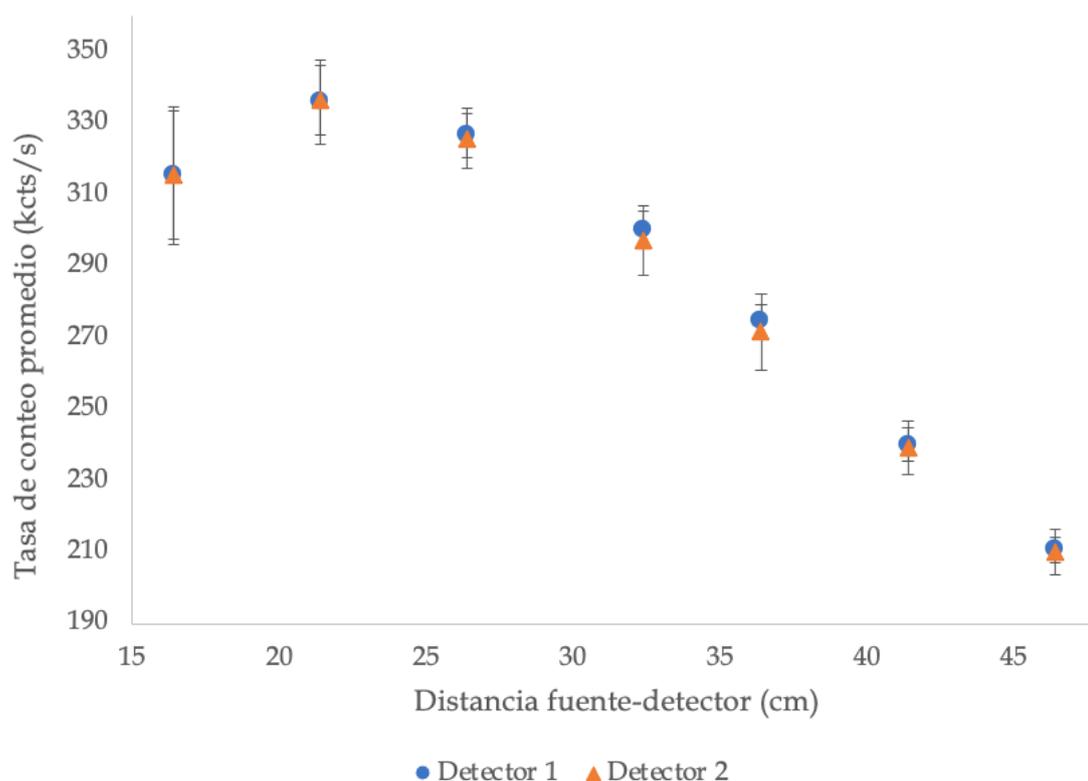


Figura 4-4: Comportamiento promedio de la tasa de conteo respecto a la distancia para ^{99m}Tc .

De acuerdo con lo reportado por el fabricante la tasa máxima de conteo es de mínimo 310 kcts/s, por lo que el equipo se encuentra dentro de la tolerancia esperada.

4.1.4. Tiempo muerto

Estas pruebas se realizaron utilizando los mismos parámetros que para la tasa máxima de conteo ya que con diferentes tiempos de adquisición se observó que el comportamiento no variaba y para la actividad de 150 μCi se conoce la tasa máxima de conteo. A partir de ahí se pudo obtener la distancia a la que, con ambas fuentes cuyas actividades sumen 150 μCi , se tiene el 20 % de dicha tasa.

Para el detector 1 se encontró en promedio un tiempo muerto de $0.42 \pm 0.03 \mu\text{s}$ y para el detector 2 de $0.43 \pm 0.04 \mu\text{s}$. El fabricante no reporta valores de tiempo muerto, pero se acuerdo con la literatura este valor para adquisiciones en un canal de energía debe estar por debajo de 1 μs , por lo tanto está dentro de tolerancia.

4.1.5. Sensibilidad del sistema

En esta prueba se varió la actividad de 0.5 a 1.5 mCi, realizando adquisiciones de 30 segundos por región. Los valores obtenidos con la actividad de 0.5 mCi resultaron ser un poco menores a comparación de lo encontrado con las otras actividades, y dado que para 1.0 y 1.5 mCi los resultados fueron similares, con diferencias de $\sim 0.2\%$, se decidió utilizar la actividad de 1.0 mCi para las siguientes 6 repeticiones.

La Tabla 4-3 muestra los valores promedio de sensibilidad con los colimadores LEHR y ME.

Tabla 4-3: Valores promedio de la sensibilidad extrínseca con el colimador de baja y media energía en ambos detectores

	LEHR (cpm/ μCi)	ME (cpm/ μCi)
Detector 1	190.48 ± 0.31	262.67 ± 5.18
Detector 2	190.45 ± 0.23	262.62 ± 4.98

La diferencia entre detectores para ambos colimadores es menor al 1 % y de acuerdo con la AAPM este valor debe ser menor al 5 %. Por otro lado, el fabricante reporta una sensibilidad para el colimador LEHR de 202 cpm/ μCi , y para el de media energía de 275 cpm/ μCi . Sin embargo, se desconoce la forma en la que se llevó a cabo la prueba, por lo que no resulta comparable.

4.1.6. Sensibilidad intrínseca

La prueba de sensibilidad intrínseca se realizó con actividades de 15 a 300 μCi con un tiempo de adquisición de 30 segundos por región. Los resultados muestran que la máxima sensibilidad se obtenía con una actividad de 30 μCi por lo que las siguientes repeticiones se realizaron con este valor.

Los valores promedio obtenidos de las seis evaluaciones fueron para el detector 1 de $249,034.20 \pm 17,049.38$ cpm/ μCi y para el detector 2 se obtuvo $247,415.37 \pm 16,064.03$ cpm/ μCi . La diferencia entre detectores es del 0.6 %, lo cual concuerda con lo reportado por la AAPM.

4.1.7. Resolución espacial intrínseca

La prueba se realizó con actividades de 20 a 70 μCi , una adquisición de 40 millones de cuentas y a una distancia que asegurara obtener una tasa de conteo menor a 75 kcts/s, que es lo recomendado por la IAEA. En general se observó que la imagen se distinguía mejor con las actividades de 50 y 70 μCi , y entre ellas se apreciaba muy similar, por lo que se decidió que las repeticiones se harían con 50 μCi para minimizar el tiempo muerto y a una distancia que proporcionara una tasa de conteo aproximada de 45 kcts/s.

En la siguiente imagen (Figura 4-5) se muestra una de las adquisiciones realizadas con estas condiciones.

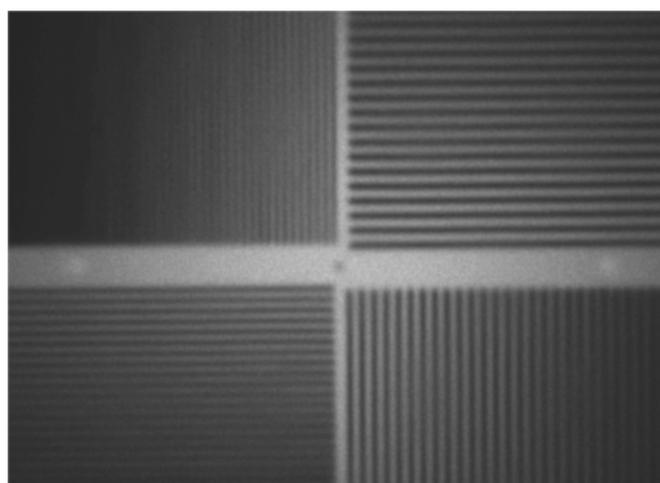


Figura 4-5: Imagen obtenida de con el patrón de barras para la evaluación de la resolución espacial intrínseca.

Dado que en las imágenes tomadas para ambos detectores se aprecian las barras de 2 mm pero no completamente, el fabricante del maniquí recomienda tomar un valor entre las barras de 2 y 2.5 mm por lo que el resultado para ambos detectores, de las 6 repeticiones es de 2.25 mm y utilizando la ecuación (2-7) se obtuvo un FWHM=3.9 mm. Siemens indica que este valor debe ser menor o igual a 3.9 mm, de manera que se encuentra justo en el límite reportado.

4.1.8. Resolución espacial y linealidad extrínseca

La prueba se realizó con actividades de 15 a 30 mCi y, en el caso del colimador LEHR, adquisiciones de 10 a 30 millones de cuentas. Dado que con 20 y 30 mCi se obtenían resultados iguales se decidió realizar las repeticiones con 30 mCi a fin de optimizar el tiempo de la prueba. Mientras que el número de cuentas utilizado fue de 30 millones, ya que mayores cuentas representaban un tiempo de adquisición demasiado alto y con este valor se veían suficientemente claras las imágenes.

En la siguiente Figura 4-6 se muestra un ejemplo de una de las repeticiones realizadas con el colimador de baja energía. Visualmente en esta imagen se alcanza a distinguir el cuadrante con barras de 2.5 mm aunque no tan claramente, por lo que al igual que en el caso anterior, se toma un valor entre 2.5 y 3 mm, es decir, 2.75 mm y calculando el FWHM con la ecuación (2-7), se obtuvo un resultado de 4.8 mm. El fabricante indica que este valor debe ser menor a 7.8 mm.

Se revisó visualmente que las barras del patrón efectivamente se observaran como líneas rectas.

Para el caso del colimador de media energía se varió la actividad entre 20 y 30 mCi con adquisiciones de 30 a 80 millones de cuentas. En todos los casos se observaron patrones anormales en las imágenes, incluso al rotar el patrón a diferentes posiciones, como se muestra en la Figura 4-7. De acuerdo con la IAEA [31] esto puede deberse a interferencia entre los fotones y los hoyos del colimador, por lo que no se puede evaluar la resolución espacial con este colimador bajo la geometría propuesta.

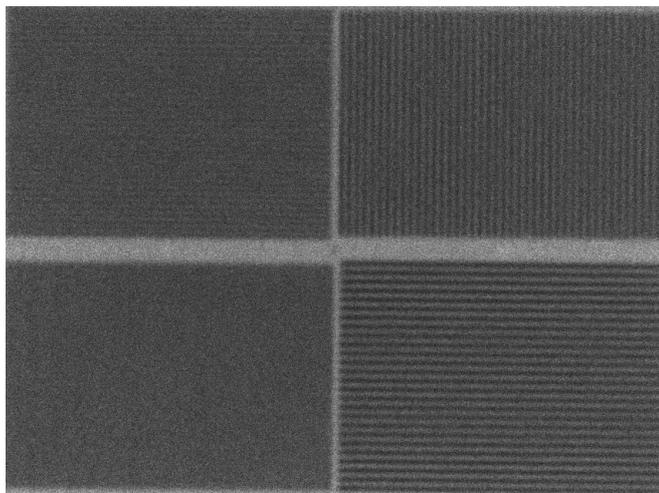


Figura 4-6: Imagen obtenida de con el patrón de barras para la evaluación de la resolución espacial extrínseca (LEHR).

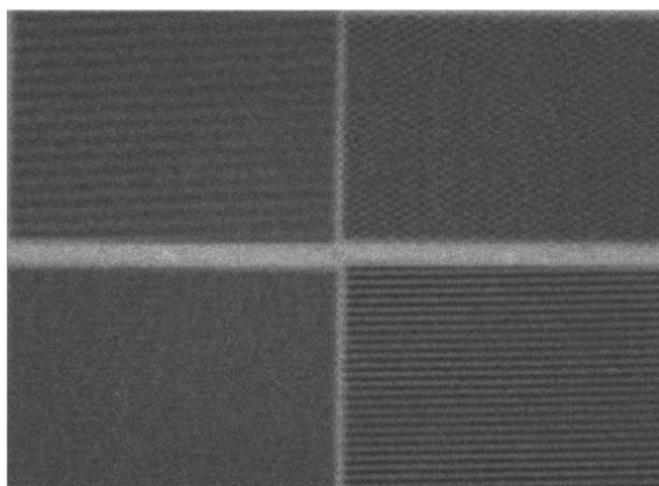


Figura 4-7: Imagen obtenida de con el patrón de barras para la evaluación de la resolución espacial extrínseca (ME).

4.1.9. Centro de rotación

La prueba se realizó siguiendo las recomendaciones del fabricante, es decir, para el colimador de baja energía alta resolución, se utilizaron 5 fuentes puntuales de 1 ± 0.1 mCi, y para los colimadores de media y alta energía, se utilizaron 3 fuentes puntuales de 1 ± 0.1 mCi. Las fuentes se colocaron en el maniquí correspondiente y se escogió el protocolo proporcionado por Siemens.

El promedio de las 6 repeticiones del desplazamiento del centro de rotación para los

colimadores de baja energía en el detector 1 es de 0.233 ± 0.051 mm, en el detector 2 es de -0.261 ± 0.130 mm, mientras que para los colimadores de media energía en el detector 1 es de -0.631 ± 0.115 mm y en el detector 2 de -0.689 ± 0.215 mm. El fabricante reporta que estos valores para cualquier colimador deben ser menores a 2 mm, de forma que los valores encontrados están por debajo del límite permitido.

4.2. ^{177}Lu

El Lu-177 tiene dos emisiones principales de fotones γ , 208.4 keV (10.41 %) y 112.9 keV (6.23 %), a los cuales se les denominó grupo A y grupo B, respectivamente.

En los siguientes apartados se describen los resultados de las pruebas realizadas con este radionúclido.

4.2.1. Tasa máxima de conteo

La prueba se realizó variando la actividad de la fuente de 50 a 400 μCi con un tiempo de adquisición de 60 segundos. La tasa máxima de conteo se encontró únicamente para el grupo B con actividades de 350 y 400 μCi . Se decidió utilizar la actividad de 350 μCi debido a que con 400 μCi se manejaban tiempos muertos muy elevados, del orden de 70-80 %, de acuerdo a lo que marcaba el equipo.

Los tiempos de adquisición también se variaron desde 30 hasta 75 segundos, en pasos de 15 segundos, pero no se observó ningún cambio significativo, de manera que se decidió utilizar el menor tiempo y así optimizar la realización de las siguientes repeticiones.

En la Figura 4-8 se muestra el promedio de la tasa de conteo de las 6 repeticiones para las distancias que coincidían.

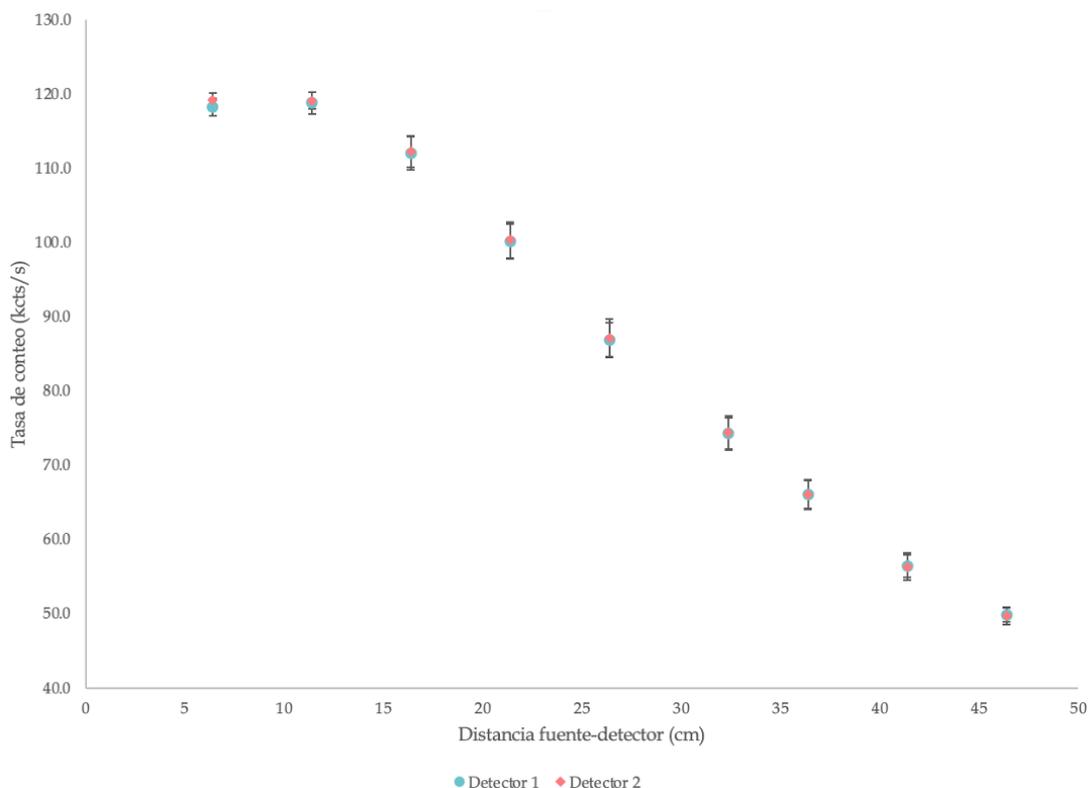


Figura 4-8: Tasa de conteo promedio para ambos detectores respecto a la distancia entre la fuente y el detector para Lu-177.

La Tabla 4-4 muestra el promedio de la tasa máxima encontrada para las seis repeticiones por cada detector y la distancia promedio a la cual se encontró.

Tabla 4-4: Valores promedio de la tasa máxima de conteo para ambos detectores en el grupo B.

	Distancia fuente-detector (cm)	Tasa máxima de conteo (kcps)
Detector 1	9.10 ± 1.90	119.65 ± 1.22
Detector 2	8.50 ± 1.50	120.16 ± 0.76

Se considera que para el grupo de emisión A no se encontró la tasa máxima de conteo dado que las limitaciones del equipo no permiten acercarse lo suficiente al detector y con actividades mayores, el tiempo muerto se elevaba tanto que los resultados serían muy poco confiables.

4.2.2. Tiempo muerto

La prueba se realizó con dos fuentes iguales de manera que sus actividades sumaran los 350 μCi de la prueba anterior y el tiempo de adquisición fue de 30 segundos ya que se mostró que para tiempos mayores, la diferencia no era significativa y con un menor tiempo se optimizaba la realización de las pruebas.

En la siguiente Tabla (4-5) se muestran los promedios de los tiempos muertos calculados a partir de la ecuación 3-5 para ambos grupos de energía con los dos detectores del equipo.

Tabla 4-5: **Valores promedio del tiempo muerto calculado para ambos detectores en los dos grupos.**

	Detector 1 (μs)	Detector 2 (μs)
Grupo A	1.95 ± 0.45	2.30 ± 0.27
Grupo B	1.75 ± 0.29	1.90 ± 0.22

De acuerdo con la referencia [13], el tiempo muerto correspondiente para un modo multicanal, como es el caso del ^{177}Lu , es del orden de unos pocos microsegundos, por lo que el resultado se encuentra dentro de lo esperado.

4.2.3. Sensibilidad del sistema

En la Figura 4-9 se muestran las imágenes del maniquí colocado sobre el colimador en cada uno de los cuadrantes y para cada grupo de emisión. Esta prueba se realizó variando la actividad desde 0.8 a 2 mCi, no obteniendo variaciones significativas ($\sim 0.7\%$) como era esperado, esto se realizó para verificar que efectivamente este comportamiento se mantenía. La actividad recomendada en la literatura es de 1 mCi, por lo cual esta fue la que se utilizó para las siguientes seis repeticiones y, utilizando un tiempo de adquisición en cada región de 30 segundos.

CAPÍTULO 4. RESULTADOS Y ANÁLISIS

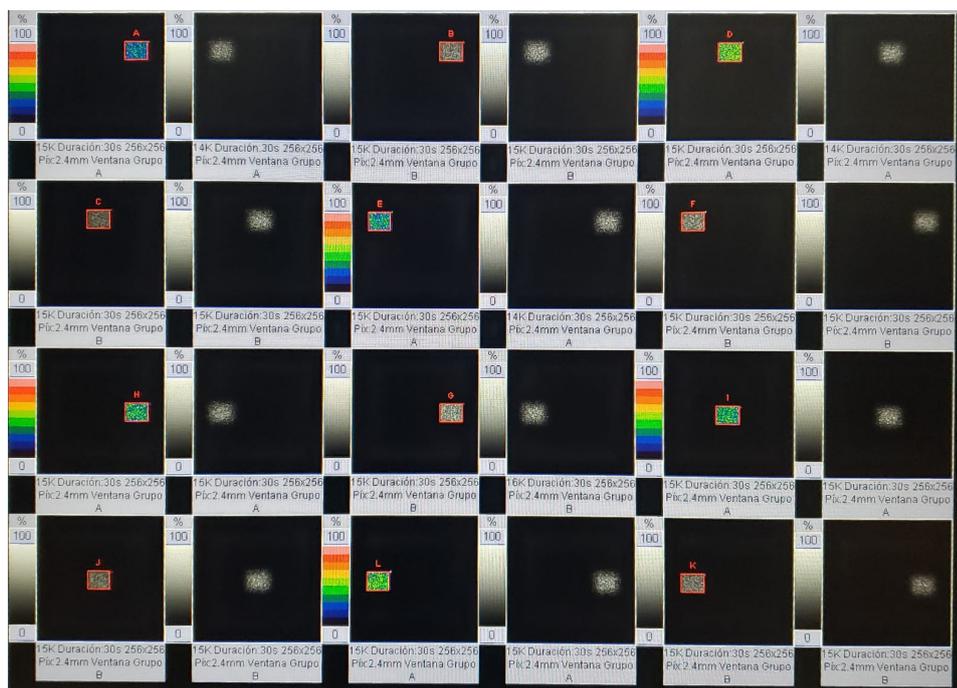


Figura 4-9: Imágenes adquiridas para la sensibilidad de la fuente en cada cuadrante para cada grupo de emisión.

En la Tabla 4-6 se muestran los valores de sensibilidad promedio de las 9 regiones y las 6 repeticiones para cada detector en los diferentes grupos.

Tabla 4-6: Valores promedio de la sensibilidad del sistema para ambos detectores en los dos grupos.

	Detector 1 (cpm/ μ Ci)	Detector 2 (cpm/ μ Ci)
Grupo A	22.58 \pm 0.53	22.58 \pm 0.54
Grupo B	23.68 \pm 0.63	23.71 \pm 0.64

Los resultados mostrados en la tabla anterior muestran que la diferencia en sensibilidades entre ambos detectores para el grupo A es del 0.0 % y para el grupo B es de 0.13 %. La AAPM indica que el límite para esta diferencia es del 5 %, por lo que se encuentra dentro de lo recomendado.

4.2.4. Sensibilidad intrínseca

La prueba de sensibilidad intrínseca se realizó con actividades de 75 a 900 μCi con un tiempo de adquisición de 30 segundos por región. Los resultados mostraron que la máxima sensibilidad se obtenía con una actividad de 150 μCi por lo que las siguientes repeticiones se realizaron con este valor.

Los valores promedio obtenidos de las seis evaluaciones se muestran en la Tabla 4-7.

Tabla 4-7: Valores promedio de la sensibilidad del sistema para ambos detectores en los dos grupos.

	Detector 1 (cpm/ μCi)	Detector 2 (cpm/ μCi)
Grupo A	34,742.92 \pm 2,534.41	34,821.78 \pm 2,647.63
Grupo B	28,905.80 \pm 1,487.70	29,021.87 \pm 1,577.48

4.2.5. Resolución espacial intrínseca

La prueba se realizó con una actividad de 130 μCi , variando la adquisición de 10 a 30 millones de cuentas y a una distancia a la que se obtuviera una tasa de conteo de 40 kcts/s. En general se observó que la imagen se distinguía mejor con 20 y 30 millones de cuentas, por lo que se decidió que las repeticiones se harían con 20 millones ya que esto optimizaba el tiempo de la prueba.

En la Figura 4-10 se muestran las imágenes de una repetición para ambos grupos de energía.

En las imágenes tomadas para ambos detectores visualmente se apreciaban con el grupo A las de 2 mm y con el grupo B, entre las de 2 mm y 2.5 mm, por lo que en ese caso se escogió un valor de 2.25 mm. Durante las 6 repeticiones se observó el mismo comportamiento de manera que, utilizando la ecuación (2-7) se obtuvo un FWHM = 3.5 mm para el grupo A y un FWHM = 3.9 mm para el grupo B.

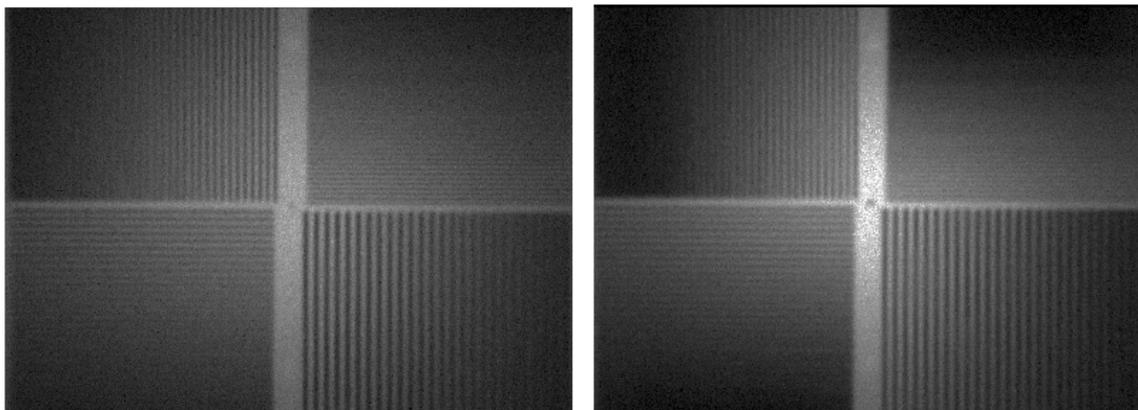


Figura 4-10: Imagen obtenida de con el patrón de barras para la evaluación de la resolución espacial intrínseca con Lu-177(izquierda: grupo A, derecha: grupo B).

4.2.6. Resolución espacial extrínseca

La prueba se realizó con una actividad de 20 mCi y adquisiciones de 20 a 30 millones de cuentas, utilizando en colimador de media energía. En todos los casos se observaron patrones anormales de imágenes, como se observa en la Figura 4-11, al igual que sucedió con el Tc-99m. De manera que las repeticiones siguientes ya no se realizaron.

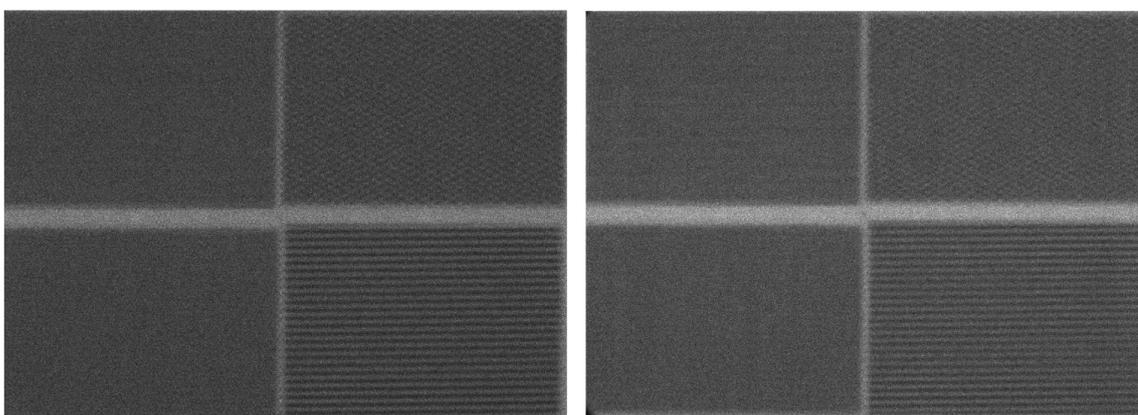


Figura 4-11: Imagen obtenida con el patrón de barras para la evaluación de la resolución espacial extrínseca con Lu-177(izquierda: grupo A, derecha: grupo B).

4.2.7. Registro espacial de ventana múltiple

La prueba se realizó con dos fuentes iguales desde 150 a 950 μCi . Los resultados no variaron de manera importante ($\sim 2.5\%$), aunque se observó que la mínima diferencia en distancias se obtenía con una actividad de 550 μCi por fuente. Las adquisiciones se realizaron desde 300 hasta 1000 kcts, dado que lo único que cambió fue el tiempo mas no los resultados, se utilizaron 300 kcts por posición para las repeticiones.

En la Figura 4-12 se muestran las adquisiciones de las cuatro posiciones en las que se colocaron las fuentes para una de las seis repeticiones.

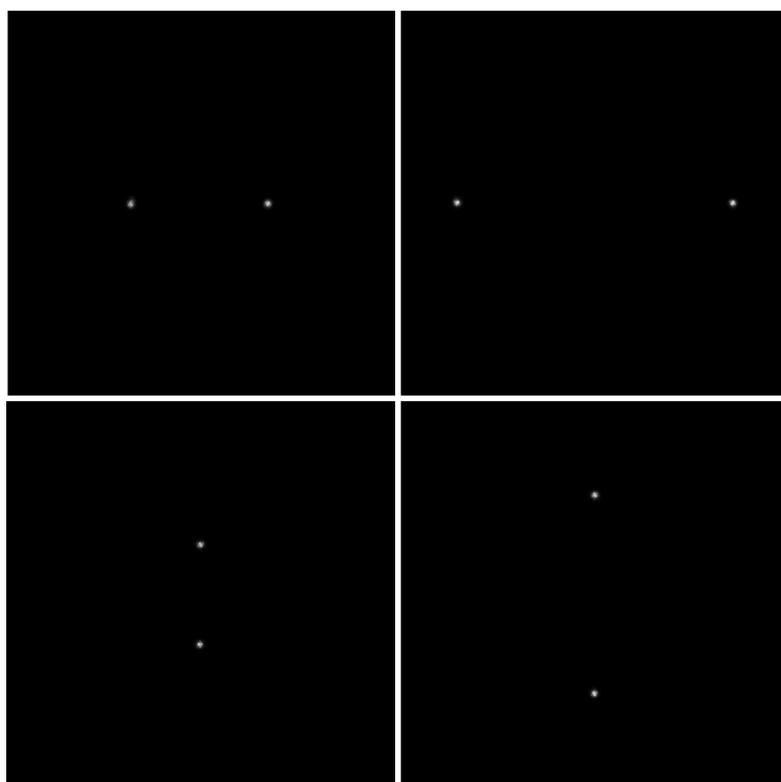


Figura 4-12: Ejemplo de imágenes adquiridas en las diferentes posiciones para la prueba de registro espacial de ventana múltiple.

La diferencia en las distancias medidas para el detector 1 fue de 0.45 ± 0.11 mm y para el detector 2 de 0.34 ± 0.05 mm. De acuerdo con lo reportado por el fabricante los valores aceptables son menores a 0.6 mm, por lo que el equipo se encuentra en tolerancia.

4.3. Verificaciones adicionales

4.3.1. Linealidad

La característica de linealidad se evaluó para ciertos parámetros de rendimiento en el método propuesto respecto a las actividades probadas.

Tasa máxima de conteo

Tc-99m

En la Figura 4-13 se observa el comportamiento de la tasa máxima de conteo conforme se varió la actividad de la fuente puntual.

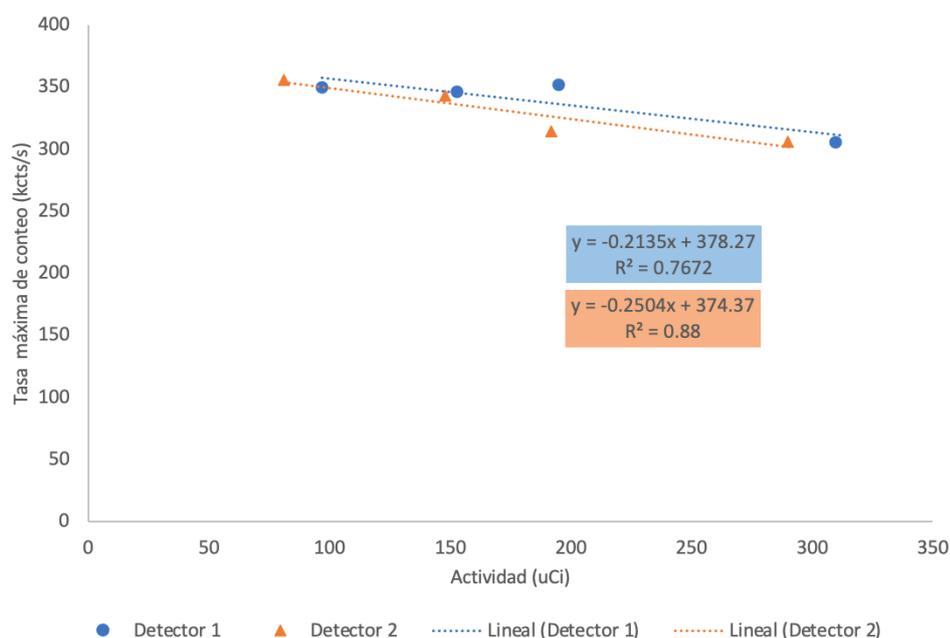


Figura 4-13: Variación de la tasa máxima de conteo vs. actividad de una fuente de Tc-99m, para cada detector.

La gráfica muestra un ajuste lineal con una bondad del 77% y del 88%, la cual no necesariamente resulta inadecuada pues aquí no se busca que el modelo haga predicciones, sino que únicamente se pretende conocer el comportamiento del método.

Esta característica no se evaluó con Lu-177 ya que únicamente se encontró la tasa máxima de conteo para dos actividades.

Sensibilidad intrínseca

Lu-177

En la Figura 4-14 se muestra el comportamiento de la sensibilidad intrínseca, bajo la geometría propuesta, respecto a la actividad utilizada en el maniquí rellenable pequeño. Las abreviaciones GA y GB corresponden a Grupo A y Grupo B, respectivamente.

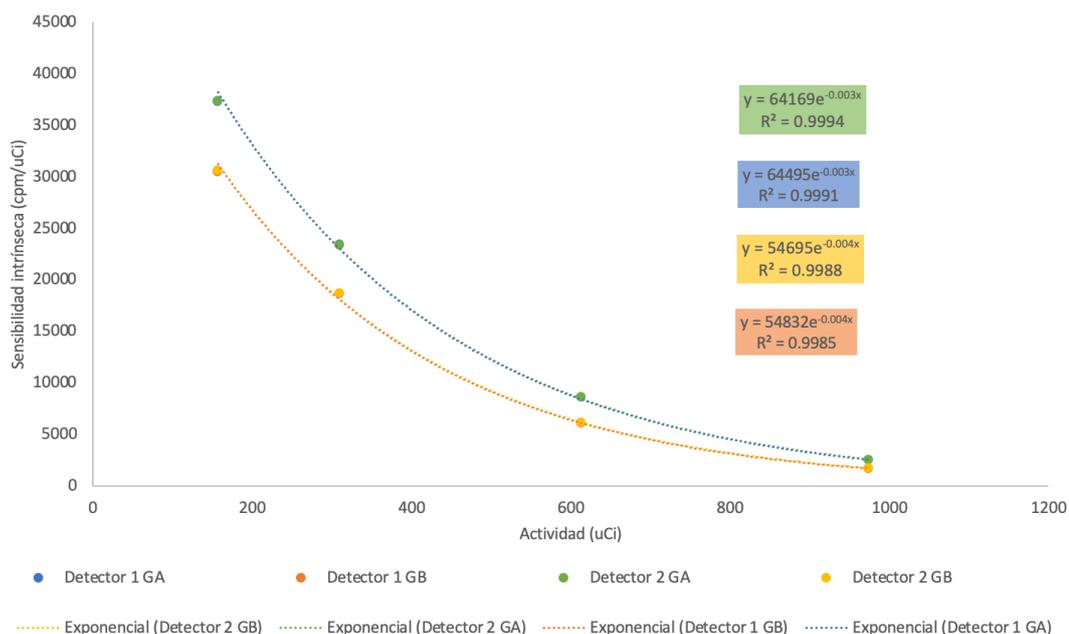


Figura 4-14: Variación de la sensibilidad intrínseca vs. actividad de una fuente de Lu-177, para cada detector.

En este caso se puede notar que el comportamiento de este parámetro es exponencial con un buen ajuste (99%) a dicha tendencia.

Tc-99m

En la Figura 4-15 se encuentra el comportamiento de la sensibilidad intrínseca, ahora para el radionúclido ^{99m}Tc , en relación a las diferentes actividades.

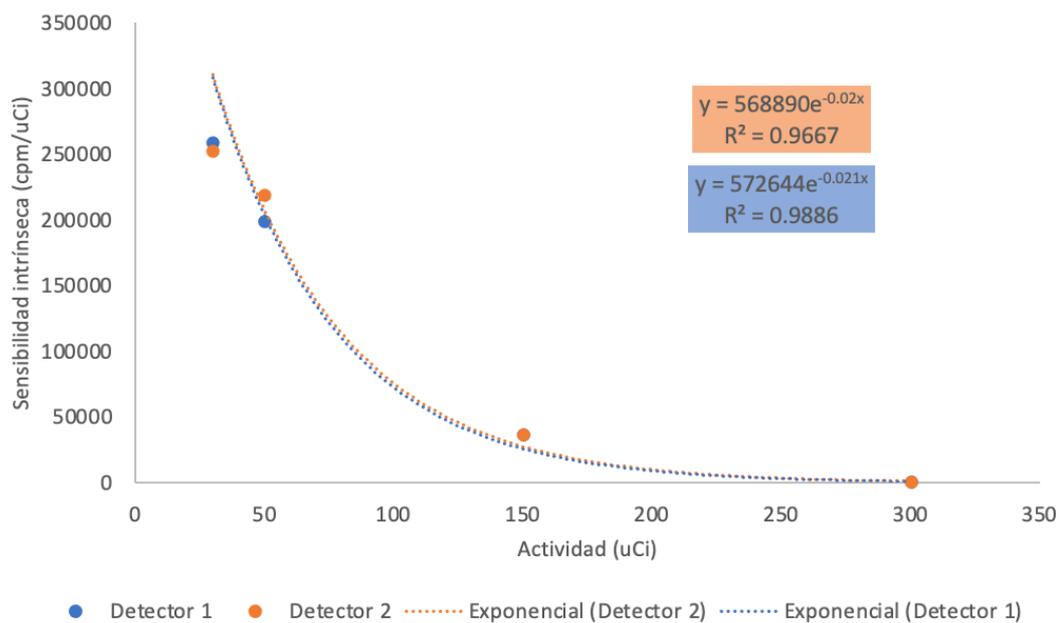


Figura 4-15: Variación de la sensibilidad intrínseca vs. actividad de una fuente de Tc-99m, para cada detector.

De esa gráfica se puede apreciar que el comportamiento, al igual que con el Lu-177, es exponencial aunque la bondad del ajuste no sea tan bueno ($\sim 97-99\%$); por lo que no se tiene un comportamiento lineal.

Sensibilidad extrínseca

Lu-177

La Figura 4-16 muestra la relación entre la sensibilidad extrínseca y la actividad de la fuente de ^{177}Lu en el maniquí rellenable .

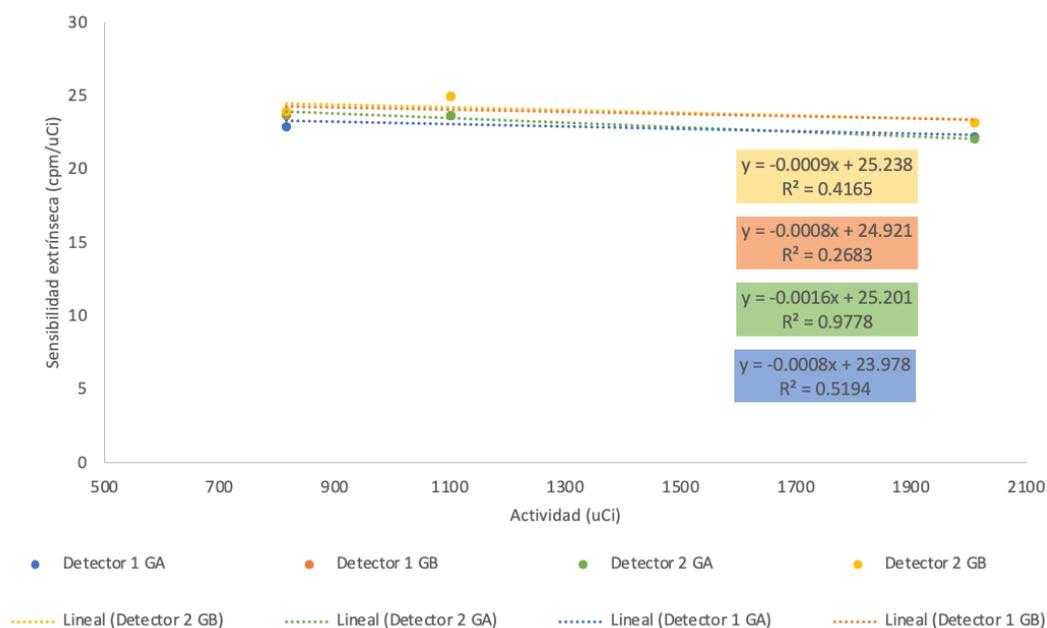


Figura 4-16: Variación de la sensibilidad extrínseca vs. actividad de una fuente de Lu-177 para cada detector.

En este caso se puede ver cómo este parámetro varía linealmente.

Tc-99m

La relación entre la sensibilidad extrínseca de un maniquí rellenable con ^{99m}Tc con la actividad utilizada se muestra en la Figura 4-17.

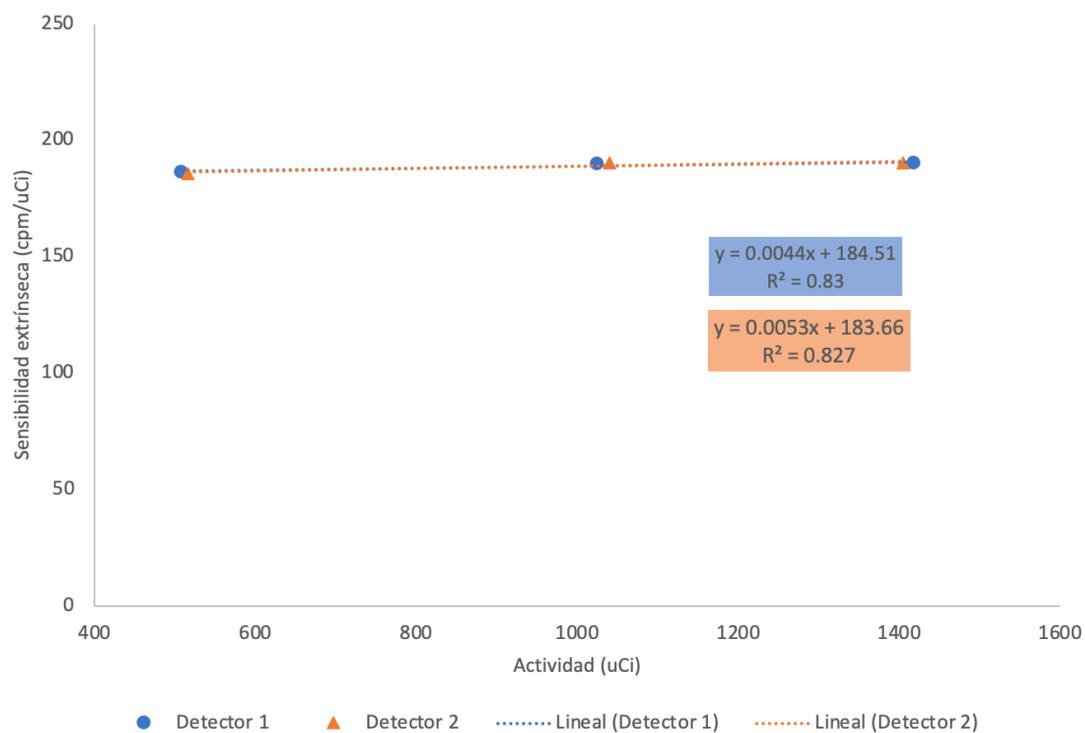


Figura 4-17: Variación de la sensibilidad extrínseca vs. actividad de una fuente de Tc-99m para cada detector.

Al igual que con el Lu-177 el comportamiento es lineal.

Resolución espacial extrínseca

Tc-99m

La Figura 4-18 muestra el comportamiento de la resolución espacial extrínseca, con el colimador LEHR, respecto a la variación de la actividad de la fuente de ^{99m}Tc .

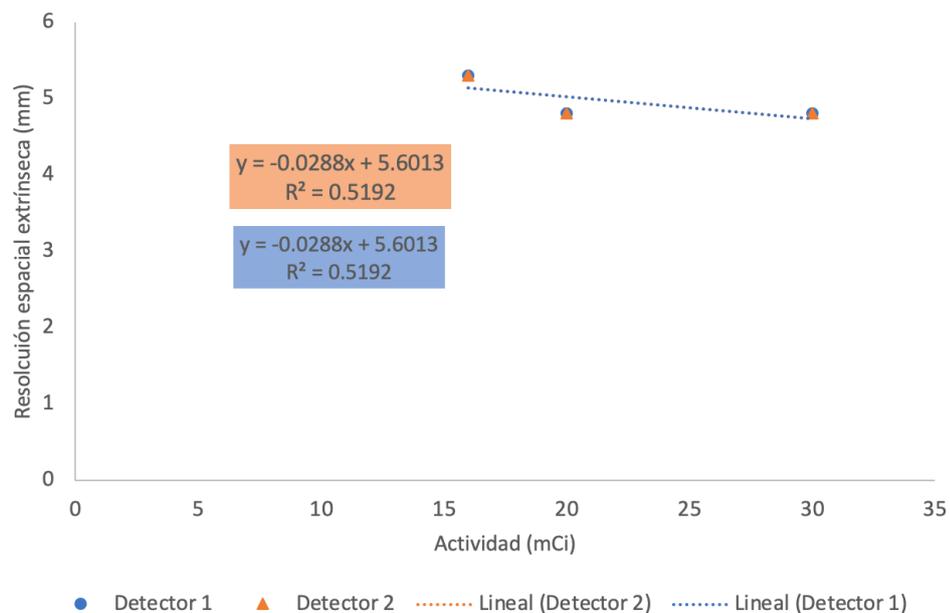


Figura 4-18: Variación de la resolución espacial extrínseca vs. actividad de una fuente de Tc-99m para cada detector.

Registro espacial de ventana múltiple

Lu-177

En la Figura 4-19, se puede observar como el registro espacial de ventana múltiple no muestra ninguna tendencia ni lineal, ni exponencial respecto a la variación de la actividad; por lo que no se le realizó ningún ajuste.

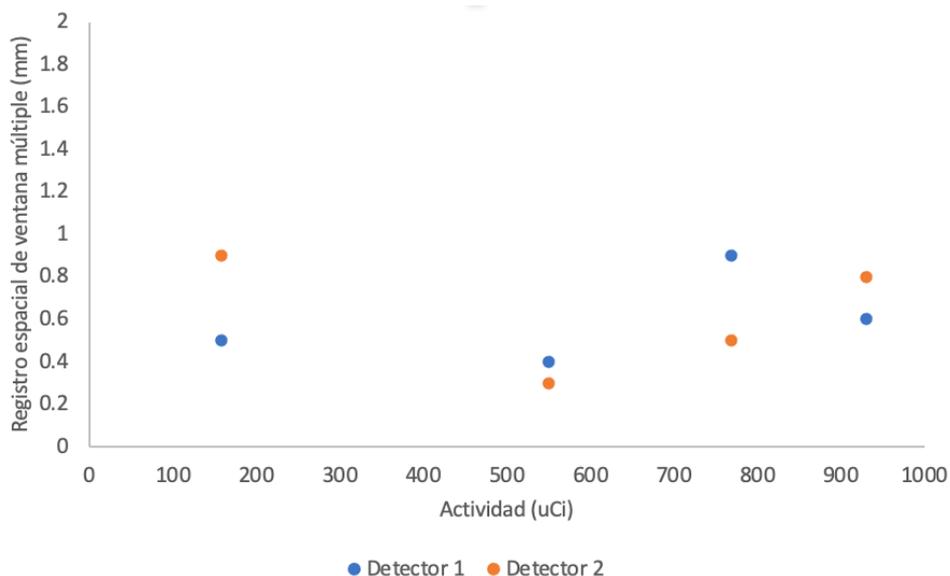


Figura 4-19: Variación del registro espacial de ventana múltiple vs. actividad de una fuente de Lu-177 para cada detector.

Los parámetros restantes que no fueron evaluados para validación, son aquellos para los que se cuenta con menos de 3 puntos; es decir, que el valor de actividad se varió solo una o dos veces.

4.3.2. Intervalos de medida

Para el ^{177}Lu el intervalo de actividades en las pruebas intrínsecas va de 200 a 1000 μCi , mientras que para las pruebas extrínsecas fue de 800 a 2000 μCi . En el caso del ^{99m}Tc para las pruebas intrínsecas el intervalo es de 30 a 300 μCi y para las extrínsecas de 800 a 1000 μCi .

Para los parámetros que presentan un comportamiento lineal se recomienda permanecer en estos intervalos de actividad. Ahora, para aquellos que muestran el comportamiento exponencial se recomienda permanecer entre 200 y 300 μCi de Lu-177 y de 30 a 50 μCi . Esto para garantizar que no sea confundido con fondo natural y que no se tengan pérdidas muy significativas de información y el criterio de que se utilizó para seleccionar el límite superior fue que no se superara el 50 % de pérdida de información.

4.3.3. Selectividad

La prueba de selectividad se realizó con una fuente de Tc-99m de 50 μCi (fuente 1) y una fuente combinada de 50 μCi de ^{99m}Tc y 180 μCi de ^{177}Lu (fuente 2). Se realizó una adquisición bajo la geometría de uniformidad en la que ambos detectores se encuentran a la misma distancia de la fuente. Dicha adquisición se realizó durante 30 segundos con una matriz de 1024×1024 y una ventana de energía del 20 % centrada en el fotopico del Tc-99m.

Las adquisiciones se realizaron 6 veces para la fuente con solo Tc-99m y 6 para la fuente combinada. Bajo las mismas condiciones se realizó una toma del fondo, el cual se restó a los valores de cuentas obtenidos. Para todas las repeticiones la tasa de conteo fue de 90 kcts/s, lo que cambió fue el tiempo muerto que con la fuente de un solo radionúclido era de $\sim 12\%$ y para la de 2 radionucleidos de $\sim 25\%$.

El promedio de los resultados para la fuente 1, para el detector 1 fue de $(2659333.33 \pm 35120.74)$ cts y para el detector 2 fue $(2726000.00 \pm 17686.15)$ cts. Mientras que el promedio de los resultados con la fuente 2 para el detector 1 fue de $(2648166.67 \pm 22675.24)$ cts y para el detector 2 de $(2711000.00 \pm 16186.41)$ cts.

Con base en los resultados anteriores se calculó que la diferencia porcentual para el detector 1 es de 0.42 % y para el detector 2 del 0.55 %.

4.3.4. Repetibilidad

La repetibilidad se evaluó para cada parámetro de rendimiento, con las 6 repeticiones realizadas. Esta determinación se hizo con base en las desviaciones estándar obtenidas, y a partir de estas se calculó el porcentaje de desviación respecto al valor promedio adquirido.

Las abreviaturas utilizadas son las siguientes:

- Tasa máxima de conteo: TMC
- Tiempo muerto: TM
- Sensibilidad extrínseca: SE
- Sensibilidad intrínseca: SI
- Resolución espacial intrínseca: REI
- Resolución espacial extrínseca: REE
- Registro espacial de ventana múltiple: REVM
- FOV central integral: FCI
- FOV central diferencial: FCD
- FOV útil integral: FUI
- FOV útil diferencial: FUD
- Centro de rotación: COR

A continuación se muestran las tablas con los resultados para ^{177}Lu y ^{99m}Tc .

Tabla 4-8: **Porcentaje de la desviación estándar de los parámetros de rendimiento evaluados con ^{177}Lu**

	TMC	TM		SE		SI		REI		REVM
Grupo de energía	B	A	B	A	B	A	B	A	B	-
Detector 1	1.0	23.2	16.8	2.4	2.7	7.3	5.2	0.0	0.0	24.4
Detector 2	0.6	11.8	11.7	2.7	2.7	7.6	5.4	0.0	0.0	14.8

El criterio utilizado para considerar que el método es repetitivo es que no sobrepase el 5%.

Tabla 4-9: **Porcentaje de la desviación estándar de los parámetros intrínsecos de rendimiento evaluados con ^{99m}Tc**

	FCI	FCD	FUI	FUD	TMC	TM	SI	REI
Detector 1	7.7	11.2	2.5	10.9	3.0	7.1	6.8	0.0
Detector 2	6.0	9.7	4.7	3.6	2.7	10.0	6.5	0.0

Tabla 4-10: **Porcentaje de la desviación estándar de los parámetros extrínsecos de rendimiento evaluados con ^{99m}Tc**

	FCI	FCD	FUI	FUD	SE		REE	COR	
Colimador	ME	ME	ME	ME	LEHR	ME	LEHR	LEHR	ME
Detector 1	16.7	8.7	19.9	10.9	0.16	2.0	0.0	21.9	18.2
Detector 2	11.7	11.2	5.3	11.7	0.12	1.9	0.0	49.0	31.2

De la Tabla 4-8, se puede observar que los parámetros evaluados con Lu-177 que se consideran repetitivos, son: tasa máxima de conteo, sensibilidad extrínseca y resolución espacial intrínseca. Mientras que para Tc-99m, de las Tablas 4-9 y 4-10, se observa que los parámetros repetitivos son: tasa máxima de conteo, resolución espacial intrínseca, sensibilidad extrínseca y resolución espacial extrínseca.

Capítulo 5

Discusión y Conclusiones

Para la tasa máxima de conteo con ^{99m}Tc se encontró que el valor era aproximadamente el mismo con todas las actividades utilizadas, lo único que cambia es la distancia a la que esta se encuentra, lo cual coincide con lo esperado ya que la tasa máxima que un sistema puede manejar depende sólo de las características del equipo y del tiempo muerto, no de la actividad o radionúclido utilizado. Esto lleva a pensar que con el ^{177}Lu la tasa máxima de conteo debería ser la misma que con ^{99m}Tc , sin embargo, solo se encontró el valor de tasa máxima con el grupo B, menor a la observada con Tc-99m, lo cual se atribuye a que se manejan dos canales de energía y que cada uno cuenta con un valor de tasa máxima de conteo distinta como consecuencia de sus porcentajes de emisión. De haber encontrado este valor para el grupo A, se esperaría que la suma de ambas tasas, coincidiera con la de del Tc-99m, lo cual no puede ser verificado ya que se encontraron tiempos muertos muy altos, que representan pérdidas significativas. Cabe mencionar que la tasa máxima de conteo se encontró con el grupo de 112.9 keV (6.23%), lo que se atribuye a que con el de 208.4 keV (10.41%) se tienen mayores tasas de conteo y para encontrar la máxima se requería de menor distancia.

Con relación a las gráficas 4-4, 4-8 en las distancias se observa una mayor incertidumbre para el caso del Tc-99m, lo cual se adjudica a la vida media de este radionúclido, que es significativamente menor, a pesar de empezar cada repetición con aproximadamente la misma actividad y tener un tiempo de adquisición pequeño.

El tiempo muerto resultó ser menor para el ^{99m}Tc que para el ^{177}Lu , lo que coincide con lo esperado, dado que las adquisiciones para el primer radionúclido se realizan con su única emisión de energía, mientras que para el otro, se utilizan dos canales de energía,

lo cual aumenta el tiempo de procesamiento de los eventos.

En relación a la sensibilidad tanto intrínseca como extrínseca, los resultados fueron menores para el Lu-177 que para el Tc-99m. Esto tiene sentido dado que los porcentajes de emisión son distintos, de manera que para una misma actividad el número de cuentas por minuto será diferente. Ahora, en el caso del Lu-177 dado que el grupo A tiene un mayor porcentaje de emisión se espera que su sensibilidad sea mayor, lo cual se observa en los resultados de sensibilidad intrínseca, pero los resultados de la prueba extrínseca muestran una sensibilidad muy similar entre ambos grupos, de forma que este comportamiento se le puede atribuir únicamente al colimador ME.

Para la resolución espacial, con Tc-99m se encontró que efectivamente la intrínseca es mejor que la extrínseca (LEHR) dado que en la extrínseca se encuentra un valor total del sistema, es decir, la combinación de la resolución intrínseca con la resolución del colimador. En este caso, a pesar de que el colimador discrimina por energía y dirección, la resolución se ve degradada puesto que el diámetro de los hoyos es de 1.11 mm derivando en una frecuencia espacial de $1/1.11 \text{ mm} = 0.9 \text{ mm}^{-1}$ y por el teorema de Nyquist, se pueden muestrear datos con una frecuencia menor a $0.9 \text{ mm}^{-1}/2 = 0.45 \text{ mm}^{-1}$, es decir, que el mínimo patrón que se puede observar con este colimador es de 2.5 mm, el cual tiene una frecuencia de 0.4 mm^{-1} .

Respecto a los colimadores de media energía, como ya se mencionó anteriormente, la evaluación no pudo realizarse dados los patrones de interferencia que se observaban por el efecto de Moiré. En el caso de la resolución intrínseca con Lu-177 se observa diferencia entre los dos grupos, lo cual se comporta de acuerdo a lo esperado ya que la resolución mejora conforme aumenta la energía y esto se debe a que a mayor energía, se producen más fotones de luz.

La prueba de centro de rotación mostró que la desviación era mayor para los colimadores de media energía lo cual va acorde a lo previsto pues estos colimadores pesan aproximadamente 100 kilos más que los de baja energía.

Con relación a la uniformidad se evidenció su importancia pues se encontró falla en el colimador LEHR del detector 1, la cual no se visualizó con ninguna de las otras pruebas realizadas.

Por último, para el registro espacial de ventana múltiple se encontró un desplazamiento espacial entre fotones de diferente energía, aunque se obtuvieron valores que resultaron por debajo de los criterios establecidos por el fabricante. Lo esperado sería que a mayor diferencia entre las energías, se observara menor error espacial, sin embargo, en el caso del

Lu-177 se cuentan con dos emisiones principales, por lo que en este trabajo únicamente se pueden establecer los valores de referencia.

De acuerdo con los resultados de las verificaciones se concluye que el equipo es lineal para los parámetros de tasa máxima de conteo, sensibilidad extrínseca y resolución espacial extrínseca y; exponencialmente sensible para la sensibilidad intrínseca. Los parámetros de uniformidad y centro de rotación no fueron evaluados ya que el método que se utilizó fue el predeterminado por el sistema y no es posible realizarle modificaciones. Respecto al registro espacial de ventana múltiple, no se observó ninguna tendencia, pero se notó que con ninguna de las actividades utilizadas la discrepancia rebasaba 1 mm.

En conformidad con lo establecido para la repetibilidad, el equipo sólo puede garantizar que los parámetros de rendimiento, tasa máxima de conteo, sensibilidad extrínseca, resolución espacial intrínseca y resolución espacial extrínseca, son repetitivos. Adicionalmente se concluye que el equipo es selectivo y robusto.

Este trabajo proporciona una caracterización confiable del equipo SPECT/CT, la cual no se contaba aquí en México y adicionalmente la propuesta de metodología realizada garantiza resultados confiables que dan pie a una verificación completa al llevarse a cabo por distintos operadores en otros centros que cuenten con el mismo sistema y así obtener un protocolo de caracterización estándar en el país.

Apéndice A

Ecuación de tiempo muerto

Los sistemas paralizables presentan un comportamiento que sigue la siguiente ecuación [13]:

$$R = Ne^{-N\tau}, \quad (\text{A-1})$$

donde R es la tasa de conteo de salida, N la de entrada y τ el tiempo muerto.

Para conocer el tiempo muerto existen diversas pruebas que se pueden realizar. Una de ellas se conoce como método de las dos fuentes, para el cual se calcula τ mediante la ecuación:

$$\tau = \frac{r_{12}}{(r_1 + r_2)^2} \ln\left[\frac{r_1 + r_2}{r_{12}}\right], \quad (\text{A-2})$$

donde r_i corresponde a la tasa de conteo cuando se tiene la fuente 1, 2 o ambas.

La ecuación (A-2) puede derivarse a partir de la ecuación (A-1). Para simplificar los cálculos se toma un cambio de variable donde $r = r_1 = r_2$ y se asume que la tasa de conteo de entrada con dos fuentes de la misma actividad son iguales, es decir, $n_1 = n_2 = n$, por lo que se tendría que $n_{12} = n_1 + n_2 = 2n$. Estas suposiciones implican que:

$$r = ne^{-n\tau} \text{ y } r_{12} = 2ne^{-2n\tau},$$

para poder despejar τ se dividen las fórmulas anteriores:

$$\begin{aligned} \frac{r}{r_{12}} &= \frac{ne^{-n\tau}}{2ne^{-2n\tau}} = \frac{e^{-n\tau}}{2e^{-2n\tau}} = \frac{e^{n\tau}}{2} \\ \Rightarrow \frac{2r}{r_{12}} &= e^{n\tau} \end{aligned}$$

APÉNDICE A. ECUACIÓN DE TIEMPO MUERTO

$$\Rightarrow \ln\left(\frac{2r}{r_{12}}\right) = n\tau$$

$$\Rightarrow \tau = \frac{1}{n}\ln\left(\frac{2r}{r_{12}}\right),$$

sustituyendo τ en la ecuación para r , se obtiene:

$$\Rightarrow r = ne^{-n\left[\frac{1}{n}\ln\left(\frac{2r}{r_{12}}\right)\right]} = ne^{\ln\left(\frac{r_{12}}{2r}\right)} = n\frac{r_{12}}{2r}$$

$$\Rightarrow n = \frac{2r^2}{r_{12}}$$

por último sustituyendo n en la ecuación para τ ,

$$\tau = \frac{r_{12}}{2r^2}\ln\left(\frac{2r}{r_{12}}\right) = \frac{r_{12}}{(r_1+r_2)^2}\ln\left[\frac{r_1+r_2}{r_{12}}\right]$$

Bibliografía

- [1] National Electrical Manufacturers Association. Performance measurements of scintillation cameras. *Standards Publ.*, No. NUI-19, 1980. [Citado en la pág. 13.]
- [2] IAEA. Human Health Series - Quality Assurance for SPECT Systems. *IAEA Human Health Reports*, (6):146 – 147, 2009. [Citado en las págs. 13, 31, 44, 50 y 57.]
- [3] AAPM. *AAPM n°177 : Acceptance Testing and Annual Physics Survey Recommendations for Gamma Camera, SPECT, and SPECT/CT Systems*. Number 177. 2019. [Citado en las págs. 13, 21 y 31.]
- [4] SEFM. *Protocolo de control de calidad de la instrumentación de Medicina Nuclear*, volume 1. 2020. [Citado en las págs. 13 y 31.]
- [5] Alexander V. Stolin, Bijoy K. Kundu, Donald J. Pole, and Mark B. Williams. Characterization of Imaging Gamma Detectors for Use in Small Animal SPECT. *IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record*, 6:3480–3483, 2004. [Citado en la pág. 13.]
- [6] IAEA. Livechart - Table of Nuclides. [Citado en las págs. 15, 17 y 36.]
- [7] Michael Ljungberg, Anna Celler, Mark W. Konijnenberg, Keith F. Eckerman, Yuni K. Dewaraja, and Katarina Sjögren-Gleisner. MIRD pamphlet no. 26: Joint EANM/MIRD guidelines for quantitative ^{177}Lu SPECT applied for dosimetry of radiopharmaceutical therapy. *Journal of Nuclear Medicine*, 57(1):151–162, 2016. [Citado en la pág. 15.]
- [8] Ashutosh Dash, Pillai Mra, and Furn Jr. Lu177. 2016. [Citado en la pág. 16.]
- [9] Ashutosh Dash, Maroor Raghavan Ambikalmajan Pillai, and Furn F. Knapp. Production of ^{177}Lu for Targeted Radionuclide Therapy: Available Options. *Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 49(2):85–107, 2015. [Citado en la pág. 15.]

- [10] Louise Emmett, Kathy Willowson, John Violet, Jane Shin, Ashley Blanksby, and Jonathan Lee. Lutetium 177 PSMA radionuclide therapy for men with prostate cancer: a review of the current literature and discussion of practical aspects of therapy. *Journal of Medical Radiation Sciences*, 64(1):52–60, 2017. [Citado en la pág. 15.]
- [11] Instituto Nacional del Cáncer. La FDA aprueba un nuevo tratamiento para ciertos tumores neuroendocrinos, 2018. [Citado en la pág. 15.]
- [12] Ashutosh Dash, Rubel Chakravarty, Furn (Russ) Knapp, and Ambikalmajan Pillai. Indirect Production of No Carrier Added (NCA) ^{177}Lu from Irradiation of Enriched ^{176}Yb : Options for Ytterbium/Lutetium Separation. *Current Radiopharmaceuticals*, 8(2):107–118, 2015. [Citado en la pág. 16.]
- [13] Simon R. Cherry, James A. Sorenson, and Michael E. Phelps. *PHYSICS in NUCLEAR MEDICINE*, volume 26. Saunder ELSEVIER, 4 edition, 1999. [Citado en las págs. 17, 18, 19, 20, 22, 24, 25, 26, 27, 31, 32, 33, 34, 35, 36, 37, 38, 39, 40, 41, 78 y 96.]
- [14] Saha Gopal B. *Physics and Radiobiology of Nuclear Medicine*. Springer, 4th edition, 2013. [Citado en la pág. 17.]
- [15] Mohammad Kaviani, Sanaz and Zeraatkar, Navid and Sajedi, Salar and Akbarzadeh, Afshin and Gorjizadeh, Nahid and Farahani, Mohammad and Teimourian, Behnoosh and Ghafarian, Pardis and Sabet, Hamid and Ay. Design and development of a dedicated portable gamma camera system for intra-operative imaging. *Physica Medica*, 32, 2016. [Citado en la pág. 18.]
- [16] Arnulfo Montoya Moreno. *Diseño e implementación de un programa de aseguramiento de calidad para cámaras gamma*. PhD thesis, 2010. [Citado en las págs. 19 y 44.]
- [17] Conteo de eventos y estadística de fotones. [Citado en la pág. 22.]
- [18] Siemens. Symbia T Series. page 20, 2013. [Citado en las págs. 27, 29 y 31.]
- [19] Helena Contreiras Marques. Influence of SPECT reconstruction algorithms in the improvement of SNR in cardiac imaging. (September), 2015. [Citado en la pág. 28.]
- [20] PLANOS ANATÓMICOS, POSICIONES RADIOGRÁFICAS Y PROYECCIONES RADIOLÓGICAS. [Citado en la pág. 29.]

BIBLIOGRAFÍA

- [21] REAL ACADEMIA ESPAÑOLA: Diccionario de la lengua española. [Citado en la pág. 31.]
- [22] E. Bonilla Castro, J. Hurtado Prieto, and C. Jaramillo Herrera. *La investigación. Aproximaciones a la construcción del conocimiento científico*. Alfaomega, Colombia, 2009. [Citado en la pág. 31.]
- [23] Nema. NEMA Standards Publication NU 2-2007. pages 1–39, 2007. [Citado en las págs. 31 y 32.]
- [24] P. H. Murphy. Acceptance testing and quality control of gamma cameras, including SPECT. *Journal of Nuclear Medicine*, 28(7):1221–1227, 1987. [Citado en la pág. 31.]
- [25] JERROLD T. BUSHBERG. *The Essential Physics of Medical Imaging*, volume 191. 1994. [Citado en las págs. 31, 33, 34, 35 y 45.]
- [26] Nuclear Power Net. Quenching – Dead Time – Geiger Counters. [Citado en la pág. 42.]
- [27] National Association of Testing Authorities. Guidelines for the validation and verification of quantitative and qualitative test methods. *Nata*, (December 2006):1–32, 2012. [Citado en las págs. 46 y 47.]
- [28] Secretaría de Salud. *Farmacopea de los Estados Unidos Mexicanos*. Undécima edición, 2014. [Citado en la pág. 46.]
- [29] Eurachem. The Fitness for Purpose of Analytical Methods. 2014. [Citado en la pág. 46.]
- [30] Tilahun Woldeselassie. Decaying source method for scintillation camera resolving times. *Medical Physics*, (2336):58 – 60, 2001. [Citado en la pág. 55.]
- [31] IAEA. Human Health Series - SPECT/CT Atlas of quality control and image artifacts. *IAEA Human Health Reports*, (36):58 – 60, 2019. [Citado en la pág. 74.]