



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO

FACULTAD DE CIENCIAS

DISEÑO E IMPLEMENTACION DE
UN PROGRAMA DE ASEGURAMIENTO DE CALIDAD
PARA CÁMARAS GAMMA

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

FÍSICO

P R E S E N T A :

ARNULFO MONTOYA MORENO

T U T O R :

M. en C. ALEJANDRO RODRIGUEZ LAGUNA

2010



FACULTAD DE CIENCIAS
UNAM



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

1. Datos del alumno

Montoya
Moreno
Arnulfo
55 85 86 85
Universidad Nacional Autónoma de México
Facultad de Ciencias
Física
40000479-4

2. Datos del tutor

M. en C.
Alejandro
Rodríguez
Laguna

3. Datos del sinodal 1

Dra.
Mercedes
Rodríguez
Villafuerte

4. Datos del sinodal 2

Dr.
Miguel Ángel
Rodríguez
Ávila

5. Datos del sinodal 3

Dr.
Luis Alberto
Medina
Velázquez

6. Datos del sinodal 4

M. en C.
Héctor
Galván
Ponce

7. Datos del trabajo escrito

Diseño e implementación de un programa de aseguramiento de calidad para cámaras gamma.
138 p
2010

DEDICO ESTE TRABAJO A:

Mi padre:

Fidencio Montoya Rosas, que me enseñó el valor digno del trabajo, del cual estaré eternamente agradecido, asimismo por el apoyo a lo largo de mi vida en las decisiones que he tomado. ¡Todo mi respeto y admiración para usted!

Mi madre:

Martiniana Moreno Pérez, por su cariño y el ejemplo de entrega a la tarea propuesta con el mejor de los gustos.

Mis adoradas hermanas:

Francisca, Juana del Rosario y Diana Haydee. Gracias por su comprensión y oportuna ayuda en momentos de indecisión.

Mis hermanos:

Bernardo M. P., Eduardo M. I., Pascual M. P. y Hugo Alberto A. M., que en un saludo, una sonrisa y un consejo me entregaron su corazón entero. En días como el presente mi corazón extraña. Espero que el tiempo me permita verlos antes de cerrar mis ojos.

Mi familia:

Araceli Alvarado, Estefanía Montoya y Erick Lima, por ser la esencia que inspira mi camino, así como, por su cariño, paciencia y amor.

Mis amados abuelitos:

*Gregoria Rosas de Montoya y Arnulfo Montoya López†
Guadalupe Pérez de Moreno† y Pascual Moreno Iturbide*

Por su amor, consejos, paciencia y cariño en todas las etapas de mi vida.

Mis tíos y primos:

Familias: Montoya, Moreno, López, Rosas, Pérez, Iturbide.

Agradecimientos

Agradecer antes que una obligación constituye una oportunidad. Afortunadamente tengo mucho que agradecer, tengo grandes deudas familiares y de amistad, muchas de esas deudas son impagables y solo se corresponden con sincera gratitud desde lo más íntimo del corazón, por cada uno de los mensajes breves de apoyo.

Al M. en C. Alejandro Rodríguez Laguna por la oportunidad y el apoyo que me brindó para realizar este trabajo, y por su valiosa revisión del mismo.

A los integrantes del jurado Dra. Mercedes Rodríguez Villafuerte, Dr. Miguel Ángel Rodríguez Ávila, Dr. Luis Alberto Medina Velázquez, M. en C. Héctor Galván Espinoza, por sus valiosos comentarios y observaciones sobre este trabajo.

Al Instituto Nacional de Cancerología (INCan), en especial al Dr. Enrique Estrada Lobato por el apoyo y por las facilidades brindadas para desarrollar el trabajo en el Departamento de Medicina Nuclear.

Al M. en C. Flavio Ernesto Trujillo Zamudio por ser mi mentor inicial y el apoyo brindado para realizar este trabajo.

Al Dr. Luis Alberto Medina Velázquez por la oportunidad, por la confianza y por mi formación.

Mis profesores:

Por su apoyo, consejos y amistad me encaminaron para uno de mis más grandes logros, en especial: Dr. Juan Manuel Lozano Mejía†, Dr. Arturo Olvera Chávez, Dr. Luis Alberto Medina Velázquez, M. en C. Alejandro Rodríguez Laguna y M. en C. Flavio Ernesto Trujillo Zamudio. Gracias por escucharme, por su tiempo y su paciencia.

Mi Facultad de Ciencias:

Solo ella sabe el tiempo que me llevo el conquistarla, perdón miento, ella me conquisto primero para no desistir al esfuerzo, un amor que llevare en el fondo de mi corazón por siempre.

Al Instituto de Física (IF-UNAM):

Por los conocimientos que se me brindó y utilizaré para el bien del país.

Mi Universidad:

La Universidad Nacional Autónoma de México, en su espacio he vivido grandes momentos inconmensurables e invaluables de mi vida. Del cual estaré eternamente orgulloso. Gracias por tantos y buenos momentos vividos en tus instalaciones, como la educación y formación académica recibida.

A mis compañeros y amigos del Departamento de Medicina Nuclear del INCAN:

Edgar Gómez, Víctor Zúñiga, Gildardo Gámez, Armando Jiménez, Omar Balgañón, Zeferino Granados†, Sara Llanos, Antonio Manzo, Benjamín Reyes, Silvia Monterrubio, Osvaldo Morales, Mario Patiño, Ulises Martínez, Juan Pierzo, Irma Soldevilla, Berenice Pérez, les estoy enormemente agradecido por toda su ayuda y el apoyo que me brindaron.

A mis compañeros y amigos de investigación básica del INCAN:

Dra. Patricia García, Dra. Elena Arechaga, Dra. Jazmín Pérez, Dr. Luis Medina, Edith Mendoza, Itzel Torres, Josefina García, Lizbeth Martínez, Mariana Segovia, Paulina Mendoza, Victoria López, Yamilet Noriega, Alfonso Toro, Alfredo Herreras, Carlos Osornio, Carlos Nieto, Enrique Pérez, Francisco Jurado, Héctor Vázquez y Julio Mena, por sus consejos, por los buenos momentos y amistad sincera.

Al departamento de Radioterapia del INCAN, es especial a:

M. en C. Miguel Rodríguez Ponce y M. en C. Óscar Ángeles Zaragoza por la atención brindada y ayuda en actividades de investigación básica.

A mis compañeros y amigos de la licenciatura:

Alejandro, Cristina, David, Federico, Héctor, Jazmín, Martín, Mónica y Román, por sus consejos, grandes momentos y amistad sincera.

A mis incomparables amigos:

De los cuales soy muy afortunado, son tantos y no acabaría de nombrar, ellos lo saben de corazón. Por su ayuda, consejos y apoyo tanto en los buenos momentos como en malos tiempos. ¡Gracias por su amistad sincera e incondicional!

A mi gente:

Que me enseñó el sentido de la vida, con su amor y ejemplo me educaron con los más altos valores y principios. Agradezco el cariño y solidaridad de mis hermanos, el afecto y el apoyo de mis amigos. A los amigos y a otros que no están aquí pero que siempre confiaron en mí en todo momento.

Por último y no por eso menos importante: "A la vida, porque siempre fui afortunado, me brindo la oportunidad de conocer a tanta gente bonita, en especial a los ausentes que ya no tendré la oportunidad de volver a ver, pero siempre en donde quiera que me encuentre, llevare su esencia en todo mi ser"

Índice general

Índice	i
Introducción	1
Capítulo 1. Principios básicos de Medicina nuclear	
1.1 Medicina nuclear	3
1.1.1 Definición	3
1.2 Principios de funcionamiento de una cámara gamma (CG)	4
1.2.1 Colimadores	5
1.2.2 Cristal de centelleo	7
1.2.3 Tubos fotomultiplicadores (TFM)	7
1.2.4 Sistema de cómputo	9
1.2.4.1 Determinación de la posición de las emisiones gamma	9
1.2.4.2 Discriminación energética	9
1.2.4.3 Procesamiento digital	10
1.3 Principios del funcionamiento de una CG en la modalidad de tomografía	10
1.3.1 Tomografía computarizada de emisión de fotón único	10
1.3.2 Métodos de reconstrucción tomográfica	12
1.3.2.1 Retroproyección filtrada	12
1.3.2.2 Reconstrucción iterativa	16
1.3.2.3 Corrección de la atenuación	17
1.3.2.4 Sinograma	18
Capítulo 2. Parámetros de desempeño de una cámara gamma	
2.1 Parámetros de desempeño no tomográficos de una cámara gamma (CG)	20
2.1.1 Uniformidad	20
2.1.2 Resolución espacial	21
2.1.3 Tiempo muerto	23
2.1.4 Resolución energética	24
2.1.5 Sensibilidad	26

2.2	Parámetros de desempeño tomográficos de una CG	27
2.2.1	Uniformidad rotacional	27
2.2.2	Desplazamiento del centro de rotación (COR)	27
2.2.3	Contraste tomográfico	28
2.2.4	Uniformidad espacial tomográfica	29
2.2.5	Resolución espacial tomográfica	29

Capítulo 3. Diseño e implementación de un programa de aseguramiento de calidad para cámaras gamma

3.1	Aseguramiento de calidad para cámaras gamma (CG)	31
3.2	Equipos y materiales	33
3.2.1	Cámara gamma (CG)	33
3.2.2	Activímetro	34
3.2.3	Maniqués	35
3.2.3.1	Fuente puntual	35
3.2.3.2	Fuente extendida	35
3.2.3.3	Patrón rectangular de cuatro cuadrantes de barras paralelas	36
3.2.3.4	Maniquí de resolución temporal	36
3.2.3.5	Maniquí de tamaño de píxel	37
3.2.3.6	Fuente de disco	37
3.2.3.7	Maniquí del desplazamiento del centro de rotación (COR)	38
3.2.3.8	Maniquí tipo Carlson	38
3.3	Descripción del programa de aseguramiento de calidad (PAC) diseñado para CG	39
3.3.1	Pruebas generales	39
3.3.1.1	Inspección general	39
3.3.1.2	Verificación del activímetro	40
3.3.1.2.a	Prueba de reproducibilidad	40
3.3.1.2.b	Linealidad de la respuesta a la actividad	41
3.3.1.3	Verificación de la radiación de fondo	41
3.3.1.4	Filtración de radiación a través del blindaje (^{99m}Tc y ^{131}I).	42
3.3.2	Pruebas de desempeño no tomográficas	42
3.3.2.1	Uniformidad intrínseca	43
3.3.2.2	Uniformidad extrínseca	44
3.3.2.3	Resolución espacial intrínseca	45
3.3.2.4	Resolución espacial extrínseca (resolución del sistema)	46
3.3.2.5	Tiempo muerto	47
3.3.2.6	Resolución energética	48
3.3.2.7	Tamaño del píxel	49
3.3.2.8	Tasa máxima de conteo	50

3.3.2.9 Sensibilidad	51
3.3.3 Pruebas de desempeño tomográficas	52
3.3.3.1 Uniformidad intrínseca rotacional	53
3.3.3.2 Desplazamiento del centro de rotación (COR)	54
3.3.3.3 Tamaño absoluto del píxel	55
3.3.3.4 Uniformidad espacial tomográfica	56
3.3.3.5 Contraste y resolución espacial tomográfica	59
Capítulo 4. Análisis de resultados	
4.0 Pruebas de desempeño de cámaras gamma (CG)	60
4.1 Uniformidad intrínseca	60
4.2 Uniformidad extrínseca	66
4.3 Resolución espacial intrínseca	69
4.4 Resolución espacial extrínseca	71
4.5 Tiempo muerto	72
4.6 Resolución energética	73
4.7 Tamaño del píxel	75
4.8 Tasa máxima de conteo	76
4.9 Sensibilidad	78
4.10 Uniformidad intrínseca rotacional	81
4.11 Desplazamiento del centro de rotación (COR)	82
4.12 Tamaño absoluto del píxel	84
4.13 Uniformidad espacial tomográfica	85
4.14 Contraste y resolución espacial tomográfica	88
Conclusiones	90
Referencias	92
Apéndice A Generalidades de la radiación ionizante	
A.1 Estructura atómica y nuclear	A-1
A.2 Estructura del núcleo	A-2
A.3 Transformaciones nucleares	A-3
A.3.1 Principales tipos de transformaciones nucleares	A-3
A.3.1.1 Transformación beta negativa (β^-)	A-4
A.3.1.2 Transformación beta positiva (β^+)	A-4
A.3.1.3 Captura electrónica (CE)	A-5
A.3.1.4 Transición isomérica (TI)	A-5
A.4 Actividad	A-6
A.5 Ley del decaimiento radiactivo	A-7
A.6 Esquemas de decaimiento radiactivo	A-8

A.7 Interacción de la radiación ionizante con la materia	A-9
A.7.1 Efecto fotoeléctrico	A-9
A.7.2 Efecto Compton	A-10
A.7.3 Producción de pares	A-12
A.8 Importancia relativa de los tres tipos de interacciones	A-12

Apéndice B Formatos para la implementación del programa de aseguramiento de calidad para cámaras gamma

Formato F-01 Verificación e inspección del funcionamiento mecánico en el sistema	B-2
Formato F-02 Verificación de la radiación de fondo	B-3
Formato F-03 Verificación de filtración de la radiación a través del blindaje	B-4
Formato F-04 Verificación de la uniformidad intrínseca diaria	B-5
Formato F-05 Verificación de la uniformidad intrínseca mensual	B-6
Formato F-06 Verificación de la uniformidad extrínseca	B-7
Formato F-07 Verificación de la resolución espacial intrínseca	B-8
Formato F-08 Verificación de la resolución espacial extrínseca	B-9
Formato F-09 Verificación de la resolución temporal o tiempo muerto	B-10
Formato F-10 Verificación de la resolución energética	B-11
Formato F-11 Verificación del tamaño del pixel	B-12
Formato F-12 Verificación de la tasa máxima de conteo	B-13
Formato F-13 Verificación de la sensibilidad	B-14
Formato F-14 Verificación de la uniformidad rotacional	B-15
Formato F-15 Verificación del desplazamiento del centro de rotación	B-16
Formato F-16 Verificación del tamaño absoluto del pixel	B-17
Formato F-17 Verificación de la uniformidad espacial tomográfica	B-18
Formato F-18 Verificación del contraste y resolución espacial tomográfica	B-19

Índice de abreviaturas

Índice de abreviaturas

Analizador de altura de pulsos	AAP
Asociación Americana de Física Medica	AAPM
Asociación Nacional de Fabricantes Eléctricos de estados unidos	NEMA
Cámara gamma	CG
Campo de visión	FOV
Campo de visión central	CFOV
Campo de visión útil	UFOV
Captura electrónica	CE
Centro de rotación	COR
Dióxido de titanio	TiO ₂
Error medio cuadrático	RMS
Espectro suma	ES
Full width at half maximum (ancho total a la mitad del máximo)	FWHM
Instituto Nacional de Cancerología	INCan
Nivel de ruido	rms
Organismo internacional de Energía Atómica	OIEA
Organismo Mundial de salud	OMS
Programa de aseguramiento de calidad	PAC
Región de interés	ROI
Resolución del colimador	R _{col}
Resolución del sistema o resolución extrínseca	R _{sis}
Resolución energética	R _e
Resolución espacial intrínseca	R _{int}
Semestral	SM
Tamaño de píxel en la dirección horizontal	TPH
Tamaño de píxel en la dirección vertical	TPV
Tiempo muerto	τ
Tomografía computarizada de emisión de fotón único	SPECT
Tomografía por emisión de positrones	PET
Transición isomerica	TI
Tubo fotomultiplicador	TFM
Uniformidad diferencial	UD
Uniformidad integral	UI
Yoduro de sodio con impurezas de talio	NaI(Tl)

Introducción

En Medicina Nuclear más del 90% de los procedimientos realizados son con fines diagnósticos, en los que se adquieren imágenes planas o tomográficas. Se utilizan radionúclidos emisores de radiación gamma (γ) con energías desde 69 hasta 364 keV, o bien radionúclidos emisores de positrones, que generan fotones de aniquilación de pares con una energía de 511 keV (en el caso de la tomografía por emisión de positrones –PET-, que sale del alcance del presente trabajo). Esta radiación, al atravesar la materia produce en sus átomos, ionizaciones y excitaciones que sirven de base para su detección.

El diagnóstico en medicina nuclear se basa en imágenes con información metabólica, obtenidas mediante la detección de las radiaciones emitidas por los radionúclidos incorporados en el paciente. La detección, excluyendo PET, se realiza con sistemas conocidos como cámaras gamma (CG). Éste es un instrumento diseñado para producir imágenes bidimensionales (gammagrafías) o tridimensionales (tomografía computarizada de emisión de fotón único, SPECT del inglés Single Photon Emission Computed Tomography) de la biodistribución espacial y temporal de un radionúclido incorporado dentro de un volumen de interés.

Para generar imágenes clínicamente confiables y de alta calidad, es indispensable que las CG funcionen óptimamente. Por lo anterior, es necesaria su supervisión periódica a través de un programa de aseguramiento de calidad (PAC).

El Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) define *el aseguramiento de calidad* como: "medidas específicas que verifican que un aspecto particular sea satisfactorio". Y en el que se debe reportar cualquier deterioro o sospecha de deterioro, para efectuar las calibraciones necesarias, a fin de corregir el funcionamiento anormal de los equipos.

La finalidad de las pruebas de aseguramiento de calidad es detectar cambios en el rendimiento de los sistemas que puedan degradar la exactitud de las imágenes clínicas, que conduzcan a diagnósticos erróneos.

Existen tres tipos de pruebas de aseguramiento de calidad: pruebas de aceptación, pruebas de estado y pruebas de constancia. Las pruebas de aceptación tratan de demostrar que el equipo cumple las especificaciones del contrato de compra, las especificaciones de fabricación del

equipo y las exigencias legales aplicables en cada país. Una prueba de estado es un control realizado, generalmente, midiendo parámetros técnicos, con el objetivo de establecer un estado de referencia de un equipo o componente en un momento dado. Las pruebas de constancia se inician partiendo siempre de un valor de referencia de un parámetro medido en las pruebas de aceptación o de estado. Si los resultados no difieren de las pruebas de aceptación, entonces el equipo puede seguir siendo utilizado, de lo contrario, deben realizarse acciones correctivas antes de que el equipo se utilice.

A pesar de la importancia de los PAC en medicina nuclear, no son una práctica consolidada en nuestro país. Lo anterior puede deberse a la falta de normas oficiales que obliguen a la realización de éstos, así como a la falta de recursos humanos capacitados.

El objetivo de este trabajo es presentar una propuesta de un PAC para CG e implementarlo en el Departamento de Medicina Nuclear del Instituto Nacional de Cancerología.

Esta propuesta se basa en recomendaciones del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), la Asociación Americana de Física Médica (AAPM) y la Asociación Nacional de Fabricantes Eléctricos de Estados Unidos (NEMA), principalmente.

El *Capítulo 1* describe los principios básicos de la medicina nuclear, los principios de funcionamiento de una CG en las modalidades planar y tomográficas.

En el *Capítulo 2* se presenta una descripción de los parámetros de desempeño de una CG.

En el *Capítulo 3* se describe el PAC propuesto, los objetivos, la justificación y la estructura del protocolo implementado. Se describen los equipos, materiales y métodos empleados. Se proponen los criterios de aceptación para cada una de las pruebas aplicadas.

En el *Capítulo 4* se presentan los resultados y su análisis. Finalmente se presentan las conclusiones originadas en este trabajo.

Adicionalmente, en el *Apéndice A* se presenta una breve revisión sobre los conceptos mínimos necesarios, relacionados con la física de radiaciones que intervienen en este trabajo. En el *Apéndice B* se presentan los formatos para la implementación del PAC.

Se espera que este programa contribuya a promover la cultura del aseguramiento de calidad en medicina nuclear. Esta propuesta puede ser utilizada para desarrollar PAC similares en otras instalaciones y puede fungir como un antecedente para la propuesta de una norma oficial mexicana al respecto.

Capítulo 1. Principios básicos de medicina nuclear

1.1 Medicina nuclear

Esta sección tiene como referencias principales a [Cherry, 2003], [Powsner, 2006] y [Thrall, 2002].

1.1.1. Definición

La medicina nuclear diagnóstica es la especialidad que utiliza radionúclidos emisores de radiación gamma (γ), la cual al atravesar la materia produce en sus átomos ionizaciones y excitaciones, estos fenómenos sirven como base para su detección. El diagnóstico en medicina nuclear se basa principalmente en imágenes funcionales¹, obtenidas a partir de la detección de la radiación gamma emitida por los *radiofármacos* (que han sido incorporados en el paciente) con la ayuda de sistemas de detección y formación de imágenes, entre los que se encuentran las cámaras gamma (CG).

Un *radiofármaco* es un compuesto radiactivo utilizado para la formación de imágenes cuyo comportamiento biológico pretendemos seguir, de modo que su ubicación pueda ser determinada a partir de la radiación ionizante que emite; consta de dos componentes, un radionúclido y un compuesto (fármaco) que es marcado y que actúa como vehículo transportador del radionúclido hasta el tejido u órgano que desea ser investigado. Las principales características deseables de un radiofármaco de uso diagnóstico son: 1) no ejerza un efecto farmacológico sobre el organismo (traza), 2) que minimice la dosis recibida por el paciente, 3) posea la habilidad para detectar lesiones en función de su concentración diferencial en regiones de interés, 4) sea seguro en su manejo y 5) posea un factor costo-beneficio adecuado [Thrall, 2002].

Los principales radionúclidos utilizados en medicina nuclear se enlistan en la Tabla A.1 del apéndice A. Estos son generados por diversos métodos: (1) *Mediante aceleradores de partículas*, como el ciclotrón, en el que se bombardean núclidos estables con partículas cargadas; entre los radionúclidos producidos por este método se pueden mencionar los siguientes: ²⁰¹Tl, ⁶⁷Ga, ¹¹¹In, ¹⁸F y ¹⁵O. (2) *Mediante reactores nucleares*, a partir de dos procesos de generación: la fisión

¹ Las imágenes funcionales se caracterizan por aportar información sobre el funcionamiento de los diferentes órganos o sistemas: algún rasgo de su metabolismo, su perfusión sanguínea, su capacidad para acumular ciertas sustancias, entre otras.

nuclear y la activación neutrónica. *La fisión nuclear* consiste en la ruptura espontánea o inducida de núcleos atómicos pesados (como el ^{235}U) en dos núcleos más pequeños; el ^{99}Mo y el ^{131}I son generados mediante este proceso. *La activación neutrónica* involucra la captura de neutrones en los núcleos estables; la producción de ^{32}P , ^{51}Cr , ^{125}I y ^{153}Sm son ejemplos de los generados por este proceso. (3) Mediante *generadores de radionúclidos específicos*, que aprovechan la ventaja de algunos radionúclidos de tener núclidos padres con una vida media relativamente larga; el generador de $^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$ es el más utilizado, contiene una cantidad suficiente de ^{99}Mo , cuya vida media es de 67 h, para producir y coleccionar periódicamente suficiente $^{99\text{m}}\text{Tc}$ durante una semana [Rodríguez, 2008].

Aproximadamente el 90% de los radiofármacos utilizados, con fines diagnósticos son compuestos marcados con $^{99\text{m}}\text{Tc}$, la importancia de este radionúclido se debe a que es un emisor γ puro, tiene una vida media corta (6 horas) y al presentar una elevada reactividad química se une fácilmente con diversos compuestos.

1.2 Principios de funcionamiento de una cámara gamma (CG)

Esta sección presenta una breve descripción de los procesos físicos que intervienen en cada uno de los componentes de una CG. El contenido tiene como referencia principal [Armes, 1992], [Cherry, 2003] y [Trujillo, 2006].

Una CG es un sistema diseñado para procesar y producir imágenes bidimensionales y tomográficas de la biodistribución espacial y temporal de las emisiones de radiación gamma de un radiofármaco, que escapan de un volumen de interés [Cherry, 2003].

La CG está constituida de cuatro componentes básicos (véase la *Figura 1.1*): (1) Los colimadores, (2) el cristal de centelleo, (3) los tubos fotomultiplicadores (TFM) y el (4) sistema de cómputo de adquisición y procesamiento de imágenes. A continuación se describe brevemente cada uno de estos componentes.

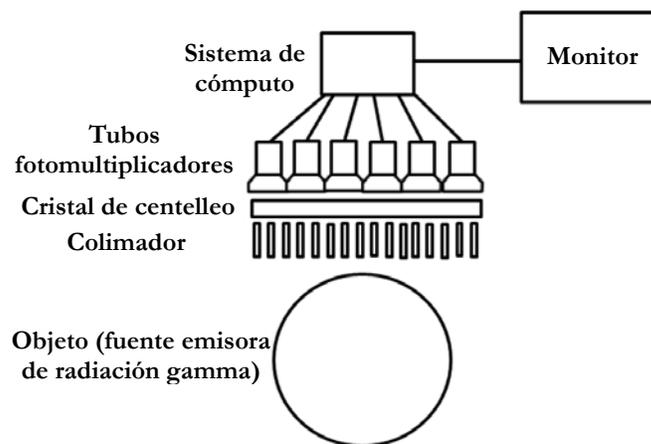


Figura 1.1. Esquema de los principales componentes de una CG.

1.2.1. Colimadores

La función de los colimadores es realizar la discriminación física de la radiación gamma emitida desde el paciente, permitiendo que lleguen al cristal detector solamente los fotones gamma que viajan en una dirección específica, definida por los orificios que lo forman. En el diseño de un colimador existe un compromiso entre la resolución espacial de las imágenes que genera y la eficiencia de detección (sensibilidad) del mismo². Entre mejor resolución espacial se pretenda lograr, se tendrá una menor eficiencia de detección y viceversa. Para optimizar el diseño se varía el tipo de material (generalmente construidos de plomo o tungsteno), el grosor de las paredes de los orificios (o septas), el tamaño, número, forma y longitud de los orificios. Existen cuatro tipos de colimadores: (1) de orificios paralelos, (2) de orificios convergentes, (3) de orificios divergentes y (4) de orificio único llamados colimadores pinhole (véase la Figura 1.2).

Los colimadores de orificios paralelos son los más utilizados, proyectan una imagen en tamaño real de la distribución de los radiofármacos. Los colimadores de orificios convergentes generan imágenes amplificadas no invertidas de la distribución de la fuente. Los colimadores de orificios divergentes generan imágenes reducidas no invertidas. El colimador de pinhole consiste de una pieza cónica con un orificio de algunos milímetros en su vértice, produce una imagen invertida y ampliada de la fuente de radiación.

En la *Tabla 1.1* se muestran algunas características de desempeño de los diversos colimadores de orificios paralelos disponibles para la CG Siemens modelo e.cam[®].

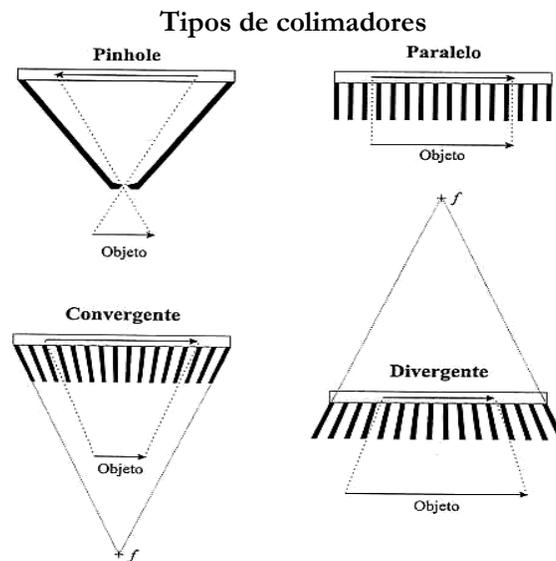


Figura 1.2. Esquemas de los diferentes tipos de colimadores para CG.

² La *resolución espacial* es la capacidad de un sistema para distinguir en una imagen, dos objetos pequeños y cercanos, como dos entidades independientes. La *eficiencia de detección (sensibilidad) del colimador* se define como la fracción de la radiación que incide sobre el colimador y logra atravesarlo, alcanzando al detector.

El grosor de las septas de un colimador (*Figura 1.3.*), determina la capacidad para atenuar y colimar los fotones de una energía específica. Los colimadores, con respecto al grosor de sus septas, se clasifican en colimadores de baja, media y alta energía. Los colimadores son diseñados con una penetración septal menor que el 5%, esto es, las septas tienen la capacidad de atenuar el 95% o más de la radiación que incide sobre éstas. Asimismo, los colimadores pueden clasificarse de acuerdo a su desempeño en resolución espacial y sensibilidad. Existen colimadores de alta resolución (baja sensibilidad), alta sensibilidad (baja resolución), todo propósito (resolución y sensibilidad intermedia), y ultra alta resolución (muy baja sensibilidad) [Rodríguez, 2008].

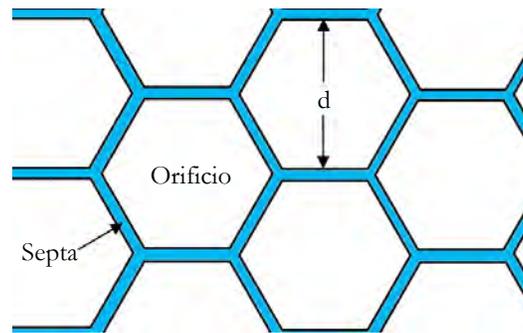


Figura 1.3. Esquema de un colimador de orificios paralelos.

Tabla 1.1. Características de los colimadores de orificios paralelos disponibles para los equipos e.cam® de Siemens. [Siemens, 2006].

Colimador	Energía baja-sensibilidad alta	Energía baja-todo propósito	Energía baja-resolución alta	Energía baja-ultra alta resolución	Energía media	Energía alta
Radionúclido		^{99m}Tc			^{67}Ga	^{131}I
Número de orificios (x 1000)	28	90	148	146	14	8
Longitud de los orificios (mm)	24.05	24.1	24.05	35.8	40.64	50.8
Sensibilidad a 10 cm (cpm/ μCi) ¹	1020	330	202	100	310	135
Resolución geométrica a 10 cm (mm)	14.6	8.3	6.4	4.6	10.8	12.6
Resolución del sistema a 10 cm (mm) ¹	15.6	9.4	7.4	6.0	12.5	14.5
Penetración septal (%)	1.5	1.9	1.5	0.8	1.2	3.5
Masa (kg)	18.9	22.1	20.4	25.2	61.8	111.1

¹ Valores medidos de acuerdo con la publicación UN-1 2001 de NEMA utilizando cristales de 3/8" (9.5 mm).

1.2.2. *Cristal de centelleo*

La función del cristal de centelleo es transformar la energía de los fotones incidentes en fotones de luz. Los fotones gamma incidentes transfieren su energía en interacciones fotoeléctricas o Compton al cristal de centelleo, cada uno de los electrones producidos por la interacción a su vez depositan su energía en el mismo cristal, excitando a otros electrones que se desexcitan emitiendo fotones de luz. La eficiencia de producción de fotones luminosos mejora mediante la introducción de impurezas que actúan como activadores, al permitir determinados niveles de energías en la banda prohibida del cristal. La eficiencia de un cristal de centelleo es el porcentaje de energía depositada que se convierte en fotones de luz [Trujillo, 2005b].

El cristal es traslúcido, pero con el envejecimiento o debido a la humedad puede perder parcial o totalmente esa propiedad, ocasionando el deterioro de la capacidad de emisión. Otra de sus características es su fragilidad, que aumenta a medida que aumenta el tamaño y la inestabilidad de la temperatura, recomendándose variaciones menores que 5°C/h a través de una climatización adecuada que incluya deshumidificadores. Los cristales más empleados son de yoduro de sodio con impurezas de talio (NaI(Tl)), los átomos dispersos de talio en el cristal mejoran la respuesta a los fotones gamma, el NaI(Tl) es poco eficiente para detectar energías mayores que 200 keV. El desempeño de este cristal es óptimo para energías cercanas a los 140 keV. Si la energía de los fotones emitidos por el radionúclido es menor, la probabilidad de absorción en los tejidos es mayor, lo que ocasiona un incremento en la dosis recibida por el paciente sin contribuir significativamente con las interacciones con el cristal; si la energía de emisión es mayor, la probabilidad de interacción en el cristal disminuye, resultando en una pobre eficiencia de detección [Trujillo, 2006].

Los cristales de NaI(Tl) de una CG moderna tienen un área típica de 60 x 40 cm² y un grosor entre 1/4 o 3/8 de pulgada (6.35 mm o 9.52 mm, respectivamente). Los primeros tienen mejor resolución espacial que los segundos para los rayos gamma de baja energía (^{99m}Tc), sin embargo, son más frágiles y tienen una menor eficiencia de detección para fotones de energías mayores. A mayor espesor del cristal, mejor será su eficiencia y la sensibilidad (mayor número de fotones son absorbidos por el cristal), pero también menor será la resolución espacial porque la luz producida en el cristal puede alejarse más del lugar donde se originó antes de llegar a los TFM, en caso contrario, en los cristales más delgados presenta menor sensibilidad (mayor cantidad de fotones emitidos escapan del cristal). Los cristales absorben la humedad de la atmosfera, razón por la cual se encuentran en el interior de un empaque de aluminio sellado herméticamente para protegerlos de la humedad, y rodeados de un material altamente reflejante como el dióxido de titanio (TiO₂) que permite optimizar la reflexión de la luz de centelleo hacia los TFM.

1.2.3. *Tubos fotomultiplicadores (TFM)*

Los fotones de centelleo procedentes del cristal pasan a un conjunto de TFM cuya función es

transformarlos en electrones y acelerarlos hacia un conjunto de dinodos para producir multiplicación electrónica (pulsos de corriente eléctrica). La interfaz óptica (gel transparente) entre el cristal y el TFM está formada por un material cuyo índice de refracción sea lo más parecido al del cristal al que va acoplado, con el propósito de reducir al máximo las pérdidas por reflexión [Halama, 2003].

Cuando un fotón de luz llega al fotocátodo, se desprende un electrón por efecto fotoeléctrico, con una eficiencia cuántica (probabilidad de escape de un electrón del fotocátodo a partir de su interacción con un fotón de luz) aproximada entre el 20% y el 30%. Este electrón es acelerado hacia placas llamadas dinodos (electrodos metálicos, progresivamente de mayor carga positiva que el anterior, cuyo voltaje está controlado mediante una red resistiva), que al chocar provoca el desprendimiento de más electrones, los cuales son acelerados hacia un segundo dinodo que se encuentra a un potencial eléctrico más positivo que el primero. Este proceso se repite varias veces, de modo que ocurre una multiplicación de electrones secundarios mediante un proceso de avalancha con un factor multiplicativo entre 10^5 y 10^6 hacia el ánodo. La amplitud del pulso eléctrico final es proporcional al número de fotones de luz incidente en el TFM, que a su vez es proporcional a la energía de la radiación gamma incidente; este pulso eléctrico es amplificado y procesado por un analizador de altura de pulso (AAP). Cuando el cristal es sometido a un campo uniforme de radiación, cada TFM debe tener las mismas características de amplificación y operación, y debe responder con una corriente eléctrica de una misma magnitud [Powsner, 2006] y [Riboldi, 2003].

La *Figura 1.4* muestra el esquema de un TFM. Las flechas muestran una avalancha de electrones, indicando el camino recorrido por el fotoelectrón, desde el fotocátodo pasando por los dinodos hasta el ánodo, donde se observa la multiplicación electrónica.

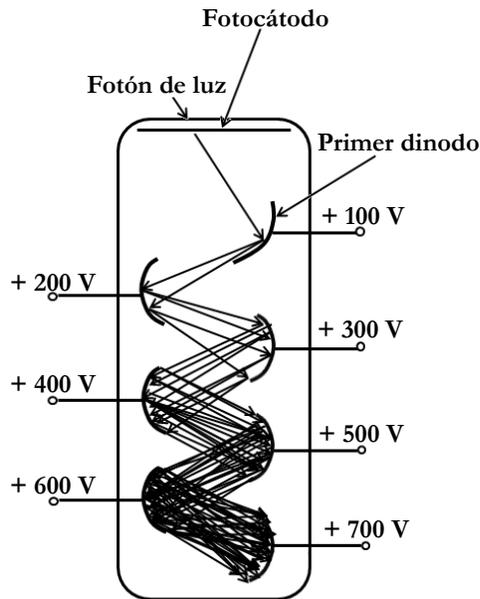


Figura 1.4. Esquema de operación de un TFM.

1.2.4. Sistema de cómputo

1.2.4.1 Determinación de la posición de las emisiones gamma

El conjunto de TFM, junto con su electrónica asociada, permite determinar la posición de la emisión de los fotones incidentes. A cada TFM se le asigna un factor de ponderación, mientras más alejado se encuentre de la línea central respecto al centro del cristal, mayor será este factor; los factores de ponderación negativos se usan para los TFM que se encuentran a la izquierda de la línea central y los factores de ponderación positivos para los de la derecha. El detector requiere una ubicación bidimensional, tal que, la posición en la otra dirección se calcula de forma similar. Los factores de ponderación se logran mediante una red de resistencias y capacitores que forman el circuito de cálculo de posición en las dos señales distintas y con su respectiva posición sobre los ejes.

1.2.4.2 Discriminación energética

No todos los rayos gamma que alcanzan el cristal, atravesando el colimador, viajaron en línea recta desde un punto de emisión, ya que debido a la dispersión Compton, los fotones pueden cambiar su dirección original. Una vez que el rayo gamma se dispersa, ya no es posible determinar de qué parte del paciente fue originalmente emitido. Cuando un rayo gamma se dispersa, pierde una fracción de su energía. El propósito de la discriminación de energía, realizada por el AAP de corriente eléctrica (pulso eléctrico cuya amplitud es proporcional a la energía del fotón gamma incidente), es rechazar los fotones gamma que alcanzan el cristal con una energía menor que la propia del radionúclido emisor, y que en consecuencia han perdido la información sobre la posición de emisión inicial [Burle, 1989] y [Powsner, 2006].

El AAP consta de dos discriminadores, uno para pulsos más altos que un límite superior y otro para aquellos más pequeños que un límite inferior. La diferencia de energía entre el límite superior y el inferior es llamada *ventana del analizador o ventana de energía*. Sólo se procesan y se visualizan aquellos rayos gamma cuya energía detectada se encuentre por encima del umbral inferior y por debajo del umbral superior de la ventana de energía. Los pulsos de carga producidos en el dispositivo detector son recibidos en un preamplificador cuyo objetivo es entregar una señal de voltaje, la cual es llevada al amplificador. La función del amplificador es modificar la forma de los pulsos e incrementar el tamaño de la señal entregada por el preamplificador [Rodríguez, 2008].

La discriminación de energía, se logra definiendo una ventana de energía de aceptación con un ancho típico del 20%, centrada en el fotopico, que es la estructura principal en un espectro de energía y que corresponde a los pulsos eléctricos generados a partir de las interacciones fotoeléctricas en el centellador, en las que toda la energía de los fotones gamma es impartida al medio. Para la generación de una imagen se registran aquellos fotones gamma que no han sufrido dispersión en el paciente (es decir, fotones primarios), aunque también hay contribución de fotones dispersados normalmente a ángulos pequeños y cuya energía es

cercana a la de los fotones primarios. Por ejemplo, para el ^{99m}Tc se usa una ventana de 20% centrada en 140 keV, lo que significa que únicamente los fotones gamma con energías entre 126 y 154 keV son utilizados para la formación de imágenes.

1.2.4.3 Procesamiento digital

La imagen digital que se genera está formada por elementos discretos llamados *píxeles*³, que componen una matriz, que integran la gammagrafía.

Para cada pulso Z (en donde Z es proporcional a la energía del fotón detectado), que es aceptado por el AAP, se agrega una cuenta a la localización (x, y) determinada por el circuito de posicionamiento. Los datos son almacenados en una matriz de dos dimensiones. Cada posición en la matriz corresponde a un píxel dentro de la imagen que tiene asignada una localización única formada por una columna y una fila específica. Los formatos de matriz utilizados son de 64 x 64, 128 x 128, 256 x 256, y 1024 x 1024 píxeles. A medida que el número de píxeles es mayor, el tamaño de éstos se reduce para un campo de vista determinado y de esta forma, se preserva mejor la resolución de la imagen. Un byte (8 bits) consiste de un número máximo de almacenamiento en un píxel de 256 (2^8) cuentas. Si se utilizan dos bytes (16 bits), el número máximo de almacenamiento en un píxel es 65,536 (2^{16}) cuentas. La variabilidad de la resolución del contraste está determinada por el número de bits requeridos por píxel. La alta resolución del contraste en una imagen requiere más bits por píxel [Burle, 1989].

1.3 Principios del funcionamiento de una CG en la modalidad de tomografía

En esta sección se presenta una descripción del funcionamiento tomográfico, la reconstrucción tomográfica, la corrección por atenuación y la corrección de movimiento en una CG. La referencia principal es la publicación No. 6/1394 del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) [IAEA, 2009], el cual presenta las recomendaciones más recientes de controles de calidad para sistemas tomográficos.

1.3.1 Tomografía computarizada de emisión de fotón único

Una CG con fines de uso tomográfico es similar a una CG plana, pero con dos características adicionales. 1) El detector está diseñado de modo que gire paso a paso o de forma continua alrededor del paciente para adquirir imágenes múltiples. 2) Está equipada con un procesador que integra las imágenes múltiples, para generar una reconstrucción tridimensional de la distribución de un radiofármaco.

La tomografía computarizada de emisión de fotón único (*SPECT-Single Photon Emisión Computed Tomography*), consiste en obtener la distribución tridimensional de un radiofármaco, a

³ Un *píxel* es la menor unidad homogénea en color que forma parte de una imagen digital. Los píxeles aparecen como pequeños cuadrados en color, en blanco o en negro, o en matices de gris.

partir de imágenes bidimensionales obtenidas desde diversas orientaciones y aplicando métodos matemáticos de reconstrucción tomográfica [Todd, 1983].

La *Figura 1.5* muestra el modo en que el detector gira alrededor del paciente para adquirir múltiples proyecciones.

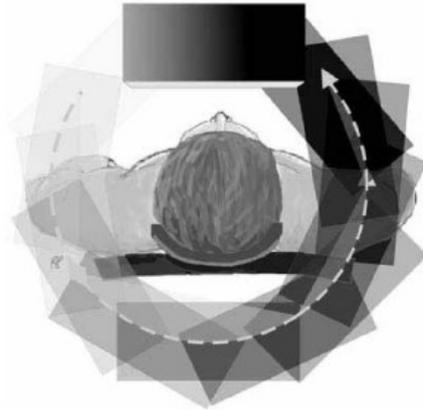


Figura 1.5. Imagen que muestra diversas proyecciones para generar una imagen tomográfica [Powsner, 2006].

En una adquisición tomográfica es necesario establecer el número de imágenes (proyecciones) en el arco de giro, que puede ser de 180 o 360°, el tiempo de adquisición de cada proyección, o bien, en número de cuentas por proyección. Asimismo, es necesario elegir entre la modalidad paso y disparo (*step and shoot*) o la adquisición continua. En la primera, una vez que el detector se coloca en una posición determinada inicia la adquisición y se detiene para que el detector alcance una nueva, y así sucesivamente.

También es posible elegir entre dos orbitas para realizar las adquisiciones: 1) Órbita circular, en la que el detector gira con un radio fijo. 2) Órbita de autocontorno, donde el radio de giro es variable con la finalidad de que el detector se encuentre lo más próximo a la superficie del paciente [Todd, 1983].

La *Figura 1.6* muestra los cortes que se pueden obtener a partir de una reconstrucción tomográfica. Se pueden visualizar cortes axiales⁴, sagitales⁵, coronales⁶ y oblicuos⁷ a través del objeto, esencialmente por reordenamiento de los datos. Los planos axial, sagital y coronal son ortogonales.

⁴ El plano axial también conocido como plano transversal: es el plano perpendicular al eje de rotación, asimismo pasa de manera perpendicular por el eje longitudinal del cuerpo del paciente.

⁵ El plano sagital: es el plano paralelo al eje de rotación y que pasa por las partes anterior-posterior del paciente.

⁶ El plano coronal: es el plano paralelo al eje de rotación (generalmente es paralelo al detector) y que pasa por las partes izquierda a derecha del paciente.

⁷ El plano oblicuo se construye a partir de los planos axiales, sagitales o coronales, extendiéndose en ángulo con respecto a la combinación asignada.

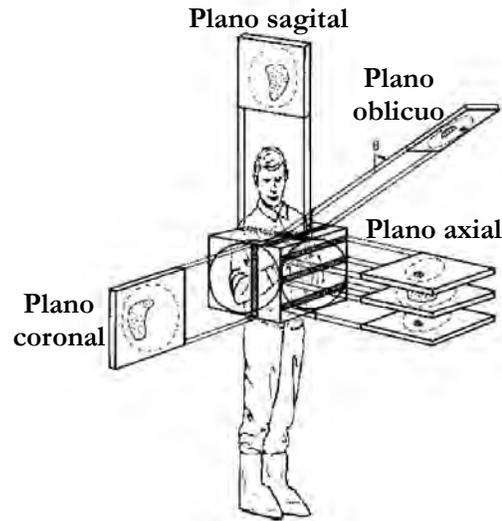


Figura 1.6. Esquema de los planos axial, sagital, oblicuo y coronal, que pueden ser obtenidos a partir de una tomografía.

1.3.2 Métodos de reconstrucción tomográfica

En el procesamiento de datos, existen actualmente dos métodos principales para la reconstrucción tomográfica: 1) La retroproyección filtrada y 2) La reconstrucción iterativa.

1.3.2.1 Retroproyección filtrada

La *Figura 1.7* esquematiza la técnica de retroproyección. En la *Figura 1.7.A*, la matriz de 1 x 5 píxeles puede ser considerada como una proyección de una adquisición tomográfica. El proceso de retroproyección consiste en asignar el valor de cada columna de la proyección a lo largo de la columna correspondiente en una matriz en blanco, en este caso de 5 x 5 píxeles, de tal manera que el valor en cada única columna sea el mismo. En la *Figura 1.7.B* se muestra cómo se repite el procedimiento para una nueva proyección, en este caso representada por la matriz de 5 x 1 píxeles. De la misma manera que en la primera proyección, el valor del píxel de cada fila de la proyección, es asignado a lo largo de la fila correspondiente de la matriz de 5 x 5, sumando cada valor a los valores ya existente resultantes de la primera proyección. Aumentando el número de proyecciones que son retroproyectadas, la distribución generada se aproxima más a la distribución real. En la *Figura 1.7.C* se esquematiza la reconstrucción de una fuente de disco, a partir del método de retroproyección. De izquierda a derecha, el número de proyecciones utilizadas para el procedimiento, va en aumento. Se observa que el disco se reconstruye de forma inexacta y presentándose ruido en la imagen y un artefacto conocido como “estrella”.

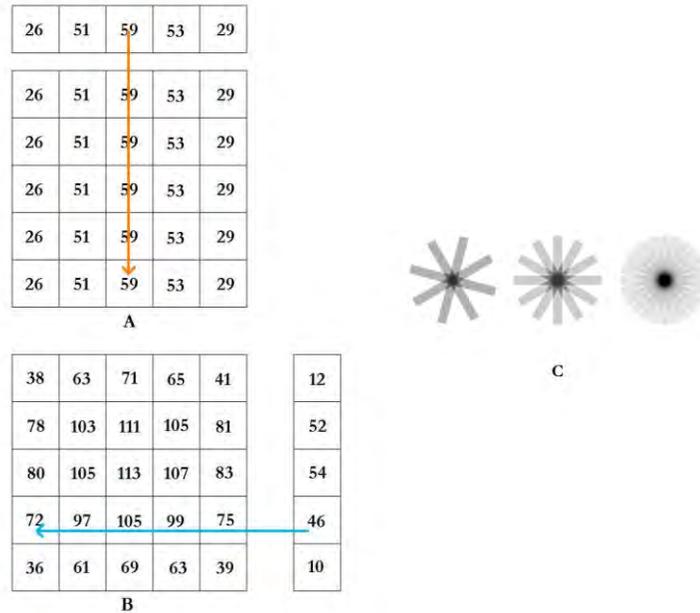


Figura 1.7. A) Esquema de una matriz de 1 x 5 píxeles considerada como una proyección de una adquisición tomográfica. B) Esquema del procedimiento de retroproyección, en ella se repite el procedimiento para una nueva proyección para una matriz de 5 x 1 píxeles. C) Se esquematiza la reconstrucción de una fuente de disco por el método de retroproyección, el número de proyecciones utilizadas para el procedimiento, va en aumento.

En la imagen generada, parte de la información corresponde a la imagen real, y la otra parte se conoce como *ruido*, que son datos extraños que no tienen relación directa con la imagen real y reducen la calidad de la misma [Powsner, 2006]. La dispersión de fotones, la variación estadística en la emisión radiactiva y en su interacción con la materia, las diferencias de las ganancias de los TFM, y las fluctuaciones aleatorias electrónicas se encuentran entre las fuentes de ruido. El ruido se reduce optimizando la colimación, aumentando el tiempo de adquisición, el diseño de los circuitos, y la aplicación de distintos tipos de algoritmos.

En particular, para reducir el ruido y el artefacto de “estrella”, se utilizan filtros, que son operaciones que se aplican a los píxeles de una imagen digital para mejorarla, enfatizar cierta información o conseguir un efecto especial en ésta. El filtrado puede realizarse en el “dominio espacial” por ejemplo aplicando filtros de suavizado. Sin embargo, se ha comprobado que el filtrado en el “dominio de frecuencias” es el que ofrece mejores resultados. Para comprender este último procedimiento, es necesario saber que la distribución de cuentas a través de una imagen puede ser expresada por un espectro de frecuencias espaciales, dadas en ciclos por centímetro o ciclos por píxel. El primer paso es representar un objeto como la suma de ondas sinusoidales en ciclos por píxel y no como una distribución de pequeños puntos que referimos usualmente como una imagen en el dominio espacial.

En la *Figura 1.8*, se muestra el uso de ondas sinusoidales para representar el par de rectángulos que se muestran en la parte superior de la columna C, en la segunda fila se observa la aproximación de los datos originales utilizando una onda sinusoidal, las subsecuentes columnas muestran el proceso de adición secuencial de ondas sinusoidales para mejorar la aproximación de las ondas cuadradas que representan la función del objeto original. Entonces la imagen original puede ser representada en el dominio de frecuencias mediante un espectro de frecuencias en el que se indica la amplitud de las ondas utilizadas para cada frecuencia. El método utilizado para transformar datos del dominio espacial al de frecuencias se conoce como transformada de Fourier.

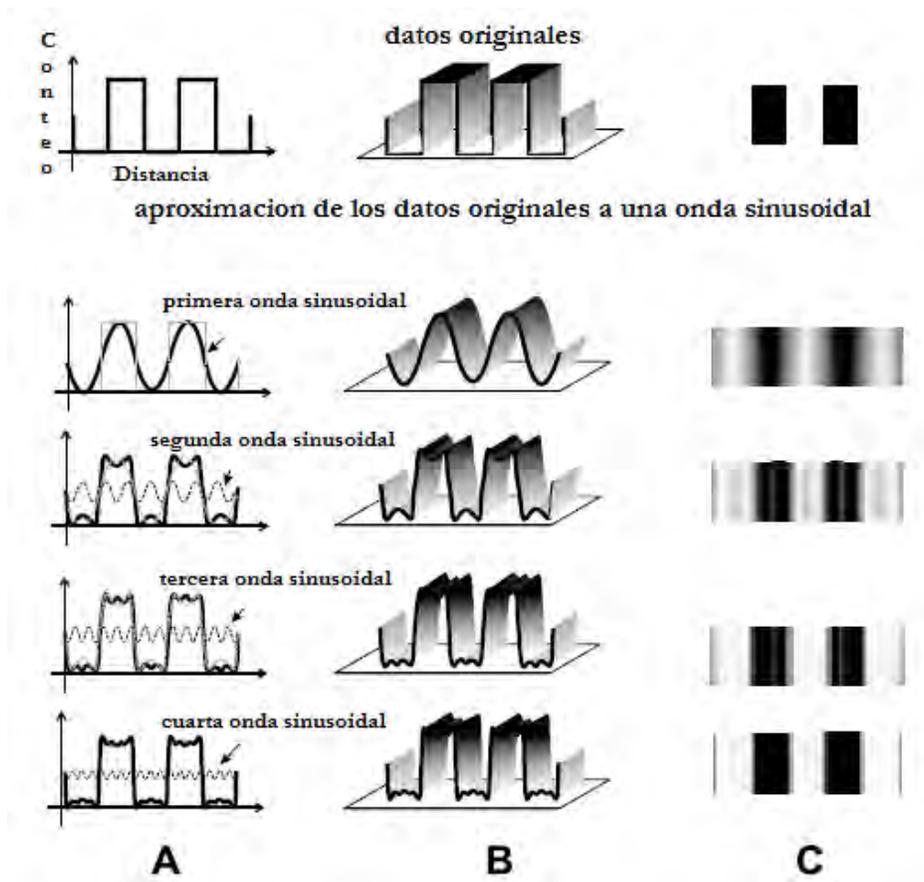


Figura 1.8 El uso de ondas sinusoidales para representar una imagen [Powsner, 2006].

La amplitud de la onda en cada frecuencia describe ahora la nueva imagen. Al orden de las amplitudes de las ondas en cada frecuencia se llama *espectro de frecuencias* (véase la *Figura 1.9*).

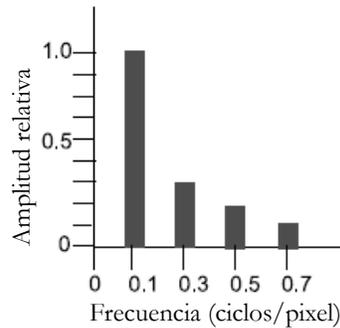


Figura 1.9 Espectro de frecuencias.

Una vez que la imagen ha sido representada en el dominio de frecuencias, es posible aplicar filtros cuya función es eliminar frecuencias de manera diferencial. En la *Figura 10.A* se observa la contribución en el dominio de frecuencias de la señal real, del ruido y del artefacto estrella. En las *Figuras 10.B, 10.C y 10.D*, se esquematiza como la aplicación de diferentes filtros eliminan la contribución de frecuencias elegidas. Por ejemplo, el filtro tipo rampa elimina frecuencias bajas y medias sin afectar las frecuencias altas. En cambio, el filtro pasa bajas (low pass filter) elimina frecuencias altas y no afecta las frecuencias bajas.

El uso de filtros pasa bajas, muestra como resultado una imagen con bordes poco definidos y pérdida de detalles. Un filtro pasa altas acentúa los bordes y retiene los detalles más finos, pero puede producir una imagen con un aspecto granuloso, causada por el ruido de alta frecuencia. El filtro tipo rampa, llamado así por su forma en el dominio de frecuencias, sirve para reducir bajas y medianas frecuencias de ruido. En medicina nuclear los datos registrados tienen fluctuaciones estadísticas muy importantes (es decir, tienen mucho ruido). Por eso no se usa normalmente el rampa, sino otros filtros cuya forma proviene de un rampa modificado entre los que se pueden mencionar los siguientes: Hann, Hamming, Butterworth, Weiner, y Parzen [Powsner, 2006].

La selección óptima del filtro, depende de las características de los datos y de las preferencias del usuario. En general, un filtro de pasa altas se recomienda al tener un número mayor de datos, mientras que un filtro pasa bajas o filtro de suavizado, se sugiere utilizarlo al tener un pequeño número de conteo. Con respecto a las preferencias, a algunos usuarios les gusta el suavizado, el cual muestra las imágenes menos detalladas, mientras que otros están dispuestos a tolerar la presencia aparente granulada tras el uso de un filtro de pasa altas para conservar los detalles más finos de la señal de datos.

Una vez que la imagen ha sido filtrada, se aplica la transformada inversa de Fourier para representar nuevamente al objeto en el dominio espacial.

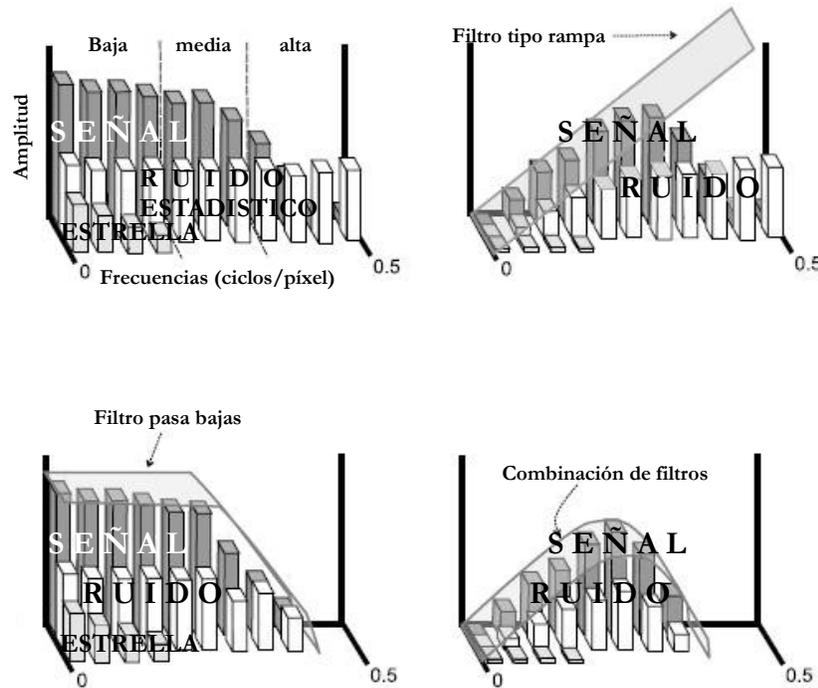


Figura 1.10 Efecto de la aplicación de un filtro de rampa, un filtro pasa bajas, y una combinación de filtrado sobre la señal, al ruido estadístico y artefactos de estrella [Powsner, 2006].

1.3.2.2 Reconstrucción iterativa

La técnica *iterativa*, también llamada *algebraica*, fue una de las primeras aplicadas para la reconstrucción de imágenes tomográficas. Fue casi totalmente reemplazada por las técnicas de retroproyección ya que requería demasiado tiempo computacional, pero actualmente con la disponibilidad de equipos de cómputo de mayor capacidad está siendo cada vez más utilizada dado que brinda mejor calidad de imagen y la cuantificación es más exacta. El método de retroproyección, basado en las frecuencias espaciales, brinda un método de reconstrucción muy eficiente pero asume que los datos son proyecciones simples. Al estar presentes siempre otros efectos como la atenuación, la dispersión y ruido estadístico, estos métodos son susceptibles de crear artefactos.

El método de reconstrucción iterativa toma en cuenta todas estas variables. La clave de la reconstrucción iterativa es una buena comprensión del proceso de recolección de datos de forma que pueda ser modelado en la computadora. El método iterativo está basado en una serie de aproximaciones secuenciales. Comienza con una retroproyección simple que genera una primera imagen reconstruida. Luego se re proyectan los datos de esa imagen, desde la matriz de reconstrucción hacia las matrices de adquisición (método inverso al de la

retroproyección). Como los datos originales de las matrices de adquisición son conocidos, la diferencia entre los datos re proyectados y los originales representan el error producido en el proceso de reconstrucción. Este error es usado para corregir la imagen reconstruida, la cual es re proyectada nuevamente y comparada con los originales. Este proceso se repite varias veces, hasta llegar a un resultado que puede ser una representación muy cercana al objeto. El método iterativo tiene la gran ventaja de permitir incluir muchas variables que afectan la imagen: atenuación, dispersión, resolución del colimador y por tanto pueden incorporarse las correcciones respectivas [Powsner, 2006].

La *Figura 1.11* compara los resultados obtenidos en la retroproyección filtrada y el método iterativo con cinco iteraciones. El proceso termina cuando la diferencia entre las imágenes de la proyección de los datos estimados y los datos originales es inferior a un umbral pre-determinado.

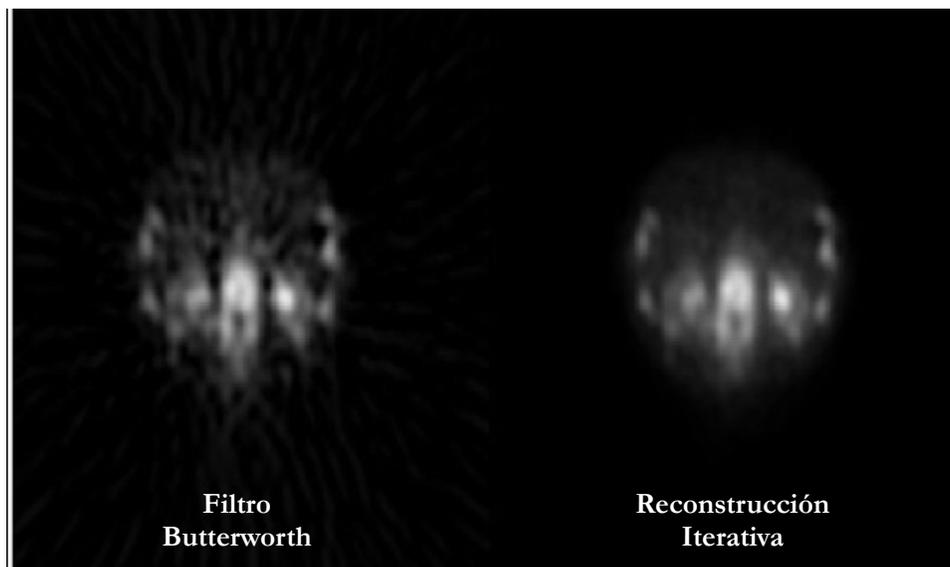


Figura 1.11 Retroproyección filtrada realizada por un filtro pasa bajos tipo Butterworth y una reconstrucción Iterativa.

1.3.2.3. Corrección de la atenuación

Los fotones procedentes del interior del cuerpo presentan mayor probabilidad de ser absorbidos o dispersados por el tejido circundante a diferencia de los fotones que se originan cerca de la superficie. La atenuación, nunca es uniforme y varía respecto a la densidad y composición del órgano de estudio, bajo esta suposición se deben aplicar técnicas graduales de cálculo para diferentes densidades. En la corrección de la atenuación los eventos perdidos por atenuación en el objeto se restauran.

En los equipos SPECT se aplica la corrección de la atenuación con técnicas de cálculo que

suponen la densidad del tejido uniforme en todo el cuerpo. Esta hipótesis es válida en estudios de cabeza y abdomen donde el tejido es más uniforme y es menos precisa en el pecho por la presencia de los pulmones, del mediastino y el tejido de la pared torácica. El factor de corrección del coeficiente de atenuación lineal para la cabeza es de aproximadamente 0.13 cm^{-1} y el de abdomen es 0.12 cm^{-1} , estos valores son inferiores al coeficiente de atenuación lineal teórico de 0.15 cm^{-1} . El coeficiente de atenuación lineal para $^{99\text{m}}\text{Tc}$ en el tejido se estima en 0.15 cm^{-1} y en 0.10 cm^{-1} cuando no existe corrección por dispersión [Powsner, 2006].

La *Figura 1.12* muestra de forma esquemática el método de corrección de la atenuación a una aproximación (elipse discontinua) de la silueta del abdomen. En el inciso b) la matriz de corrección es construida, se observa en el sombreado que el área más oscura indica una mayor corrección. Se observa en el inciso c) que la mayor corrección aumenta el número de conteo en la parte más profunda del abdomen.

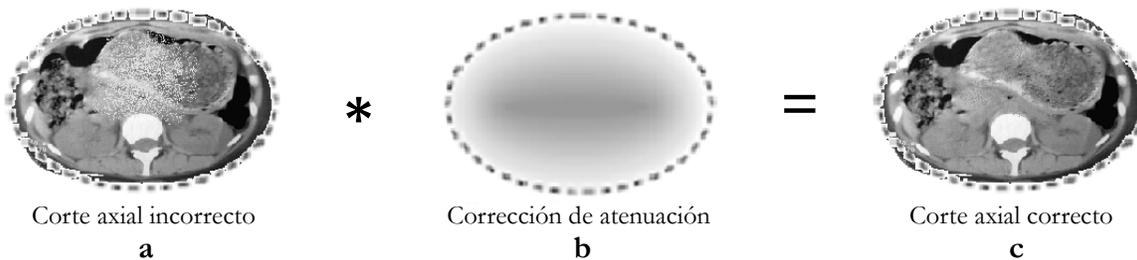


Figura 1.12 Esquema del procedimiento de corrección de la atenuación.

1.3.2.4. Sinograma

Un sinograma es una matriz que permite visualizar el conjunto completo de proyecciones adquiridas durante una tomografía. Cada fila de la matriz representa un perfil de intensidad de una proyección a un ángulo θ , así mismo, existen tantos sinogramas como renglones en una proyección. El nombre de sinograma proviene del hecho de que el camino de un objeto puntual localizado en una posición (x,y) dada, traza un camino sinusoidal a lo largo de la matriz.

La *Figura 1.13* muestra cuatro proyecciones de un estudio tomográfico de hígado/bazo adquirida con una CG de un solo detector a 0° , 90° , 180° , 270° . También, se muestra su sinograma formado a partir de todas las proyecciones (de 0 a 360°). El eje horizontal representa la posición de las líneas de coincidencia respecto a la paralela que pasa por el origen de las coordenadas e indica la fila de píxeles empleada para crear el sinograma, de manera que la misma fila se extrae de cada toma y se apila de arriba hacia abajo para crear una imagen. El eje vertical representa al ángulo de las proyecciones, representa la línea que une al detector en coincidencia con una línea de referencia con respecto a la posición en relación al centro de rotación (COR) del sistema. Se espera que los bordes de la imagen del sinograma sean suaves,

un borde áspero o desplazado podría indicar la presencia de movimiento durante la adquisición. Asimismo, el mal funcionamiento del detector se observa en el sinograma como una línea diagonal que la atraviesa [IAEA, 2009] y [Siemens, 2004].

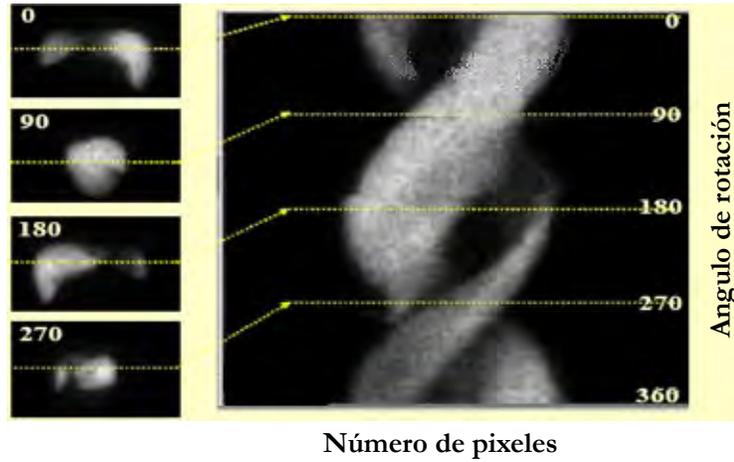


Figura 1.13 Del lado izquierdo se muestran cuatro proyecciones adquiridas en ángulos de 0°, 90°, 180°, 270°, de una tomografía de hígado/bazo. Del lado derecho se muestra el sinograma correspondiente.

Capítulo 2. Parámetros de desempeño de una cámara gamma

El contenido de este capítulo tiene como referencias principales: [Halama, 2003], [IAEA, 2003] y [NEMA, 2007]. Las referencias que pertenecen a las organizaciones siguientes: National Electrical Manufacturers Association American (NEMA), International Atomic Energy Agency (IAEA), American Association of Physicists in Medicine (AAPM), y representan las recomendaciones más recientes para la verificación de los parámetros de desempeño de una cámara gamma (CG).

2.1 Parámetros de desempeño no tomográficos de una cámara gamma (CG)

2.1.1 Uniformidad

La uniformidad de una CG es la capacidad para generar una imagen uniforme ante un campo de radiación uniforme sobre toda el área del cristal.

La uniformidad se puede evaluar de forma global mediante la *uniformidad integral* (UI) o de forma local mediante la *uniformidad diferencial* (UD).

La UI calcula la diferencia porcentual entre el número de cuentas máximo ($M_{\text{conteo/pixel}}$) y el mínimo ($m_{\text{conteo/pixel}}$), presentes en los píxeles que forman la imagen del campo de visión (FOV, Field of View por sus siglas en inglés):

$$UI(\%) = 100 \cdot \frac{M_{\text{conteo/pixel}} - m_{\text{conteo/pixel}}}{M_{\text{conteo/pixel}} + m_{\text{conteo/pixel}}} \quad (\text{Ec. 2.1})$$

La *uniformidad diferencial* (UD) mide el mayor cambio porcentual en el número de cuentas en un área de n píxeles en cualquier dirección del FOV:

$$UD(\%) = MAX \left\{ 100 \cdot \frac{Máx - mín}{Máx + mín} \right\}_n \quad (\text{Ec. 2.2})$$

Máx y *mín* son las cuentas por píxel máxima y mínima, respectivamente, que producen el mayor valor de la diferencia (M-m) de entre todas las existentes en conjuntos de n pixeles consecutivos, tanto en las filas como en las columnas, n suele ser igual a 5 o 6 [Rodríguez, 2006] y [Rova, 2002].

Asimismo, la uniformidad puede caracterizarse de dos formas: la *uniformidad intrínseca* y la *uniformidad extrínseca* [Cherry, 2003]. La evaluación de ambas es a través de las Ecuaciones 2.1 y 2.2.

Uniformidad intrínseca: Determina la existencia de zonas heterogéneas en la imagen, sin la presencia de algún colimador, indicando la manera en que los detectores sin colimadores registran los eventos emitidos por una fuente puntual de radiación.

Uniformidad extrínseca: Determina la forma en que el sistema detector-colimador registra los eventos emitidos de una fuente extendida de radiación uniforme, por lo que se pueden detectar fallas o daños en el colimador.

2.1.2 Resolución espacial

La resolución espacial es la capacidad de un sistema para distinguir en una imagen, dos objetos pequeños y cercanos, como dos entidades independientes (véase la Figura. 2.1) [Rodríguez, 2006]. Se puede determinar como el ancho total a la mitad del máximo (FWHM del inglés full width at half maximum) del perfil o función de esparcimiento¹ de la imagen de una fuente puntual o lineal (Figura 2.2).

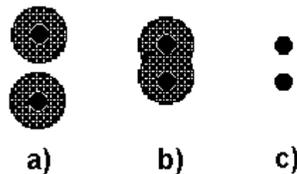


Figura 2.1. a) Imagen de dos fuentes puntuales pobremente definidos, la parte sombreada es el esparcimiento del objeto, entre los factores que generan el esparcimiento se encuentran el sistema de adquisición. b) Imagen de dos fuentes puntuales con esparcimiento y con una menor separación entre ellos, los puntos ya no se muestran como objetos separados. c) Imagen de dos fuentes puntuales con la misma separación que en el inciso b), a diferencia del anterior se elimina el esparcimiento, y por lo tanto las fuentes se distinguen como independientes [Trujillo, 2005b].

¹ *Esparcimiento* significa la acción y efecto de esparcir. Esparcir se define como extender lo que está junto o amontonado.

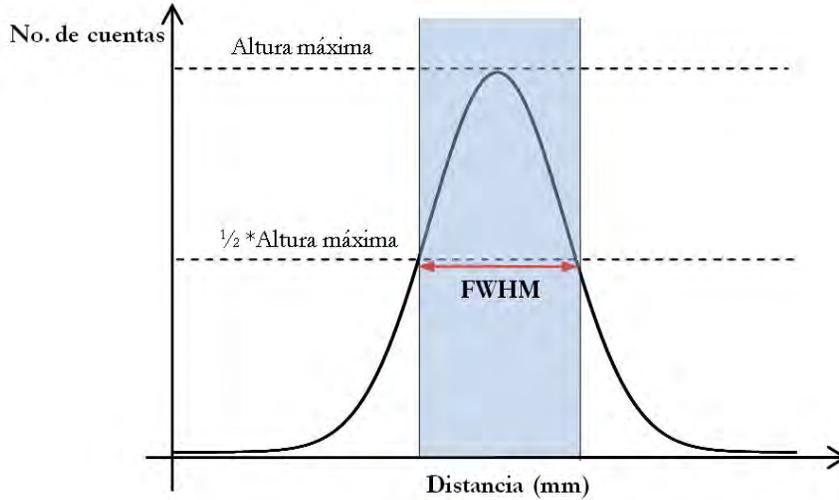


Figura 2.2. Esquema que describe el significado del FWHM.

La *resolución espacial intrínseca* (R_{int}), esto es, sin el uso de colimadores, depende sólo del cristal y de la electrónica asociada. Ésta establece el límite de la resolución espacial alcanzable del sistema.

La R_{int} , junto con la resolución del colimador (R_{col}), que depende de las características de diseño de éste, determinan la resolución del sistema (R_{sis}), también llamada *resolución extrínseca*, dada por la siguiente relación:

$$R_{sis} = \sqrt{R_{int}^2 + R_{col}^2} \quad (Ec. 2.3.)$$

La R_{col} depende de la forma, profundidad y diámetro de los orificios que lo conforman. La R_{col} está definida como el FWHM del perfil de una fuente de radiación lineal o puntual proyectada por el colimador sobre el detector. En términos de las características geométricas del colimador, está determinada por la siguiente ecuación:

$$R_{col} \cong \frac{d(l_{ef} + b + c)}{l_{ef}} \quad (Ec. 2.4)$$

Donde b es la distancia de la fuente de radiación al colimador, d es el diámetro de los orificios del colimador, c es la distancia colimador al centro del cristal y $l_{ef} = l - 2/\mu$, denominada *longitud efectiva* de los orificios, tal que l es la longitud física de los orificios y μ es el coeficiente lineal de atenuación del material del que está fabricado el colimador (véase Figura 2.3). La ecuación establece que la resolución de un colimador mejora a medida que la distancia fuente-colimador b disminuye, y se deteriora si aumenta [Rodríguez, 2008].

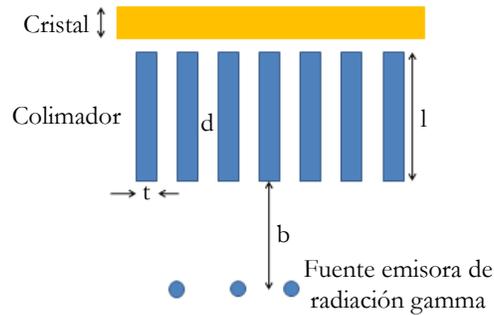


Figura 2.3. Esquema de la vista lateral de un colimador de orificios paralelos.

2.1.3 Tiempo muerto

El tiempo muerto también es conocido como la resolución temporal de un sistema, es el tiempo requerido para recuperarse después de la detección de una interacción entre el fotón y el cristal (evento), desde que se registra un evento y es procesado hasta que el sistema esté nuevamente preparado para reconocer el siguiente evento [Díaz, 2004] y [Rodríguez, 2006].

Existen dos tipos de sistemas de detección en relación con el tiempo muerto: (1) Los *no paralizables*, donde si un evento ocurre dentro del tiempo muerto éste no es tomado en cuenta y solo al terminar dicho tiempo está preparado para detectar al siguiente evento. (2) Los *paralizables* son aquellos en los que los eventos que ocurren dentro del tiempo muerto provocan que éste tiempo se prolongue, y como consecuencia el sistema pierde cada vez más su capacidad de detección [Rodríguez, 2006].

Si la tasa de fluencia o la densidad de flujo² que llega al detector es muy elevada, una gran cantidad de eventos presentes durante el tiempo muerto no serán registrados por el sistema.

La respuesta de la CG, idealmente debería ser lineal, para diferentes niveles de actividad, sin embargo, al aumentar la tasa real de conteo el sistema deja de detectar eventos, como se ilustra en la *Figura 2.4*.

² *Fluencia de fotones* (Φ), es el cociente $\Phi = dN/da$. Donde dN es el número de fotones que entran en una esfera imaginaria de sección transversal da .

Tasa de fluencia o densidad de flujo (ϕ), es la fluencia de fotones por unidad de tiempo, se representa de la siguiente manera: $\phi = d\Phi/dt$

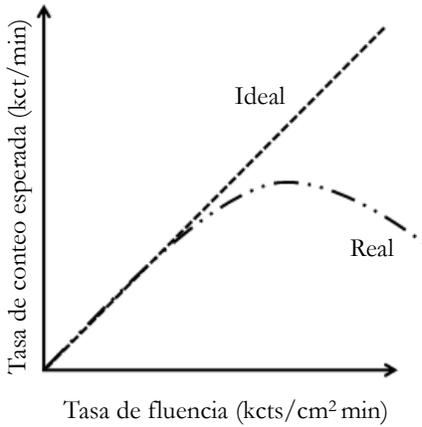


Figura 2.4. Tasa de conteo de una CG en función de la tasa de fluencia de fotones que inciden sobre el detector.

2.1.4 Resolución energética

La resolución energética (R_e), es la relación entre el FWHM estimada a partir del espectro de emisión de energía gamma específica [Rova, 2002] y [Sánchez, 2002]. Se determina a partir del FWHM del fotopico del espectro de energías, expresado como un porcentaje de la energía del fotopico:

$$R_e = \frac{FWHM \text{ del fotopico}}{\text{Energía de los fotones primarios}} \times 100 (\%) \quad (Ec. 2.5.)$$

En las interacciones fotoeléctricas se deposita toda la energía de los fotones gamma incidentes (E_γ). En un espectro de altura de pulsos o espectro de energía, los eventos fotoeléctricos producen un pico de altura máxima denominado fotopico, centrado en E_γ (Región 1 de la *Figura 2.5*). En los eventos de dispersión Compton solamente una parte de la energía es transferida al cristal. Si el fotón Compton también es absorbido en el cristal, entonces producirá una cuenta en el fotopico, pero si escapa del volumen del cristal entonces la energía registrada será menor que E_γ . Por lo tanto la energía depositada mediante fotones Compton representa un continuo cuya cantidad depende del ángulo de dispersión de estos fotones. En el espectro de energía esto produce la región conocida como Compton (Región 2 de la *Figura 2.5*). Una tercera posibilidad es que los rayos gamma dispersados puedan experimentar subsecuentes dispersiones dentro del cristal lo que aumenta la cantidad de energía depositada acercándose al pico fotoeléctrico. En un espectro de energía esto produce una región entre la región Compton y el pico fotoeléctrico conocida como región de dispersión Compton múltiple (Región 3 en la *Figura 2.5*).

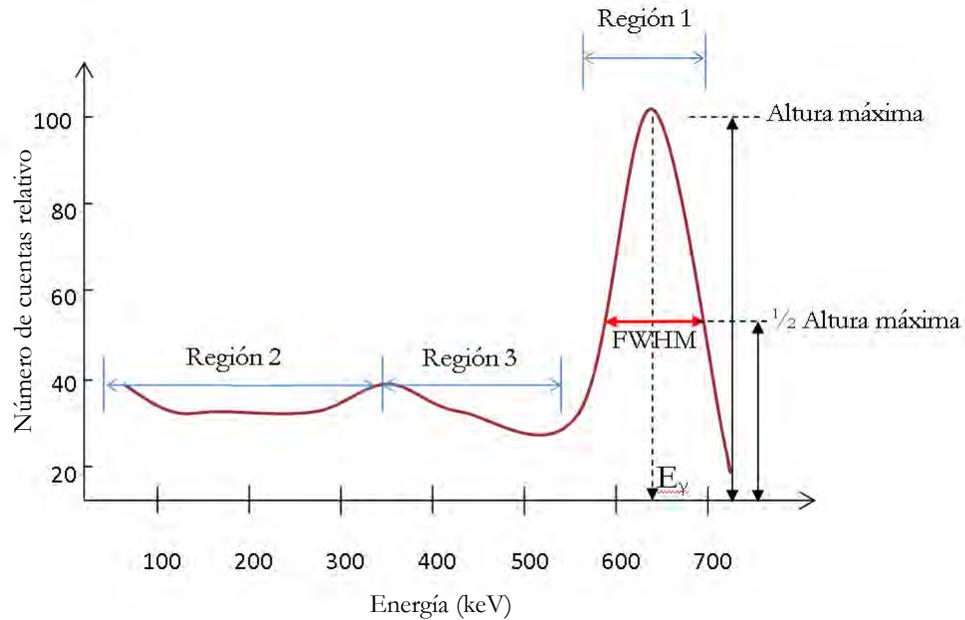


Figura 2.5. Representación esquemática del espectro de energía del ^{137}Cs . El fotopico se encuentra centrado en 662 keV, la energía de la emisión gamma del radionúclido.

Los fotones Compton poseen una energía inferior que los fotones incidentes, por lo que pueden ser discriminados mediante un analizador de altura de pulsos (AAP). Idealmente, para la formación de imágenes, una CG sólo debería utilizar los fotones que no han sufrido dispersión, ya que los fotones dispersados afectan el contraste y la resolución espacial de las imágenes.

Debido al proceso de cascada que se lleva a cabo en la CG durante la conversión de la radiación ionizante en una señal eléctrica, y a las fluctuaciones estadísticas durante todo el proceso de conversión, las señales de salida producidas por fotones monoenergéticos incidentes sobre la CG presentan una distribución gaussiana, tal como se muestra en la *Figura 2.6*. Como la CG tiene muchos tubos fotomultiplicadores (TFM) distribuidos sobre el FOV del cristal, cada uno con un espectro generado con características propias, el espectro es la suma de todos los tubos y muestra una resolución de energía mayor que la de un solo TFM.

Idealmente, los fotopicos deberían tener un solo valor (constante), sin embargo, la forma del fotopico en un espectro real se aproxima a una curva gaussiana. Este ensanchamiento del fotopico se debe en general a variaciones estadísticas en los diversos procesos físicos involucrados, por ejemplo en el número de fotones de luz emitidos por keV de energía de los rayos gamma. También se debe a la falta de uniformidad en la eficiencia de la recolección de luz emitida en las diferentes regiones del cristal, así como debido al ruido electrónico generado en los TFM, entre otras razones.

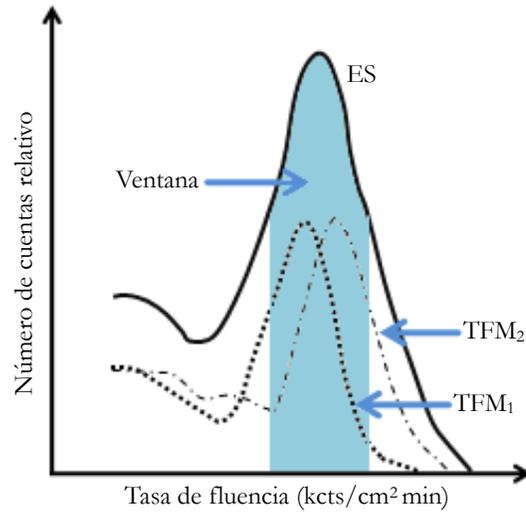


Figura 2.6. Los distintos TFM, de la CG poseen pequeños desplazamientos de los espectros. La ventana (área sombreada) se sitúa de acuerdo al espectro suma (ES). Parte de los espectros individuales quedan fuera de la ventana de adquisición.

Los equipos modernos corrigen el desplazamiento de los espectros de los distintos TFM entre sí, desplazando los fotopicos de tal manera que todos coincidan. Esta corrección se debe realizar diariamente y es conocida como centrar en el fotopico (peaking). De esta manera se logra que la resolución energética del espectro (suma de todos los TFM), sea mínima, haciendo que la contribución de la radiación dispersa a la ventana energética de medición, sea menor.

2.1.5 Sensibilidad

La sensibilidad S describe la respuesta de la CG como función de la actividad de una fuente radiactiva, para un colimador específico. De forma cuantitativa, es la rapidez de conteo en una región de interés de una imagen, en una unidad de tiempo por unidad de actividad (cpm/ μ Ci) [Díaz, 2004]:

$$S(\text{cpm} / \mu\text{Ci}) = \frac{C_{ROI} - C_B}{t \cdot A_f} \quad (\text{Ec. 2.6})$$

Donde C_{ROI} representa las cuentas obtenidas en la región de interés en presencia de una fuente radiactiva con una actividad A_f (en μ Ci), C_B son las cuentas de fondo de la misma región de interés y t es el tiempo de adquisición de las imágenes medido en minutos [Rodríguez, 2008] y [López, 2005].

La sensibilidad intrínseca de una CG aumenta al aumentar el espesor del cristal y al aumentar la amplitud de la ventana de energía.

2.2 Parámetros de desempeño tomográficos de una CG

Los parámetros de desempeño tomográficos más importantes son: la uniformidad rotacional, el desplazamiento del centro de rotación (COR, del inglés: *Centre of Rotation*), el tamaño absoluto del píxel, el contraste tomográfico, la uniformidad tomográfica y la resolución espacial tomográfica. Varios de estos parámetros son versiones tridimensionales de los parámetros de desempeño no tomográficos de las CG, siendo extremadamente sensibles a las variaciones de estos últimos.

2.2.1 Uniformidad rotacional

Determina las variaciones en la uniformidad del sistema, en función de la posición angular del detector. Las variaciones pueden ser ocasionadas por la falta de blindaje magnético (la respuesta de los TFM es sensible a la presencia de campos electromagnéticos externos), gradientes de temperatura y problemas de tracción mecánica [IAEA, 2009] y [Coleman, 1982].

2.2.2 Desplazamiento del centro de rotación (COR)

El COR es el punto físico alrededor del cual gira el detector. Idealmente, en cada posición angular deben coincidir el centro físico, el centro electrónico del detector y el centro de la matriz digital de adquisición de las proyecciones.

Debido a la fuerza gravitacional y a las limitaciones inherentes a la mecánica de la rotación del detector (engranajes), se hace imposible que el detector al girar describa una órbita circular perfecta [Rodríguez, 2006]. Esto da lugar a un desplazamiento del COR, el cual se define para cada proyección, como la distancia entre el punto central en la imagen (en píxeles), con el punto donde se interceptan el plano de la imagen, con una línea perpendicular a dicho plano y que pasa por el COR verdadero. Esta distancia varía en función del ángulo del detector [Rodríguez, 2008].

El desplazamiento del COR degrada la resolución espacial provocando que fuentes puntuales se reconstruyan como pequeños anillos. Este fenómeno se puede apreciar mejor al reconstruir tomográficamente una fuente puntual y encontrar que, en vez de un punto, se obtiene un anillo cuyo radio depende del desplazamiento del COR (*véase Figura 2.7*). Por ello es necesario verificar periódicamente el COR y aplicar procedimientos de corrección para compensar estos errores [IAEA, 2009] y [AAPM, 1995].

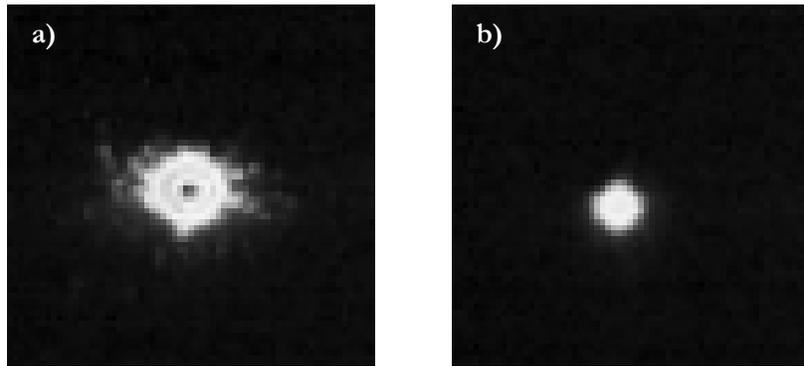


Figura 2.7. a) Se observa una imagen de anillo debido al desplazamiento del COR. b) La imagen se transforma en una imagen puntual después de corregir el COR [Sánchez, 2002].

2.2.3 Contraste tomográfico

El contraste (C) se refiere a las diferencias de intensidad en partes de la imagen correspondientes a diferentes niveles radiactivos. En medicina nuclear el principal componente del C en la imagen está determinado por las propiedades de los radiofármacos con relación a su especificidad.

El C se entiende como la capacidad del sistema de identificar diferencias de concentración de actividad en una imagen. El C se puede entender como la razón de la señal de un objeto de interés, tal como una lesión, relativo al nivel de señal en los alrededores de la lesión. Esto es, si R_o es el número de cuentas acumuladas del fondo y R_l es el número de cuentas en la lesión, el contraste de la lesión está definido como:

$$C = \frac{R_l - R_o}{R_o} = \frac{\Delta R_l}{R_o} \quad (\text{Ec. 2.7})$$

Donde ΔR_l es el cambio de conteo relativo a la lesión con respecto al fondo. El C comúnmente se expresa como un porcentaje [Cherry, 2003].

El C tomográfico define la capacidad del sistema para reproducir fielmente, en la imagen tomográfica obtenida, las diferencias relativas de concentración de una distribución volumétrica de radioactividad no uniforme o la existencia del efecto del volumen parcial³. Éste depende de: 1) la resolución energética del detector (la cual condiciona la cantidad de radiación

³ El efecto de volumen parcial es la pérdida de señal (observado también, como una pérdida de contraste), se produce cuando un objeto ocupa parcialmente el volumen sensible de un instrumento de imagen en el espacio, es decir, los efectos de la función de propagación y profundidad y del movimiento. Efecto de volumen parcial provoca una aparente pérdida de contraste de los objetos pequeños. El efecto no sólo depende del tamaño también de la forma del objeto.

dispersa presente en la imagen), 2) del fondo radioactivo, 3) de la resolución espacial, 4) del método de reconstrucción, y 5) del filtro de reconstrucción [IAEA, 2009] y [AAPM, 1995].

2.2.4 Uniformidad espacial tomográfica

La uniformidad tomográfica es la homogeneidad de la reconstrucción de una sección transversal de una región con una distribución uniforme de material radiactivo. La presencia de artefactos es un indicador de problemas relacionados con la uniformidad. Múltiples parámetros pueden afectar la uniformidad tomográfica como pueden ser la pérdida de uniformidad planar [Rodríguez, 2008], el desplazamiento del COR, defectos en la interface detector-computadora, los cambios de energía del fotopico sobre un mismo eje en diferentes puntos del FOV, el algoritmo de reconstrucción y la corrección de atenuación. La falta de uniformidad tomográfica genera dos errores de reconstrucción: 1) para órbitas circulares se observan anillos concéntricos al COR del sistema, y 2) la atenuación presenta cambios en la respuesta de la señal en función de la profundidad del objeto.

La uniformidad tomográfica se estima investigando el C de los artefactos puntuales (*véase la sección 2.2.3*), ó a través del análisis de perfiles en los cortes axiales del volumen uniforme. La falta de uniformidad plana es amplificada por el proceso de reconstrucción tomográfica, siendo este incremento inversamente proporcional a la distancia de la zona no uniforme al eje de rotación. Mientras más cercana al COR es la falta de uniformidad plana, más intenso es el artefacto en la imagen tomográfica [IAEA, 2009], [AAPM, 1995].

Las CG modernas poseen circuitos correctores de la uniformidad que son suficientes para los requerimientos planares. Pero debido a la alta sensibilidad de la uniformidad tomográfica a la presencia de pequeñas faltas de uniformidad en las imágenes planas, se hace necesario, además, corregir la uniformidad planar a través de software [Rova, 2002].

En la *Figura 2.8* se observa en el *inciso a)* un artefacto en forma de anillo producido por la falta de uniformidad del sistema, provocando que al adquirir una tomografía de un paciente (*inciso b)*), se observe una concentración de actividad aparente, interpretado erróneamente como una zona de lesión. En los *incisos c) y d)* se presentan estas mismas imágenes después de la corrección correspondiente.

2.2.5 Resolución espacial tomográfica

La resolución espacial tomográfica determina la nitidez⁴ de la imagen. Además no presenta un comportamiento isotrópico⁵ razón fundamental por la que puede variar considerablemente en

⁴ *Nitidez* significa cualidad de limpio, terso, claro, puro, resplandeciente. Que se distingue bien, no confuso.

⁵ *Isotrópico* significa que tiene las mismas propiedades en todas direcciones.

Una *fente puntual isotrópica* exhibe la misma magnitud o características cuando está medida en todas las direcciones. No tiene ninguna dirección preferida de la radiación. Irradia uniformemente en todas las direcciones sobre una esfera centrada en la fuente.

función de la posición dentro del corte tomográfico [Rodríguez, 2008]. También varía en función de la resolución intrínseca del detector, la resolución del colimador, los parámetros de la adquisición (el radio de rotación, el tipo de órbita, el tamaño de píxel y el número de proyecciones), el desplazamiento del COR, la alineación de los ejes, el filtro utilizado, la radiación dispersa y el formato de la matriz de visualización. Existe la dependencia de la resolución espacial tomográfica del detector con la distancia a la fuente de radiación [IAEA, 2009] y [AAPM, 1995].

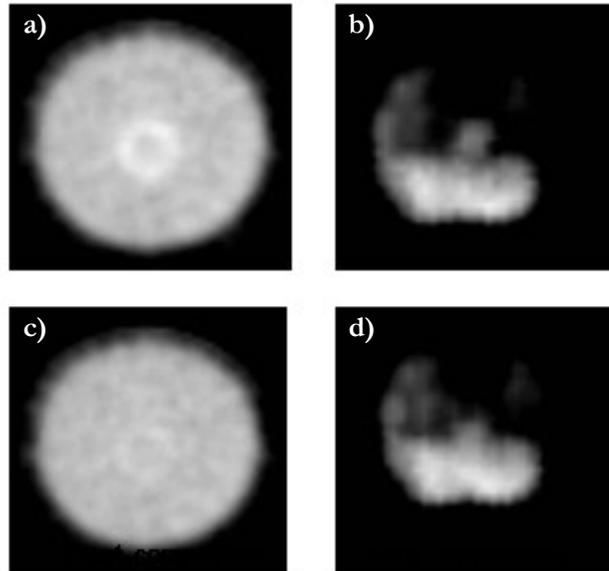


Figura 2.8. En los incisos a) y c) se observan cortes axiales tomográficos de un maniquí que cuenta con una región de concentración de actividad uniforme. En los incisos b) y d) se observan cortes axiales tomográficos de un cerebro al nivel de los lóbulos temporales. En las imágenes a) y b) se muestran artefactos ocasionados por la falta de uniformidad tomográfica [Sánchez, 2002].

La importancia del grosor del corte axial es que describe la resolución espacial del sistema a lo largo del eje Z para la reconstrucción. Mientras que el espesor de la reconstrucción es un número de píxeles, el grosor del corte es la resolución efectiva en milímetros de un trozo transaxial a lo largo del eje Z. Por ejemplo, si el tamaño de píxel es de 3 mm y el espesor de la reconstrucción es de 1 píxel, el grosor del corte, es probable que sea del orden de 10 a 20 mm. Sin embargo, cuando el espesor de la reconstrucción se vuelve mucho más grande, suponemos mayor a 5 píxeles de 3 mm por píxel, el espesor de la reconstrucción empieza a dominar y en gran medida determina el grosor de corte. Así, el grosor del corte depende del espesor de la reconstrucción.

Capítulo 3. Diseño e implementación de un programa de aseguramiento de calidad para cámaras gamma

En la primera parte del presente capítulo, se presenta la justificación sobre la necesidad de los controles de calidad, los tipos de controles de calidad (de aceptación, estado y de constancia), se describe la contribución de un programa de aseguramiento de calidad (PAC) para la optimización de la protección radiológica. En la segunda parte se describe el PAC propuesto, así como los objetivos, la justificación, la estructura del protocolo implementado y se proponen formatos para su realización (incluidos en el *Apéndice B*).

El PAC propuesto se presenta en tres secciones: (1) pruebas generales, (2) pruebas de desempeño no tomográficas, (3) pruebas de desempeño tomográficas.

3.1 Aseguramiento de calidad para cámaras gamma (CG)

Los controles de calidad de cámaras gamma (CG), tienen el fin de mejorar la calidad de las imágenes diagnósticas, reducir la exposición a la radiación ionizante de los pacientes y del personal, así como minimizar los costos económicos, al evitar que se repitan estudios.

En la medicina nuclear, más del 90% de los procedimientos son con fines diagnósticos. Estos implican una serie de procesos en los que una falla produce un detrimento en la calidad de la imagen o un aumento en la dosis de radiación que recibe el paciente.

El Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) define el *control de calidad* como: "medidas específicas que aseguran que un aspecto particular sea satisfactorio, desarrolladas en el proceso de regulación a través del cual se puede medir la calidad real, compararla con las normas o las especificaciones y actuar sobre la diferencia". También define al *aseguramiento de calidad* como: "la aproximación de los resultados de un determinado procedimiento a lo ideal, libres de errores y artefactos".

La Organización Mundial de la Salud (OMS) define al *aseguramiento de calidad*, como: "todas esas acciones planificadas y sistemáticas necesarias para proporcionar la confianza adecuada de que una estructura, sistema o componente, se lleva a cabo satisfactoriamente". El aseguramiento de

calidad, para ser efectivo, requiere una evaluación continua de los factores que afectan a la calidad y auditorías periódicas.

Existen diversas propuestas para la implementación de pruebas de aseguramiento de calidad para CG. Tales como las publicadas por el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), la Asociación Americana de Física Medica (AAPM) y la Asociación Nacional de Fabricantes Eléctricos de Estados Unidos (NEMA). En este trabajo se presenta una propuesta de un PAC basado principalmente en estas referencias.

Actualmente en México no existe una norma que exija el cumplimiento de un PAC para CG, la realización de algunas pruebas es resultado de iniciativas aisladas. Es necesaria la existencia de un grupo de trabajo organizado y coordinado por las autoridades nacionales y sociedades profesionales, cuyo objetivo sea diseñar un PAC estandarizado aplicable a los diferentes modelos de CG. Así mismo, se deben implementar acciones de educación y formación para la aplicación de los programas.

La finalidad de un PAC es poder detectar cambios en el rendimiento de las CG que puedan degradar las imágenes y producir artefactos. Para lo cual se requiere la verificación periódica (diaria, mensual, semestral o anual) de los parámetros de desempeño.

Se pretende que el presente trabajo sirva como ejemplo para el desarrollo de PAC's en otras instalaciones, así como, se construya como un antecedente para la propuesta de una norma oficial mexicana para el aseguramiento de calidad de CG.

Las pruebas que integran un PAC pueden clasificarse en: (1) pruebas de aceptación, (2) pruebas de estado y (3) pruebas de constancia.

Las *pruebas de aceptación* se realizan para demostrar que el equipo cumple las especificaciones del contrato de compra, las especificaciones de fabricación del equipo y las exigencias legales aplicables [AAPM, 1995]. Sus resultados deben estar claramente documentados, ya que servirán como referencia para las pruebas posteriores. Es recomendable detallar los métodos para la evaluación de las diversas especificaciones, así como las tolerancias de los resultados. Se sugiere que las pruebas de aceptación se realicen antes de que se autorice el pago del equipo al vendedor.

Una *prueba de estado* es un control que generalmente se realiza, midiendo parámetros técnicos, con el objetivo de establecer el estado de referencia de un equipo o componente en un momento dado. Tendrán lugar cuando algún componente sustancial del equipo se haya modificado o cuando, tras realizar una prueba de constancia, se observe un cambio importante en el funcionamiento del equipo.

Las *pruebas de constancia* se inician partiendo siempre de un valor de referencia de un parámetro medido en las *pruebas de aceptación o de estado*. Su finalidad es vigilar los parámetros más

significativos del funcionamiento de los equipos para asegurar su estabilidad en el tiempo. Las pruebas de constancia tratarán medidas relativas en las que se compararán los valores obtenidos con los de referencias iniciales.

Las pruebas de constancia se deben realizar en intervalos regulares de tiempo o cuando se sospeche un funcionamiento incorrecto. Si se observan desviaciones anormales respecto a controles anteriores (por encima de las tolerancias establecidas), es aconsejable repetir la prueba de constancia y verificar en el historial del equipo la frecuencia e importancia de las anomalías. Si las desviaciones se producen de forma continua o el equipo muestra un comportamiento inestable, es preciso realizar una prueba de estado junto con los servicios de mantenimiento para determinar la causa de la anomalía. Puesto que es esencial para mantener la estabilidad a largo plazo de ejecución, estas medidas deben ser cuidadosamente especificadas, realizadas, registradas y evaluadas [SEFM, 1999].

3.2 Equipos y materiales

3.2.1 Cámara gamma (CG)

Se utilizaron dos CG, una con un detector (equipo 1) y otra con doble detector (equipo 2, véase *Figura 3.1 y 3.2*), ambas de la marca Siemens, modelo e.cam[®] ubicadas en el Departamento de Medicina Nuclear del Instituto Nacional de Cancerología (INCan). Las principales características de estos equipos, de acuerdo con la información proporcionada por el fabricante, se presentan en la *Tabla 3.1*.



Figura 3.1 CG marca Siemens, modelo e.cam[®] single (equipo 1), No. Serie 11064.



Figura 3.2 CG marca Siemens, modelo e.cam[®] dual (equipo 2), No. serie 02094.

Tabla 3.1. Características y especificaciones de las CG marca Siemens modelo e.cam® [Siemens, 2006].

Característica	Descripción
Campo de visión (FOV: field of view)	53.3 x 38.7 cm
Dimensiones de los cristales (ancho x largo x grosor)	59.1 x 44.5 x 0.95 cm
Tubos fotomultiplicadores (TFM)	59 TFM's en arreglo hexagonal por cristal (27 de 5 cm y 32 de 7 cm de diámetro)
Número de cristales por detector	1 o 2 cristales de NaI(Tl)
Resolución espacial intrínseca (FWHM en UFOV)*	≤ 3.9 mm
Resolución en energía (UFOV)	≤ 9.9%
Uniformidad intrínseca no corregida (UFOV)	Diferencial ≤ 2.7% Integral ≤ 3.7%
Resolución espacial del sistema (FWHM) con el colimador de baja energía alta resolución. Sin medio dispersor, 10 cm de distancia fuente-colimador.	7.4 mm
Máxima rapidez de conteo	310 keps
Sensibilidad del sistema con el colimador de baja energía-alta resolución, 10 cm de distancia fuente-colimador, utilizando ^{99m} Tc.	202 cpm/μCi
Sensibilidad del sistema con el colimador de media energía, 10 cm de distancia fuente-colimador, utilizando ¹¹¹ In.	430 cpm/μCi

* FWHM: full width at half maximum (ancho total a la mitad del máximo); UFOV: useful field of view (campo de vision útil).

3.2.2 Activímetro

La actividad del material radiactivo utilizado se midió con un activímetro marca Capintec, Inc. modelo CRC®-15 βETA, con número de serie 510185. Éste posee una cámara de ionización con geometría de pozo con una profundidad de 25 cm y un diámetro de 6 cm. Este equipo permite medir actividades desde 1.0 μCi de diversos radionúclidos hasta 8.0 Ci de ^{99m}Tc. De acuerdo con las variaciones de las lecturas realizadas con este equipo, se le asoció a éstas una incertidumbre de ± 0.2 μCi [Capintec, 2003].



Figura 3.3. Activímetro marca Capintec, Inc. Modelo CRC®-15 βETA.

3.2.3 Maniqués

3.2.3.1 Fuente puntual

Se utilizó un vial Eppendorff cilíndrico con las dimensiones externas de 13 mm de diámetro x 30 mm de longitud, con capacidad de 3 ml de solución acuosa con un tapón a presión de polipropileno (Figura 3.4). Se rellena de algodón que es utilizado para absorber y contener el material radiactivo en forma líquida que sea necesario depositar en el vial.

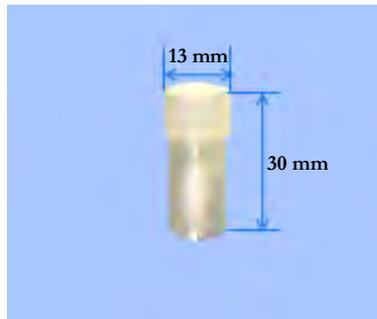


Figura 3.4. Fuente puntual utilizada para las pruebas de: uniformidad intrínseca, resolución intrínseca, resolución energética, tasa máxima de conteo y el desplazamiento del centro de rotación.

3.2.3.2 Fuente extendida

Se utilizó un maniquí de campo extendido rellenable (Figura 3.5). Éste permite lograr un campo uniforme de radiación sobre un área igual al UFOV del detector de la CG. El maniquí está formado por una caja elaborada con acrílico que puede ser llenada con una solución radiactiva. Sus dimensiones externas son 52.0 x 71.0 x 3.2 cm³ y presenta un volumen activo de 47.0 x 66.0 x 1.3 cm³. El maniquí lleno con agua tiene una masa de 13.6 kg.

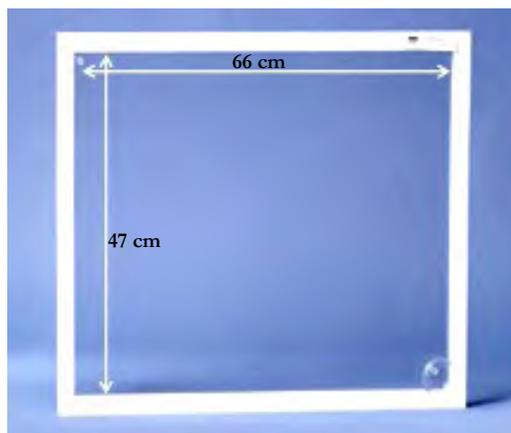


Figura 3.5. Maniquí de campo extendido rellenable fabricado por Fluke Biomedical© 2005.

3.2.3.3 Patrón rectangular de cuatro cuadrantes de barras paralelas

Proporcionado por el fabricante del equipo. Posee las siguientes especificaciones (véase Figura 3.6): dimensiones exteriores de 54.5 cm x 40.6 cm, y una masa de 8 kg. El maniquí consiste en un arreglo de barras paralelas de plomo de un ancho de algunos milímetros e igual a la separación entre ellas para cada cuadrante, y encapsuladas en un contenedor de acrílico sólido, con separación entre barras de 2.0 mm, 2.5 mm, 3.0 mm y 3.5 mm, respectivamente.

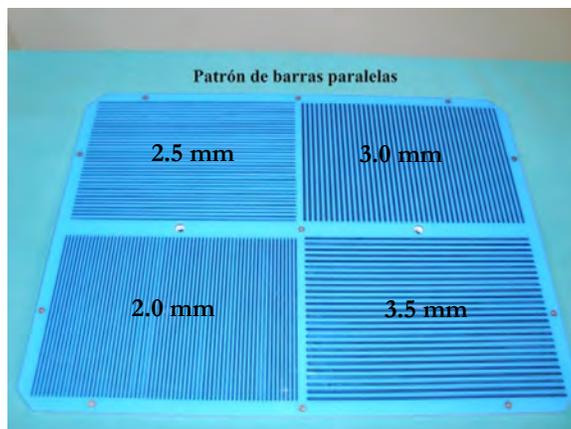


Figura 3.6. Patrón rectangular de barras paralelas de cuatro cuadrantes tipo NEMA, utilizado para las pruebas de resolución espacial.

3.2.3.4 Maniquí de resolución temporal

Ésta formado por dos viales Eppendorff de polipropileno cilíndricos, con tapón a presión y una capacidad de 1.5 ml de solución acuosa, con un portaviales cuadrado de acrílico de 7.0 cm x 7.0 cm x 1.1 cm. (Figura 3.7). Los viales se rellenan de algodón que es utilizado para absorber y contener el material radiactivo en forma líquida que sea necesario depositar en su interior. La separación entre los viales colocados en el soporte es de 16 mm, medidos al centro de los mismos.

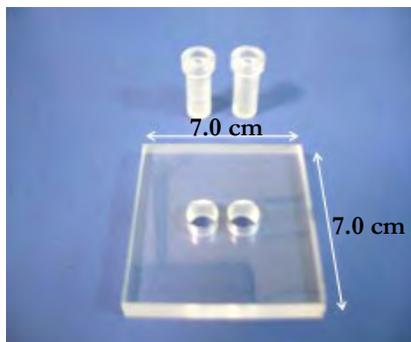


Figura 3.7. Maniquí utilizado para pruebas de resolución temporal elaborado por Oncovisión, General Equipment for Medical Imaging, S.A. © 2008 [GEMI, 2008].

3.2.3.5 Maniquí de tamaño de píxel

Ésta formado por una placa de lucita con dimensiones externas de 7 cm x 7 cm x 1 cm que contiene cuatro orificios pequeños (véase Figura 3.8), los cuales se rellenan de material radiactivo líquido. La distancia entre los oficios es de 30 mm en las direcciones horizontal y vertical. Cada orificio tiene una capacidad de alojar 15 μ l de solución.

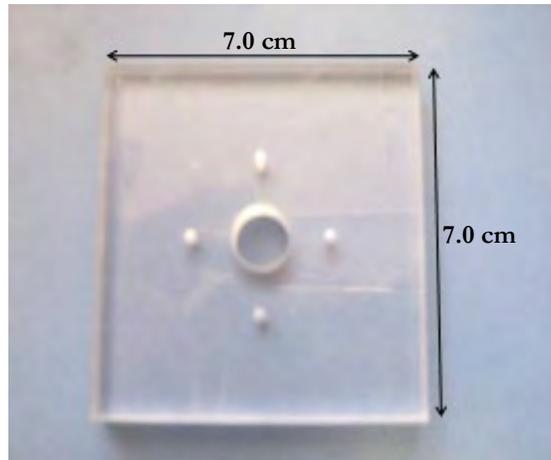


Figura 3.8. Maniquí utilizado para pruebas de evaluación del tamaño de píxel elaborado por Oncovisión, General Equipment for Medical Imaging, S.A. © 2009 [GEMI, 2008].

3.2.3.6 Fuente de disco

Fuente de disco o caja petri de polipropileno (Figura 3.9), con un diámetro de 100 mm, altura de 15 mm y una capacidad de 25 ml de solución acuosa.

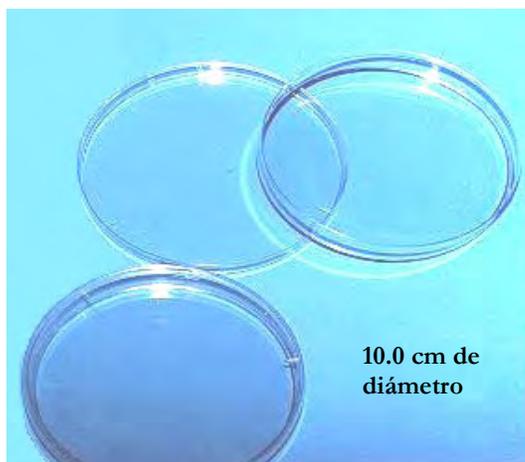


Figura 3.9. Una caja petri para evaluar la sensibilidad del equipo.

3.2.3.7 Maniquí del desplazamiento del centro de rotación (COR)

Se utilizó un soporte NCO/MHR/NEMA P/N 5984302 proporcionado por Siemens para las pruebas del desplazamiento del COR, sobre el que se colocan fuentes puntuales, el número de las fuentes puntuales a utilizar depende del colimador colocado (véase Figura 3.10).



Figura 3.10. Maniquí utilizado para las pruebas del desplazamiento del COR sobre la camilla de la CG.

3.2.3.8 Maniquí tipo Carlson

Para la realización de algunas pruebas de aseguramiento de calidad tomográficas se utilizó un maniquí cilíndrico rellenable tipo Carlson (Figura 3.11) fabricado por la compañía Fluke Biomedical [NA, 2009]. Está formado por un cilindro de acrílico con estructuras internas sólidas que simulan regiones “frías” (sin concentración de material radiactivo) y estructuras huecas “calientes” (con una concentración relativamente alta de material radiactivo). Cuenta con tres grupos de estructuras, dos de éstas son para determinar resolución espacial y el tercero para mediciones de la linealidad y uniformidad. El maniquí Carlson permite estimar: la uniformidad, la resolución y el contraste (de lesiones frías y calientes) tomográficos.

Las especificaciones detalladas del maniquí tipo Carlson son las siguientes (Figura 3.12):

- Diámetro exterior de 21.6 cm, diámetro interior de 20.3 cm, 30.5 cm de largo y una masa de 6.8 kg, al ser llenado completamente con agua (Figuras 3.11 y 3.12a).
- La región de lesiones frías tiene un diámetro de 20 cm y un espesor de 7.6 cm. Las lesiones frías son esferas sólidas con los siguientes diámetros: 5.9, 7.3, 9.2, 11.4, 14.3, 17.9 y 22.3 mm (Figura 3.12b).
- Posee una sección formada por un bloque circular con diámetro de 20 cm y espesor de 5.1 cm de acrílico con canales entrecruzados (Figura 3.12c).
- El inserto de lesiones calientes tiene un diámetro de 20 cm y un espesor de 6.4 cm; cuenta con ocho pares de agujeros perforados a través de un bloque de acrílico sólido, con diámetros de: 4.7, 5.9, 7.3, 9.2, 11.4, 14.3, 17.9 y 22.3 mm (Figura 3.12d).



Figura 3.11 Maniquí Carlson ensamblado sobre la camilla de una CG Siemens, modelo e.cam®

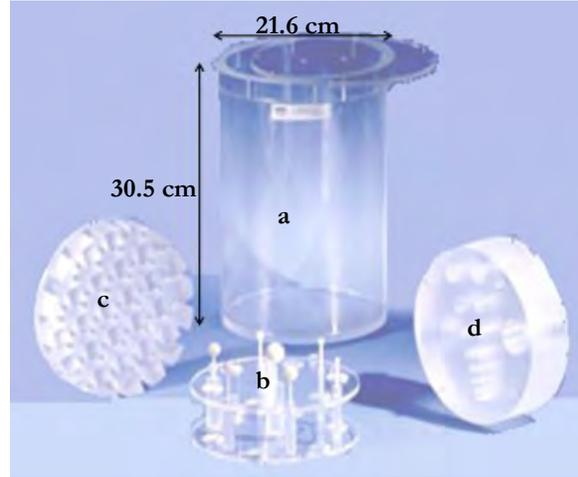


Figura 3.12 Detalles del maniquí Carlson distribuido por Fluke Biomedical [NA, 2009].

3.3 Descripción del programa de aseguramiento de calidad (PAC) diseñado para CG

Para la realización de cada una de las pruebas se siguieron las recomendaciones establecidas en los manuales de seguridad radiológica de medicina nuclear para el trabajo con fuentes abiertas. Es indispensable el uso de: dosímetros, bata, delantal plomado y guantes desechables.

3.3.1 Pruebas generales

Estas pruebas consideran algunos factores inherentes a las CG que deben ser vigilados rutinariamente. La verificación de estos factores permite evitar errores en la adquisición de las imágenes. Estas pruebas están consideradas como pruebas de aceptación.

3.3.1.1 Inspección general

Objetivo: Verificar que el sistema se encuentre en funcionamiento.

Procedimiento:

1. Evaluar el estado, condiciones de operación y verificar que el equipo en su totalidad se encuentre en condiciones funcionales.
2. Verificar que la CG y los colimadores no presenten algún deterioro físico [Rosales, 2004] y [Trujillo, 2005b].
3. Verificar el funcionamiento de todos los seguros, paros de emergencia, cableado e indicadores de ángulo y posición.

Límite de aceptación: Cualquier situación anormal que se presente invalida el uso de la CG hasta que se lleve a cabo la acción correctiva requerida. Se debe hacer una inspección minuciosa de las partes de cada equipo corroborando que todas estén presentes y que no haya deterioro mecánico que pudiera resultar en daño al paciente, al técnico o que comprometa la estabilidad mecánica durante su uso normal. Un resultado negativo indica que no está presente alguna parte del equipo o existe algún daño mecánico del equipo o en el cableado eléctrico. Se sugiere utilizar el *Formato F-01* y la realización de ésta verificación una vez al mes.

3.3.1.2 Verificación del activímetro

Para asegurar que la actividad de material radiactivo sea la indicada, es necesario realizar verificaciones periódicas del funcionamiento del activímetro. Es fundamental en todo momento utilizar el factor de calibración determinado para cada activímetro, pues se correría el riesgo de suministrarle al paciente una actividad superior ó inferior a la prescrita para el diagnóstico o la terapia. Las verificaciones mínimas necesarias son la reproducibilidad y la linealidad de la respuesta del activímetro [IAEA, 1996], [IAEA, 2006] y [Capintec, 2003].

3.3.1.2.a Prueba de reproducibilidad

Objetivo: Verificar la estabilidad en la operación diaria del equipo, relacionada con la reproducibilidad en la medida de actividad de una fuente conocida.

Material:

Fuente sellada de energía mediana, vida media larga y actividad aproximada de 3.70 ± 0.18 MBq (100 ± 5 μ Ci); se recomienda el uso de una fuente sellada de ^{137}Cs .

Procedimiento:

1. Encendido del equipo; dejar que transcurra el tiempo necesario para la estabilización del mismo.
2. Selección del radionúclido a medir.
3. Medición del fondo que se debe sustraer a la medición final del radionúclido determinado o ajustando el potenciómetro a cero para garantizar la sustracción automática del fondo.
4. Insertar la fuente radiactiva en el pozo.
5. Medir y anotar la actividad (sustraer el fondo de ser necesario) [IAEA, 1996], [IAEA, 2006] y [Trujillo, 2005b].
6. Extraer la fuente radiactiva y devolverla a su blindaje.

Límite de aceptación: Los límites de aceptación para esta prueba están definidos por la precisión del instrumento, teniendo en cuenta las especificaciones técnicas del mismo. Sin embargo, se considera que la actividad obtenida no debe variar más de un 5%, del valor de referencia de la fuente.

3.3.1.2.b Linealidad de la respuesta a la actividad

Objetivo: Verificar la linealidad de la respuesta del activímetro en el intervalo de actividades a medir, en general oscila desde 1×10^{-4} hasta 1 Ci; de manera que la curva actividad-respuesta debe ser lineal o al menos perfectamente conocida dentro de ese intervalo.

Material:

Solución del material radiactivo con una actividad igual a la más usada en la práctica clínica (ejemplo 20 mCi en 2 ml), frascos para muestras (ejemplo 10 frascos), dispositivo para el pipeteo automático, portador de fuentes radiactivas y dispositivos para la manipulación de dichos frascos.

Procedimiento:

1. Empleando la pipeta, dividir en una serie de frascos volúmenes decrecientes de solución radiactiva, de manera que en el primero se coloca la mitad de la actividad inicial, en el segundo un cuarto de la actividad inicial, y así sucesivamente (ejemplo: 1 ml, 0.5 ml, 0.25 ml, 0.125 ml, 0.0625 ml, etc.; de una solución que contenga 20 mCi/ml en 2 ml) [IAEA, 1996], [IAEA, 2006] y [Trujillo, 2005b].
2. Completar con agua el volumen restante hasta completar la misma cantidad en cada frasco (ejemplo 2 ml en cada uno) y cerrarlos adecuadamente.
3. Seleccionar las condiciones requeridas para la medición del radioisótopo. Determinar el fondo o corregir el cero del instrumento según sea el caso.
4. Colocar el vial de mayor actividad, dejar transcurrir el tiempo necesario para estabilizar la lectura, medir y anotar la actividad reportada. Corregir el fondo de ser necesario. Este paso se repetirá para todos los frascos en orden descendente de actividad.

Límite de aceptación: Los límites de aceptación para esta prueba están definidos por la precisión del pipeteo, teniendo en cuenta las especificaciones técnicas del mismo. Se considera que la actividad obtenida no debe variar más de 5% del valor promedio medido de la fuente corregida por el decaimiento radiactivo.

3.3.1.3 Verificación de la radiación de fondo

Objetivo: Verificar la tasa de conteo debida a la radiación de fondo utilizando una CG.

Procedimiento:

1. Retirar el colimador de la CG y colocar el detector lo más alejado del suelo que sea posible.
2. Centrar la ventana energética en el fotopico del espectro para el radionúclido más utilizado en el servicio (por lo general ^{99m}Tc), con un ancho de ventana de energía del 20%.
3. Adquirir una imagen durante dos minutos en la ausencia de fuentes radiactivas

evidentes en la sala donde se encuentra la CG. Registrar la tasa de conteo durante el periodo de adquisición, y compararla con la respectiva prueba de aceptación [IAEA, 2009] y [AAPM, 1995].

Límite de aceptación: Un aumento del 20% en la tasa de conteo habitual de fondo indica la presencia de fuentes de radiación adicionales o la existencia de contaminación radiactiva. Se sugiere utilizar el *Formato F-02* y la realización de la verificación diariamente.

3.3.1.4 Filtración de radiación a través del blindaje (^{99m}Tc e ^{131}I).

Objetivo: Verificar que el detector sólo responda a la radiación incidente en el cristal y que atraviesa el colimador.

Material:

Fuente puntual del radionúclido usado, con actividad de 37.00 ± 1.85 MBq (1.00 ± 0.05 mCi).

Procedimiento:

1. Colocar el colimador adecuado para la energía seleccionada, descartar con ayuda del detector geiger alguna contaminación que pueda alterar los resultados de la prueba.
2. Centrar la ventana energética en el fotopico del espectro, con un ancho de un 20%.
3. Colocar la fuente radiactiva sobre el blindaje del cabezal y realizar la adquisición de una imagen durante 2 minutos [IAEA, 2009] y [AAPM, 1995].
4. Repetir el paso anterior en 8 ocasiones más, variando la ubicación de la fuente sobre el cabezal.
5. Retirar la fuente y realizar la adquisición de una imagen para determinar el número de cuentas debido a la radiación de fondo.
6. Determinar el número total de cuentas en cada una de las 9 imágenes adquiridas en presencia de la fuente radiactiva, y restarles el número de cuentas de fondo.

Límite de aceptación: Las cuentas medidas no deben ser mayores que tres veces el valor de fondo. Se sugiere utilizar el *Formato F-03* y la realización de la verificación una vez al mes.

3.3.2 Pruebas de desempeño no tomográficas

En la *Tabla 3.2* se mencionan las pruebas de los parámetros de desempeño no tomográficas que se propone realizar a las CG. La tabla está dividida en seis columnas, las cuales indican: (1) los parámetros de desempeño que son evaluados, (2) si la prueba es de aceptación, estado o constancia, (3) la frecuencia sugerida de realización, (4) el tiempo utilizado para la realización de la prueba, (5) el maniquí necesario y (6) la actividad necesaria.

Tabla 3.2. Parámetros de desempeño no tomográficos que deben incluirse en un PAC para CG.

Parámetro de desempeño	Prueba (*)	Frecuencia (**)	Tiempo de realización (***, min.)	Maniquí	Actividad
Uniformidad intrínseca	A, E, C	I, D, M	9 diario; 68 mensual	1 fuente puntual	740 ± 37 kBq (20 ± 1 μ Ci)
Uniformidad extrínseca	A, E, C	I, TM	30	1 fuente extendida	555.00 ± 27.75 MBq (15.00 ± 0.75 mCi)
Resolución espacial intrínseca	A, C	M	30	1 fuente puntual (****)	740 ± 37 kBq (20 ± 1 μ Ci)
Resolución espacial extrínseca	A, E, C	I, Da, SM	30	1 fuente extendida (****)	555.00 ± 27.75 MBq (15.00 ± 0.75 mCi)
Tiempo muerto	A, C	SM	30	de resolución temporal	1.85 ± 0.09 MBq (50.0 ± 2.5 μ Ci)
Resolución energética	A, C	D, SM	30	1 fuente puntual	740 ± 37 kBq (20 ± 1 μ Ci)
Tamaño de píxel	A, C	SM	20	de tamaño de píxel	740 ± 37 kBq (20 ± 1 μ Ci)
Tasa máxima de conteo	A, C	SM, Da	40	1 fuente puntual	3.70 ± 0.18 MBq (100 ± 5 μ Ci)
Sensibilidad	A, C	M	20	1 fuente de disco	7.40 ± 0.37 MBq (200 ± 10 μ Ci)

(*) Pruebas de: A – Aceptación, E - Estado, C – Constancia.

(**) I – Instalación de equipo, D – diaria, M – mensual, TM – trimestral, SM – semestral, A – anual, Da – sospecha de daño en el equipo.

(***) El tiempo utilizado para la realización de la prueba en minutos.

(****) Utiliza un patrón rectangular de cuatro cuadrantes de barras paralelas.

A continuación se describe el procedimiento para la realización de cada prueba de desempeño no tomográfico.

3.3.2.1 Uniformidad intrínseca

Objetivo: Verificar la uniformidad de la respuesta del detector ante un campo uniforme de radiación incidente sobre la superficie de éste. En particular, evaluar la uniformidad integral (UI) y la uniformidad diferencial (UD) en el campo de visión útil (UFOV) y el campo de visión central (CFOV) del detector.

Material:

Fuente puntual con una actividad de 740 ± 37 kBq (20 ± 1 μ Ci) en un volumen menor que 0.01 ml.

Procedimiento:

1. Retirar el o los colimadores y colocar la fuente puntual en el soporte con el que cuenta la CG para este fin. La fuente debe quedar en el centro del campo de visión (FOV) del

detector y a una distancia de su superficie preestablecida por el sistema y que es aproximadamente 33 cm. Para obtener una irradiación uniforme del detector, utilizando una fuente puntual, el sistema realiza una corrección electrónica para compensar el factor del inverso del cuadrado de la distancia de la fuente hacia el detector.

2. Seleccionar ajuste en la categoría del servicio y comenzar el proceso de centrado del fotopico (peaking). Este consiste en centrar la ventana de energía en el fotopico del espectro de energía del radionúclido utilizado.
3. Realizar una sintonización fina o tuning (fine tune), el cual consiste de un proceso que ajusta los voltajes de alimentación y ganancias de los TFM, para que cada uno de estos presente una respuesta similar [Trujillo, 2005b].
4. Posteriormente, cuando el ajuste haya terminado, realizar de nuevo el proceso de centrado del fotopico (peaking). Los procedimientos dependen de las opciones que brinda el software de la CG: si tiene opción automática el programa centra automáticamente la ventana en el fotopico; si no la posee, empleando los dispositivos de ajuste del multicanal se ubica la ventana en el centro del fotopico y se registra la cifra de ajuste.
5. Los pasos anteriores deben repetirse para cada detector.
6. Para verificar diariamente la uniformidad intrínseca se adquiere una imagen estática de la fuente puntual con 30 millones de cuentas con el fin de evaluar una posible falta de homogeneidad en el FOV. Se utiliza una matriz de 1024 x 1024 pixeles y con un factor de magnificación de 1.00 [NEMA, 2007], [López, 2005], [Siemens, 2000] y [Trujillo, 2005b]. Se sugiere utilizar el *Formato F-04*.
7. Para realizar la calibración mensual de la uniformidad intrínseca se adquiere una imagen de 200 millones de cuentas, en cada uno de los detectores que disponga el equipo. Se utiliza una matriz de 1024 x 1024 pixeles y con un factor de magnificación de 1.00 [Siemens, 2000], [Trujillo, 2005b], [Rova, 2002]. Se sugiere utilizar el *Formato F-05*.
8. El sistema procesa los datos y calcula la UI y la UD, en el UFOV y el CFOV, usando las *Ecuaciones 2.1 y 2.2*.

Límite de aceptación:

La desviación del centro de la ventana de energía respecto al fotopico correspondiente debe ser menor que 3.0%. Se sugiere que los resultados porcentuales sean tales que la UI del CFOV sea menor que 2.94% y del UFOV sea menor que 3.74%. Para la UD se espera que los resultados porcentuales para el CFOV sea menor que 2.54% y para el UFOV menor que 2.74% [e.soft, 2004].

3.3.2.2 Uniformidad extrínseca

Objetivo: Evaluar la uniformidad integral (UI) y diferencial (UD) en el campo de visión útil (UFOV) y en el campo de visión central del detector (CFOV), para los colimadores disponibles.

Materiales:

Fuente extendida: Se utiliza el maniquí de campo extendido rellenable (flood phantom) junto con su soporte de colocación. Se utiliza una actividad de 555 ± 28 MBq (15.00 ± 0.75 mCi) de ^{99m}Tc .

Procedimientos:

1. Colocar el colimador deseado (en este caso se utilizó el colimador de energía baja-resolución alta). Elegir una ventana de energía centrada en 140 keV y con un ancho del 20%.
2. Colocar la fuente extendida, aproximadamente de 5 a 10 cm del colimador, de tal manera que quede paralela a la superficie del detector y que cubra todo el FOV del mismo.
3. Adquirir una imagen estática de 120 millones de cuentas, se utiliza una matriz de 1024 x 1024 pixeles y un factor de magnificación de 1.00 [NEMA, 2007], [López, 2005], [Siemens, 2000] y [Trujillo, 2005b]. Se sugiere utilizar el *Formato F-06*.
4. Si el equipo a verificar dispone de otros detectores, se deben de repetir los pasos anteriores para cada detector.
5. En el caso de otros colimadores de orificios paralelos, como los de energía media y energía alta, se repiten los pasos anteriores, con la excepción de realizar la adquisición de la imagen estática de 75 millones de cuentas [NEMA, 2007].

Límites de aceptación: La UI debe ser menor que 6% para el UFOV y la UD menor que la UI [e.soft, 2004].

3.3.2.3 Resolución espacial intrínseca

Objetivo: Evaluar el ancho total a la mitad del máximo (FWHM) de la función de respuesta a una fuente puntual para estimar la resolución espacial intrínseca del detector.

Materiales:

Fuente puntual isotrópica de ^{99m}Tc con una actividad de 740 ± 37 kBq (20 ± 1 μCi) con un volumen de la fuente (vial) menor que el 0.01 ml.

Patrón rectangular de cuatro cuadrantes de barras paralelas tipo NEMA.

Procedimiento:

1. Retirar los colimadores de la CG. Elegir una ventana de energía centrada en 140 keV y con un ancho del 20%.
2. Colocar la fuente puntual, en el soporte (en los equipos utilizados el soporte es una varilla extensible). Colocar el patrón rectangular de cuatro cuadrantes de barras paralelas encima del detector. Se sugiere utilizar el *Formato F-07*.
3. Adquirir una imagen estática de 40 millones de cuentas y almacenarla en una matriz de 1024 x 1024 pixeles y utilizando un factor de magnificación de 1.00 [NEMA, 2007],

[López, 2005], [Siemens, 2000] y [Trujillo, 2005b].

4. Determinar el cuadrante con el menor valor D^1 , en el cual se pueden definir las barras paralelas en la imagen y estimar el FWHM en función de la separación en mm de las barras utilizando la siguiente fórmula:

$$FWHM = 1.75 \times D \quad (Ec.3.1)$$

Donde el FWHM de la función de esparcimiento (lineal o puntual) estimada es aproximadamente 1.75 veces mayor a lo que se puede resolver con el patrón de barras (D). La *Figura 3.13* muestra un esquema tanto para el perfil de una imagen del patrón de barras paralelas, así como del perfil individual para cada barra.

Si el equipo dispone de otros detectores se debe de repetir el procedimiento anterior.

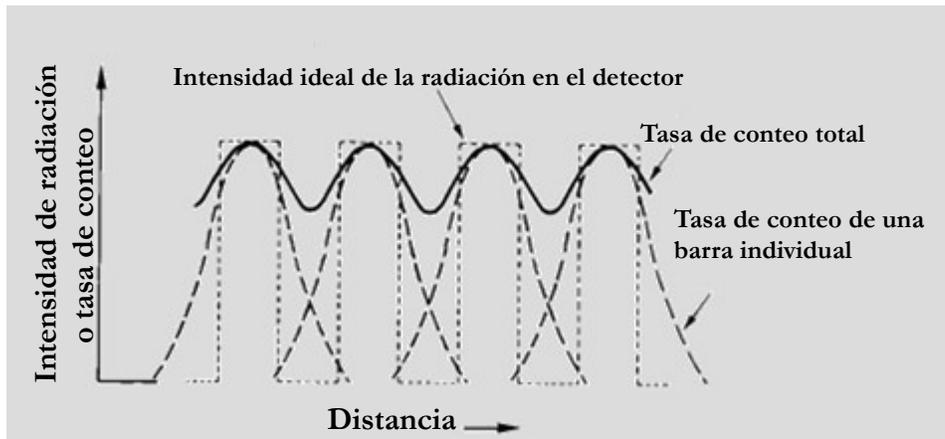


Figura 3.13 Perfil de la imagen de un patrón de barras paralelas [Cherry, 2003].

Límite de aceptación: Se estima que para una matriz de 1024 x 1024 píxeles, la resolución espacial intrínseca debe ser menor que o igual a 4.4 mm.

3.3.2.4 Resolución espacial extrínseca (resolución del sistema)

Objetivo: Verificar la resolución espacial del colimador de orificios paralelos más utilizado en el servicio (colimador de energía baja-alta resolución).

¹ D en el arreglo de barras paralelas de plomo, es el ancho de cada barra e igual a la separación entre ellas para cada cuadrante de barras.

Materiales:

Fuente extendida: maniquí de campo extendido con su soporte o montaje, con una actividad de 555 ± 28 MBq (15.00 ± 0.75 mCi) de ^{99m}Tc .

Patrón rectangular de cuatro cuadrantes de barras paralelas tipo NEMA.

Procedimiento:

1. Colocar el colimador de energía baja-alta resolución. Elegir una ventana de energía centrada en 140 keV y con un ancho del 20%.
2. Colocar el maniquí de campo extendido junto con su soporte o montaje sobre la camilla. De manera posterior, sobre el maniquí colocar el patrón rectangular de cuatro cuadrantes de barras paralelas. Disminuir en lo posible, la distancia entre el maniquí de campo extendido con el colimador (de preferencia a contacto).
3. Adquirir imágenes estáticas de 30 millones de cuentas, con una matriz de 1024 x 1024 pixeles y un factor de magnificación de 1.00 [NEMA, 2007] y [Trujillo, 2005b]. Se sugiere utilizar el *Formato F-08*.
4. Determinar el valor D, que correspondiente al cuadrante con la menor separación entre barras paralelas que se defina mejor en la imagen y estimar el FWHM en función de la separación en mm de las barras elegidas utilizando la *Ecuación 3.1*.
5. Repetir el proceso para cada colimador disponible.

Límite de aceptación: La resolución espacial intrínseca establece el límite de la resolución espacial alcanzable del sistema. Durante la verificación, el FWHM no debe ser mayor que el 10% del valor reportado en la prueba de aceptación.

3.3.2.5 Tiempo muerto

Objetivo: Estimar el tiempo muerto de una CG.

Materiales:

Maniquí de resolución temporal: maniquí con 2 fuentes puntuales, cada una con 1.85 ± 0.09 MBq (50.0 ± 2.5 μCi) de ^{99m}Tc , en un volumen menor que 0.030 ml cada uno.

Procedimiento:

1. Retirar el colimador de la CG. Elegir una ventana de energía centrada en 140 keV y con un ancho del 20%.
2. Colocar el maniquí de resolución temporal, de modo que quede centrado frente al cristal de centelleo. La distancia de separación del maniquí al cristal de centelleo es aquella que produzca el 20% de pérdidas totales de la tasa de conteo cuando se colocan ambas fuentes. Las adquisiciones para la prueba intrínseca se realizan en 3 minutos, con una matriz de 1024 x 1024 pixeles y un factor de magnificación de 1.00 [Rodríguez, 2006]. Se sugiere utilizar el *Formato F-09*.
3. Colocar solo una de las fuentes puntuales del maniquí de resolución temporal. Realizar una primera adquisición de imagen estática y registrar el número de cuentas de la

imagen como R_1 [GEMI, 2008], [NEMA, 2007], [AAPM, 1995] y [López, 2005].

4. Colocar la segunda fuente al lado de la primera, y adquirir una segunda imagen estática y registrar el número de cuentas de la imagen como R_{12} .
5. Retirar la primera fuente (R_1), adquirir una tercera imagen estática y registrar el número de cuentas de la imagen como R_2 .
6. Repetir los pasos 4, 5, 6, invirtiendo el orden de las fuentes y obtener nuevos valores llamados: R'_2 , R'_{12} , R'_1 .
7. Retirar el soporte y las fuentes puntuales; adquirir una imagen final estática en la ausencia de cualquier fuente de radiación ionizante y registrar el número de cuentas de la imagen como R_f .
8. En el procedimiento de análisis de resultados se resta el valor asignado al fondo R_f , a cada uno de los valores, y se obtiene el tiempo muerto (τ) de la siguiente manera (para un sistema paralizante [Cherry, 2003]):

$$\tau_1 = \frac{2 \cdot R_{12}}{(R_1 + R_2)^2} \cdot \ln \frac{R_1 + R_2}{R_{12}} \quad (Ec.3.2)$$

$$\tau_2 = \frac{2 \cdot R'_{12}}{(R'_1 + R'_2)^2} \cdot \ln \frac{R'_1 + R'_2}{R'_{12}} \quad (Ec.3.3)$$

$$\tau = \frac{\tau_1 + \tau_2}{2} (\mu s) \quad (Ec.3.4)$$

$$R_{20\%} = \frac{0.2231}{\tau} (cps) \quad (Ec.3.5)$$

Donde $R_{20\%}$ es el valor real de la tasa de conteo para el cual la tasa de conteo medida difiere en un 20% de esta tasa de conteo real.

9. La estimación del tiempo muerto se debe realizar para cada detector que posea la CG.

Límite de aceptación: Los valores de τ y $R_{20\%}$ no deben ser mayor que el 10% establecido en la prueba de aceptación.

3.3.2.6 Resolución energética

Objetivo: Estimar la resolución energética de una CG, utilizando diversos radionúclidos.

Material:

Fuente puntual con una actividad de 740 ± 37 kBq (20 ± 1 μ Ci) para cada uno de los radionúclidos disponibles, en un volumen menor que 0.01 ml.

Procedimiento:

1. Seleccionar los principales radionúclidos utilizados en el servicio de medicina nuclear, ordenados en función de la relación colimador-energía gamma (en este caso particular: ^{99m}Tc y ^{201}Tl para el colimador energía baja-resolución alta, ^{67}Ga e ^{111}In para energía media, y ^{131}I para energía alta).
2. Colocar la fuente puntual de uno de los radionúclidos seleccionados en el soporte diseñado para este fin. Colocar el colimador correspondiente a la energía del radionúclido a utilizar. La fuente debe quedar en el centro del FOV del detector y a una distancia de su superficie preestablecida por el sistema y que es aproximadamente 33 cm.
3. Adquirir un espectro del radionúclido con 300,000 cuentas, con una matriz de 1024 x 1024 pixeles y un factor de magnificación de 1.00 [Rodríguez, 2006], [Sánchez, 2002] y [López, 2005]. Se sugiere utilizar el *Formato F-10*.
4. Retirar la fuente y colocar otro radionúclido (que utilice el mismo colimador, en su defecto utilizar el correspondiente a la energía de emisión). Sin alterar los parámetros anteriores, adquirir el espectro del nuevo radionúclido.
5. Repetir los incisos 2 y 3 de manera sucesiva hasta concluir con los radionúclidos disponibles.
6. En el procedimiento de análisis de datos, la resolución energética se determina a partir de analizar los diversos fotopicos observados en los espectros de energías adquiridos por el analizador multicanal de la CG. La resolución energética se obtiene a partir del FWHM del fotopico del espectro de energías, expresado como un porcentaje de la energía del fotopico de la siguiente manera:

$$R_e = \frac{FWHM \text{ del fotopico}}{\text{Energía de los fotones primarios}} \times 100 (\%) \quad (\text{Ec. 3.6.})$$

Límite de aceptación: Durante la verificación, la resolución energética no debe ser mayor que el 10% del valor reportado en la prueba de aceptación.

3.3.2.7 Tamaño del píxel

Objetivo: Determinar el tamaño del píxel en la matriz utilizada.

Materiales:

Maniquí de tamaño de píxel: maniquí de cuatro fuentes puntuales, con una actividad de 740 ± 37 kBq (20 ± 1 μCi) en 0.015 ml de disolución de ^{99m}Tc en cada fuente.

Procedimiento:

1. Colocar el colimador de energía baja-resolución alta. Elegir una ventana de energía centrada en 140 keV y con un ancho del 20%.

2. Colocar el maniquí centrado y a una distancia de 30 mm del colimador, orientado de forma paralela al colimador.
3. Adquirir una imagen estática con 300,000 cuentas en una matriz de 1024 x 1024 pixeles, con factor de magnificación de 1.00 [GEMI, 2008], [Rodríguez, 2006] y [López, 2005]. Se sugiere utilizar el *Formato F-11*.
4. Durante el proceso de análisis de datos, obtener el tamaño de píxel de la siguiente manera:
Si (x_1, y_1) , (x_2, y_2) , (x_3, y_3) , (x_4, y_4) son las coordenadas cartesianas en pixeles de los cuatro puntos proyectados en la imagen adquirida, entonces:

$$d_{horizontal} = \sqrt{(x_3 - x_2)^2 + (y_3 - y_2)^2} \quad (Ec.3.7)$$

$$d_{vertical} = \sqrt{(x_1 - x_4)^2 + (y_1 - y_4)^2}$$

Finalmente, el tamaño de píxel en la dirección horizontal (TPH) y vertical (TPV) serán:

$$TPH = \frac{30}{d_{horizontal}} (mm / píxel) \quad (Ec.3.8)$$

$$TPV = \frac{30}{d_{vertical}} (mm / píxel)$$

Donde 30 mm corresponde a la distancia de separación entre los centros de los orificios horizontales, así como de los verticales del maniquí.

5. Si el equipo a verificar dispone de otros detectores se debe repetir el procedimiento anterior para cada uno.

Límite de aceptación: La diferencia entre los valores nominales medidos a lo largo del eje X e Y, deben ser menores que 5%.

3.3.2.8 Tasa máxima de conteo

Objetivo: Estimar la tasa máxima de conteo de una CG.

Materiales:

Fuente puntual de ^{99m}Tc con una actividad de 3.70 ± 0.18 MBq (100 ± 5 μCi), con un volumen menor que 0.01 ml.

Nota inicial: todas las adquisiciones de la presente prueba se realizan en 1 minuto, con una matriz de 1024 x 1024 pixeles y con un factor de magnificación de 1.00.

Procedimiento:

1. Retirar los colimadores de la CG. Elegir una ventana de energía centrada en 140 keV y con un ancho del 20%.
2. Colocar la fuente a la máxima distancia posible del detector, de modo que la fuente quede centrada frente al cristal de centelleo. Acercar la fuente al detector en pasos de 5 cm de distancia [NEMA, 2007], [Rodríguez, 2006] y [Sánchez, 2002]. Se sugiere utilizar el *Formato F-12*.
3. Evitar que la fuente esté cercana a objetos que puedan provocar dispersión. En cada paso adquirir una imagen estática.
4. Repetir el proceso para cada detector disponible.
5. En la interpretación de datos, a cada paso le corresponde una tasa de conteo en función de la distancia de la fuente-detector. Al seleccionar los pasos adquiridos correspondientes y ordenados desde la máxima a la mínima separación fuente-detector, conforme disminuye la distancia la tasa de conteo aumenta, hasta llegar a una tasa de conteo máxima correspondiente a una única distancia (D_M). Al sobrepasar el valor D_M y seguir disminuyendo la distancia, la tasa de conteo ahora disminuye. Obtener el valor D_M .

Límite de aceptación: Durante la verificación el número de cuentas máximo no debe ser menor al 10% del valor reportado en la prueba de aceptación.

3.3.2.9 Sensibilidad

Objetivo: Evaluar los cambios en la respuesta de la CG como función de la actividad utilizada.

Materiales:

Fuente de disco con una actividad de 7.40 ± 0.37 MBq (200 ± 10 μ Ci) de ^{99m}Tc diluido uniformemente en una solución acuosa en un volumen de 25 ml y contenido en una caja de petri de 10 cm de diámetro (se recomienda un espesor de la solución inferior a 3 mm para minimizar la atenuación de la fuente y su contenedor).

Procedimiento:

1. Colocar el detector a 180° , y poner sobre el colimador la fuente de disco.
2. Elegir una ventana de energía centrada en 140 keV y con un ancho del 20%.
3. Dividir el colimador en 9 cuadrantes y realizar la adquisición de una imagen estática durante 1 minuto con la fuente de disco colocado en el centro de cada cuadrante a contacto. Almacenar cada imagen en una matriz de 256 x 256 pixeles y utilizar un factor de magnificación de 1.00 [NEMA, 2007], [López, 2005], [Trujillo, 2005b] y [Sánchez, 2002]. Se sugiere utilizar el *Formato F-13*.
4. Retirar el maniquí.
5. Adquirir una imagen sin el maniquí conservando los parámetros de adquisición.
6. Si el equipo a verificar dispone de otros detectores se debe de repetir el procedimiento

para cada uno.

7. Para el proceso de análisis de resultados, la sensibilidad (cpm/ μCi), se obtiene de la siguiente ecuación:

$$S(\text{cpm} / \mu\text{Ci}) = \frac{C_{ROI} - C_B}{t \cdot A_f} \quad (\text{Ec. 3.9})$$

C_{ROI} representa las cuentas obtenidas en la región de interés en presencia de una fuente radiactiva con una actividad A_f (en μCi), C_B son las cuentas de fondo de la misma región de interés y t es el tiempo de adquisición de las imágenes medido en minutos.

Límite de aceptación: La máxima variación de la sensibilidad entre cuadrantes es del 2.0%. La máxima variación entre las mediciones (entre cada mes), con respecto a la prueba de aceptación no deben ser mayores que 0.75%.

3.3.3 Pruebas de desempeño tomográficos

Las pruebas de desempeño tomográficos de las CG necesitan la verificación previa de todas las pruebas de desempeño no tomográficas, ya que cualquier afectación de éstas llevará invariablemente a una pérdida en la calidad de los parámetros tomográficos.

El aseguramiento de calidad para sistemas tomográficos de múltiples detectores, a diferencia de uno con un solo detector, depende de los grados de libertad de los detectores y de sus principios de procesamiento, la realización de las pruebas de referencia como las de aceptación utilizan mayor tiempo para su aplicación, ya que deben verificarse los detectores como sistemas independientes y después como un conjunto.

Para un sistema dual se recomienda lo siguiente:

- i. Realizar comparaciones cuantitativas para cada detector por separado y después el análisis del conjunto, la diferencia entre los parámetros no debe degradar la imagen tomográfica, ni sus parámetros característicos.
- ii. Siempre deben coincidir los ejes de rotación detector-colimador.

En la *Tabla 3.3* se describen las pruebas de los parámetros de desempeño para sistemas tomográficos, su clasificación y frecuencia mínima propuesta.

Tabla 3.3. Parámetros de desempeño de CG (SPECT) que deben incluirse en un PAC.

Parámetro de desempeño	Prueba (*)	Frecuencia (**)	Tiempo (***,min.)	Maniquí	Actividad
Uniformidad intrínseca rotacional	A, E	M	40	1 fuente puntual	740 ± 37 kBq (20 ± 1 μ Ci)
Desplazamiento del COR	A, C	I, TM	40	del desplazamiento del COR	37.00 ± 1.85 MBq (1.00 ± 0.05 mCi)
Tamaño absoluto del píxel	A, C	SM	20	de tamaño de píxel	740 ± 37 kBq (20 ± 1 μ Ci)
Uniformidad espacial tomográfica	A, E, C	I, TM	40	Jaszczak o Carlson	555.00 ± 27.75 MBq (15.00 ± 0.75 mCi)
Contraste y resolución espacial tomográfica	A, E, C	I, TM	40	Jaszczak o Carlson	555.00 ± 27.75 MBq (15.00 ± 0.75 mCi)

(*) Pruebas de: A – aceptación, E - Estado, C – Constancia.

(**) I – Instalación de equipo, D – diaria, M – mensual, TM – trimestral, SM – semestral, A – anual, Da – sospecha de daño en el equipo.

(***) El tiempo utilizado para la realización de la prueba en minutos.

A continuación se describe el procedimiento para la realización de cada prueba indicada en la tabla anterior.

3.3.3.1 Uniformidad intrínseca rotacional

Objetivo: Verificar que para diferentes posiciones angulares del detector de una CG no existen variaciones en su uniformidad intrínseca.

Material:

Fuente puntual de ^{99m}Tc con una actividad de 740 ± 37 kBq (20 ± 1 μ Ci) y un volumen menor que 0.01 ml.

Procedimientos:

1. Retirar el colimador y colocar la fuente puntual, en el soporte (en los equipos utilizados el soporte es una varilla extensible). Elegir una ventana de energía centrada en 140 keV y con un ancho del 20%.
2. Realizar adquisiciones estáticas de 20 millones de cuentas, factor de magnificación de 1.00 y almacenarlos en una matriz de 1024 x 1024 pixeles, con el detector en las posiciones de 0° , 90° , 180° y 270° [IAEA, 2009], [AAPM, 1995], [Coleman, 1982] y [López, 2005]. Se sugiere utilizar el *Formato F-14*.
3. Si el equipo a verificar dispone de otros detectores se deben de repetir los pasos anteriores para cada uno.

En el procedimiento de análisis de resultados:

4. Calcular la uniformidad intrínseca (UI) en cada una de las 4 imágenes adquiridas.
5. Calcular la máxima y la mínima variación de la UI en el UFOV entre las 4 imágenes.
6. Calcular la variación de la UI en el UFOV entre las adquisiciones a 0° y la de 180° .
7. Calcular la variación de la UI en el UFOV entre las adquisiciones a 90° y la de 270° .

Límite de aceptación: Se considera aceptable una variación máxima menor que 1.0% para los valores de la UI del UFOV tanto para la utilización de un solo detector, como el uso de varios con respecto al mismo plano, así como la máxima variación de la UI del UFOV del mismo detector para distintos planos.

3.3.3.2 Desplazamiento del centro de rotación (COR)

Objetivo: Verificar que coincidan el centro de rotación físico, el centro electrónico del detector y el centro de la matriz digital de adquisición de las proyecciones.

Materiales:

Maniquí del desplazamiento del COR: NCO/MHR/NEMA P/N 5984302, se utiliza 5 fuentes puntuales para el colimador de energía baja-resolución alta o 3 fuentes puntuales para colimadores de energía media y energía alta, con actividad de 37.00 ± 1.85 MBq (1.00 ± 0.05 mCi) de ^{99m}Tc en un volumen menor que 0.02 ml por cada fuente radiactiva.

Un nivel de burbuja.

Procedimientos:

1. Colocar el colimador de energía baja-resolución alta. Verificar la posición del detector a 0° . Elegir una ventana de energía centrada en 140 keV y con un ancho del 20%.
2. Colocar el maniquí del desplazamiento del COR sobre la camilla y paralelo al colimador, verificar el centrado en el UFOV de la fuente puntual central del maniquí.
3. Realizar una adquisición tomográfica con las siguientes condiciones: una matriz de 128 x 128 pixeles, un factor de magnificación de 1.00, órbita circular de 360° de rotación, 120 proyecciones, 50,000 cuentas por imagen y un radio de rotación de 25 cm [IAEA, 2009], [NEMA, 2007], [Siemens, 2000], [Trujillo, 2005b], [Sánchez, 2002], [Rodríguez, 2006] y [López, 2005]. Se sugiere utilizar el *Formato F-15*.
4. Para los colimadores de energía media y energía alta, se repiten los incisos anteriores utilizando sólo 3 fuentes puntuales e imágenes de 30,000 cuentas.
5. Si el equipo a verificar dispone de otros detectores se deben aplicar los pasos anteriores de manera conjunta para los detectores del sistema.

En el procedimiento de análisis de resultados el sistema de cómputo asociado a la CG, realiza el análisis por sí mismo y determina cual es la desviación del centro de rotación tanto en el eje X como en el eje Y de la siguiente manera: utiliza las imágenes tomográficas para generar sinogramas de fuentes puntuales, existen tantos sinogramas como filas. Una de estas filas es utilizada para verificar la desviación con respecto a los ejes cartesianos, para

este fin se obtiene el mínimo y máximo cambio en el eje X (X_{\min} y X_{\max} respectivamente en pixeles) con respecto al eje del sinograma observado y el esperado. A partir de las desviaciones reales construye una recta y estima la desviación absoluta para los ejes cartesianos al realizar un ajuste de la recta real con respecto a la esperada por el método de mínimos cuadrados.

Límite de aceptación: Criterios válidos para colimadores de energía baja-resolución alta, después de la reconstrucción por retroproyección filtrada [Janebra, 2000]:

- Desviación máxima menor que 1 píxel ($(X_{\max} - X_{\min}) < 1$ píxel).
- Las desviaciones absolutas en las direcciones x e y para cada detector deben ser menores que 0.5 pixeles ($RMS^2 < 0.5$ pixeles).
- El desplazamiento del COR debe ser independiente de la posición de la fuente en el FOV (máxima desviación en $Y \leq 1$ píxel).

Si la verificación del COR se realiza con colimadores para energía media o alta, los límites de aceptación pueden ser hasta 50% mayores que para los colimadores de energía baja-resolución alta. El desplazamiento del COR debe ser independiente de la posición de la fuente en el FOV (no debe diferir más de 2 mm entre el centro y los bordes del FOV), de lo contrario puede indicar que el eje Y no está alineado con el eje de rotación [Sánchez, 2002] y [López, 2005].

3.3.3.3 Tamaño absoluto del píxel

Objetivo: Determinar el tamaño absoluto de píxel para una matriz de 128 x 128 pixeles empleada en la reconstrucción tomográfica, utilizando colimadores de energía baja-resolución alta.

Materiales:

Maniquí de tamaño de píxel: maniquí de cuatro fuentes puntuales, cada una de 740 ± 37 kBq (20 ± 1 μ Ci) de actividad con 0.015 ml de disolución de ^{99m}Tc .

Nivel de burbuja.

Procedimiento:

1. Colocar el colimador de energía baja-resolución alta. Colocar el maniquí en posición perpendicular a la superficie del colimador.
2. Elegir una ventana de energía centrada en 140 keV y con un ancho del 20%.
3. Realizar una adquisición tomográfica utilizando las siguientes condiciones: una matriz de 128 x 128 pixeles, un factor de magnificación de 1.00 [Rodríguez, 2006], una órbita circular de 360°, 120 proyecciones, con 30,000 cuentas por proyección y un radio de

² RMS (error medio cuadrático) de la imagen. Se calcula como la raíz cuadrada de las desviaciones entre los valores observados y los estimados cuando se hace la corrección geométrica al sinograma de la imagen. El valor RMS no es más que la distancia entre sus coordenadas reales y las estimadas por el ajuste de mínimos cuadrados a un sinograma. El RMS se utiliza para evaluar la calidad del ajuste.

rotación de 20 cm [GEMI, 2008], [IAEA, 2009] y [López, 2005]. Se sugiere utilizar el *Formato F-16*.

4. Si el equipo a verificar dispone de otros detectores se deben aplicar los pasos anteriores de manera conjunta para los detectores del sistema.
5. Para el proceso de análisis de datos, en la reconstrucción tomográfica seleccionar una imagen con un corte axial, en el que se logren visualizar mejor las cuatro fuentes puntuales del maniquí. Por medio del programa ImageJ versión 1.42, en los ejes coordenados procesar los datos (distancias), y utilizando las *Ecuaciones 3.7 y 3.8 (véase el inciso 4 de la sección 3.3.2.7)*, estimar el tamaño del píxel.

Límite de aceptación: La diferencia entre los valores de X e Y debe ser menor que 5%.

3.3.3.4 Uniformidad espacial tomográfica

Objetivo: Verificar la uniformidad tomográfica de un sistema SPECT.

Materiales:

Maniquí cilíndrico tipo Carlson o Jaszczak, con una actividad de 555.00 ± 27.75 MBq (15.00 ± 0.75 mCi) de ^{99m}Tc .

Nivel de burbuja.

Procedimiento:

1. *Preparación del maniquí:*
 - I. Retirar del maniquí los elementos internos (esferas y columnas de acrílico).
 - II. Rellenarlo hasta la mitad del recipiente con agua bidestilada, de preferencia caliente, con la finalidad de reducir la formación de burbujas.
 - III. Colocar en el interior del maniquí todos los elementos internos. Llenar el resto del maniquí con agua bidestilada. Depositar en el interior del maniquí una actividad de 555.00 ± 27.75 MBq (15.00 ± 0.75 mCi) de ^{99m}Tc , con los cuidados pertinentes para evitar contaminaciones exteriores y derrames de la solución radiactiva, cerrar y agitar el maniquí para mezclar bien la solución radiactiva.
2. Colocar el colimador de energía baja-resolución alta.
3. Elegir una ventana de energía centrada en 140 keV y con un ancho del 20%.
4. Coloque el maniquí sobre la camilla verificando que su centro coincida con el eje de rotación de la CG.
5. Realizar una adquisición tomográfica utilizando las siguientes condiciones: una matriz de 128 x 128 píxeles, un factor de magnificación de 1.00, órbita circular de 360°, 120 proyecciones, con 30,000 cuentas por proyección, utilizar la función de autocontorno (que mantiene la distancia mínima entre el detector y el maniquí durante la adquisición) [López, 2005], [Trujillo, 2005b], [Rova, 2002] y [Sánchez, 2002], Se sugiere utilizar el *Formato F-17*.

Método de análisis basado en el contraste de artefactos:

- a. Reconstruir cortes axiales empleando la retroproyección filtrada aplicando un filtro tipo rampa. Elegir un corte tomográfico de la sección del maniquí que no contiene elementos internos, conocida como sección de uniformidad, en el que se observe la mayor variación aparente de la uniformidad o la presencia de algún artefacto [IAEA, 2009] y [AAPM, 1995].
- b. Seleccionar una región de interés (ROI) que incluya el artefacto más notable en el corte elegido, y determinar el valor mínimo o máximo por píxel en la ROI definida. Registrar este valor como $C_{min/max}$.
- c. Utilizando la misma ROI, determinar el número de cuentas promedio por píxel en 10 zonas diferentes en las cercanías de los bordes del artefacto. Registrarlos como $C_1 = C_1, C_2, \dots, C_{10}$.
- d. Determinar el valor promedio C_{prom} de la siguiente manera:

$$C_{prom} = \frac{\sum_i C_i}{10} \quad (Ec.3.10)$$

- e. Estimar el contraste del artefacto a partir de la siguiente ecuación:

$$C_{artefacto} = \frac{(C_{min/max} - C_{prom})}{(C_{min/max} + C_{prom})} * 100 \quad (Ec.3.11)$$

Límite de aceptación: El contraste del artefacto no debe exceder el 10%.

Método basado en la uniformidad integral (UI):

- a. Reconstruir cortes axiales empleando el método de retroproyección filtrada utilizando un filtro tipo rampa. Elegir un corte tomográfico de la sección de uniformidad, en el que se observe la mayor variación aparente de la uniformidad o la presencia de un artefacto [IAEA, 2009] y [AAPM, 1995].
- b. Seleccionar una región de interés (ROI) que incluya toda la región interna del maniquí. Determine en esta ROI los valores $C_{máx}$ y $C_{mín}$ que corresponden al número de cuentas máximo y mínimo por píxel. Determine el valor porcentual de la UI con la siguiente ecuación:

$$UI \% = \frac{(C_{máx} - C_{mín})}{(C_{máx} + C_{mín})} * 100 \quad (Ec.3.12)$$

- c. Utilizando el mismo corte tomográfico, se puede estimar el valor del nivel de ruido porcentual (rms (%)) [AAPM, 1995], utilizando el siguiente procedimiento:

Se determina el valor promedio del número de cuentas por píxel (Y) en una región de interés:

$$Y = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N y_i \quad (Ec.3.13)$$

Donde N es el número de píxeles en la región de interés y y_i es el número de cuentas por píxel en el i -ésimo píxel. Se asume que el sistema de procesamiento para la reconstrucción de imágenes tomográficas, utiliza un algoritmo apropiado de corrección por atenuación.

A continuación, se calcula la desviación estándar (S) con la siguiente ecuación [Kim, 2006]:

$$S = \frac{1}{\sqrt{N-1}} \sqrt{\sum_{i=1}^N (y_i - Y)^2} \quad (Ec.3.14)$$

o

$$S = \frac{1}{\sqrt{N-1}} \sqrt{\sum_{i=1}^N (y_i^2) - N * Y^2} \quad (Ec.3.15)$$

Utilizando los resultados de las ecuaciones 3.13 y 3.15, el *rms* (%) se calcula como:

$$rms \text{ (\%)} = \frac{S}{Y} * 100 \quad (Ec.3.16)$$

Límites de aceptación: Los valores aceptables de la UI% deben estar dentro del intervalo del 7.0 al 12.0% y el rms (%) entre el 3.0 y el 6.0%.

Verificación de la corrección por atenuación:

- a. Reconstruir cortes axiales empleando el método de retroproyección filtrada utilizando un filtro tipo Butterworth. Activar el método de corrección de atenuación de Chang (que supone que el factor de corrección de atenuación es constante en toda la sección transversal del objeto) asignando el valor de 0.12 cm^{-1} [IAEA, 2009] y [AAPM, 1995].
- b. Elegir un corte tomográfico de la sección de uniformidad y trazar un perfil con un grosor de 5 píxeles y que pase por el centro del maniquí.
- c. Verificar que el perfil sea plano. Si es cóncavo o convexo, significa que la atenuación se está sub-corrigiendo o sobre-corrigiendo, respectivamente.
- d. Para verificar cuantitativamente el aplanado del perfil, determine el número de cuentas promedio por píxel en la región central de perfil (5 píxeles); y el número de cuentas promedio por píxel en las regiones (5 píxeles) cercanas a los bordes del perfil.

Límite de aceptación: La diferencia entre el valor promedio de cuentas por píxel en los bordes del perfil y el valor en la región central, no debe ser mayor que 10%, valores superiores pueden asociarse a errores en la determinación del coeficiente de atenuación o del contorno del maniquí utilizado para la realización de la corrección de la atenuación.

3.3.3.5 Contraste y resolución espacial tomográfica

Objetivo: Evaluar la resolución espacial y el contraste tomográficos.

Materiales:

Maniquí 8: maniquí cilíndrico tipo Carlson o Jaszczak, con una actividad de 555 ± 28 MBq (15.00 ± 0.75 mCi).

Nivel de burbuja.

Procedimiento:

1. Utilizar la reconstrucción tomográfica obtenida en la prueba anterior.
2. Elegir los cortes tomográficos que contienen las esferas y los cilindros sólidos que simulan regiones frías (sin concentración de material radiactivo, que se observan en las imágenes como regiones circulares “frías”) y determinar el contraste para cada esfera visible utilizando el método de la *sección 2.2.3*:

$$C = \left| \frac{R_l - R_o}{R_o} \right| \quad (\text{Ec. 3.17})$$

Donde R_o es el número de cuentas acumuladas del fondo y R_l es el número de cuentas en las regiones “frías”, determinadas en una misma ROI [IAEA, 2009].

3. Determinar cuál esfera o barra es la más pequeña visible en la imagen. La resolución tomográfica, se estimará cualitativamente utilizando el diámetro de ésta. Se sugiere utilizar el *Formato F-18*.
4. Estimar la resolución espacial a lo largo del eje Z (el grosor del corte tomográfico), determinando la longitud del maniquí y dividiéndola entre el número de cortes tomográficos en los que se observa el maniquí.

Límites de aceptación: Estas verificaciones son de carácter general y son útiles sólo como verificaciones de referencia que se deben comparar periódicamente.

Capítulo 4. Análisis y resultados

4.0 Pruebas de desempeño de cámaras gamma (CG)

4.1 Uniformidad intrínseca

De forma previa a la prueba de uniformidad intrínseca, se realiza el proceso de centrado del fotopico (peaking) (véase procedimiento en la sección 3.3.2.1). En la Figura 4.1 se muestran dos imágenes, una de la colocación de la fuente puntual para la realización de esta prueba con respecto al cristal de centelleo y otra de una calibración inadecuada para el fotopico del ^{99m}Tc (140 keV). Una vez que la desviación del centro de la ventana de energía respecto al fotopico es menor que el 3.0% (se sugieren valores promedio de $140 \pm 2.1\%$ como aceptables), se continúa con la aplicación del procedimiento de sintonización de los tubos fotomultiplicadores (TFM).

En la Figura 4.2 se muestra una imagen del procedimiento de sintonización, se indican en color verde los TFM que tienen un desempeño adecuado, en color amarillo los que presentan una degradación y en color rojo los que se encuentran fuera del intervalo de aceptación.

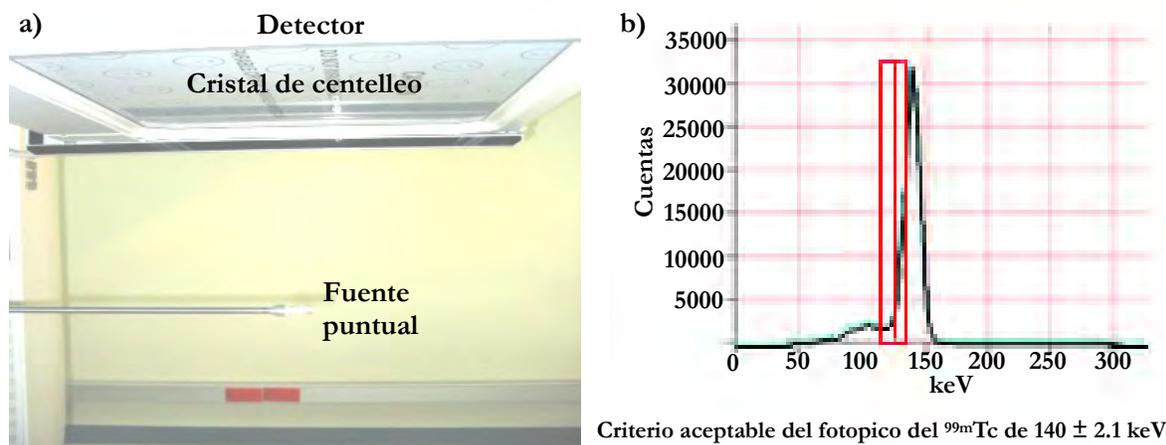


Figura 4.1. a) Colocación de la fuente puntual con respecto al detector. b) Proceso de centrado del fotopico del ^{99m}Tc (140 keV) de manera inadecuada, debido a que la desviación del centro de la ventana de energía respecto al fotopico fue de menos el 11%.

Existen 2 opciones de sintonización: un ajuste fino y un ajuste grueso. El ajuste fino se ejecuta cuando hay indicios de degradación en la imagen debido a la variación en las ganancias de los TFM. El ajuste grueso, sólo se ejecuta cuando el ajuste fino no corrige la uniformidad de la imagen intrínseca. El ajuste fino sólo ocupa un intervalo de ganancias limitado, mientras que el ajuste grueso puede tomar todas las ganancias disponibles por el equipo. Es por esta razón que se continúa después del proceso de centrado del fotopico con una sintonización fina para ajustar la ganancia de los TFM con la intención de que el sistema registre el fotopico exacto de la energía del radionúclido. Posteriormente e inmediato a la sintonización se realiza de nuevo un proceso de centrado del fotopico.



Figura 4.2. La imagen muestra un ejemplo de la sintonización. Se visualiza de manera esquemática a los 59 TFM acoplados al cristal centellador.

Después de efectuados los procedimientos de centrado del fotopico y sintonización, se realiza la prueba de uniformidad intrínseca. La *Figura 4.3* presenta la comparación de dos imágenes de uniformidad intrínseca, una dentro de los criterios de aceptación (a) y otra (b) fuera de éstos (*véase la sección 3.3.2.1*).

Las Figuras 4.4 a la 4.9 muestran los valores de la uniformidad integral (UI) y uniformidad diferencial (UD) diarios y mensuales, para el sistema con un solo detector (equipo 1) y con dos detectores (equipo 2), evaluados en una matriz de 1024 x 1024 píxeles. Para el equipo 1 los valores diarios fueron adquiridos durante 53 días y los mensuales en un periodo de seis meses. Para el equipo 2, los valores diarios fueron adquiridos durante 46 días y los mensuales en un periodo de seis meses.

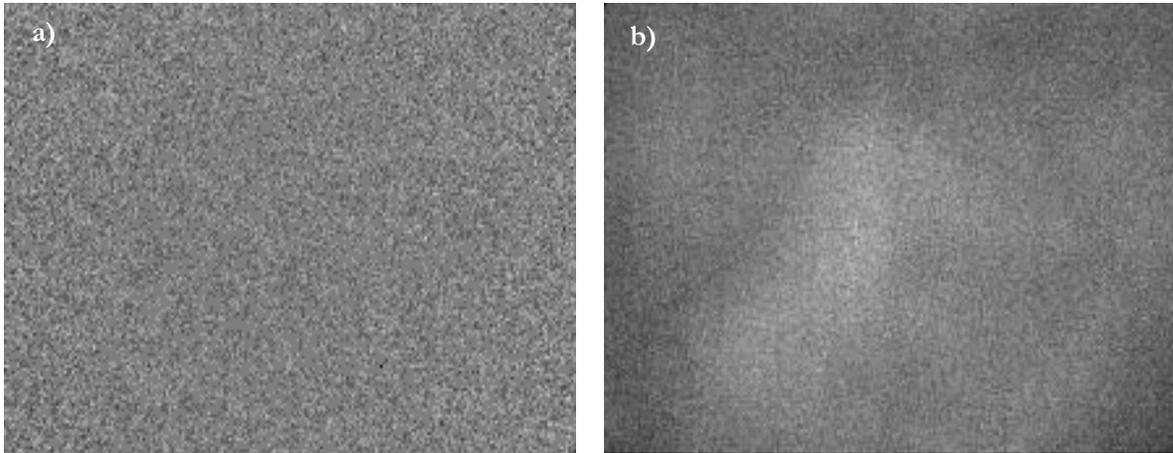


Figura 4.3. a) Imagen de uniformidad intrínseca dentro de los parámetros de aceptación. b) Imagen de uniformidad intrínseca que no cumple los parámetros de aceptación.

Los resultados de las pruebas pueden variar si se han realizado modificaciones eléctricas o mecánicas antes de la evaluación. La imagen puede ser adquirida con o sin corrección de uniformidad. Usualmente se realiza con corrección, pero se recomienda que durante las pruebas de aceptación o después de reparaciones importantes, se adquieran y conserven imágenes sin corrección, que permitan conocer el comportamiento del sistema ante fallas de los circuitos de corrección.

Las mediciones diarias son pruebas de constancia. Las mediciones mensuales son pruebas de estado, y el sistema las utiliza para calibrar las matrices de corrección para generar una respuesta uniforme de los TFM.

La uniformidad intrínseca puede ser afectada por las tasas elevadas de conteo, el desajuste de la ganancia de los TFM, el fallo parcial o total de uno o varios TFM y si la diferencia de un evento de centelleo ocurre en el centro de un TFM o entre los huecos o zonas muertas que existen entre los tubos, para corregir estas diferencias se requiere de un ajuste de la ganancia de todos los TFM.

Los resultados expresados en las Tablas 4.1 y 4.2 muestran los resultados de la uniformidad intrínseca para los dos sistemas utilizados, tanto para valores de UI como de UD en el UFOV.

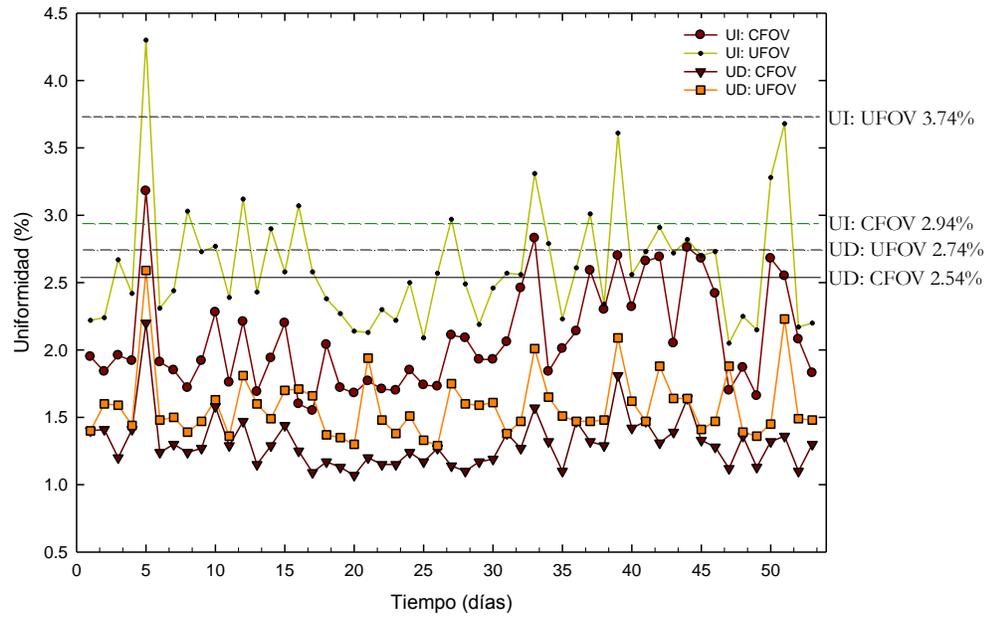


Figura 4.4. Valores de UI y UD del equipo 1, medidos durante 53 días. Las líneas horizontales indican los criterios de aceptación para el CFOV y el UFOV.

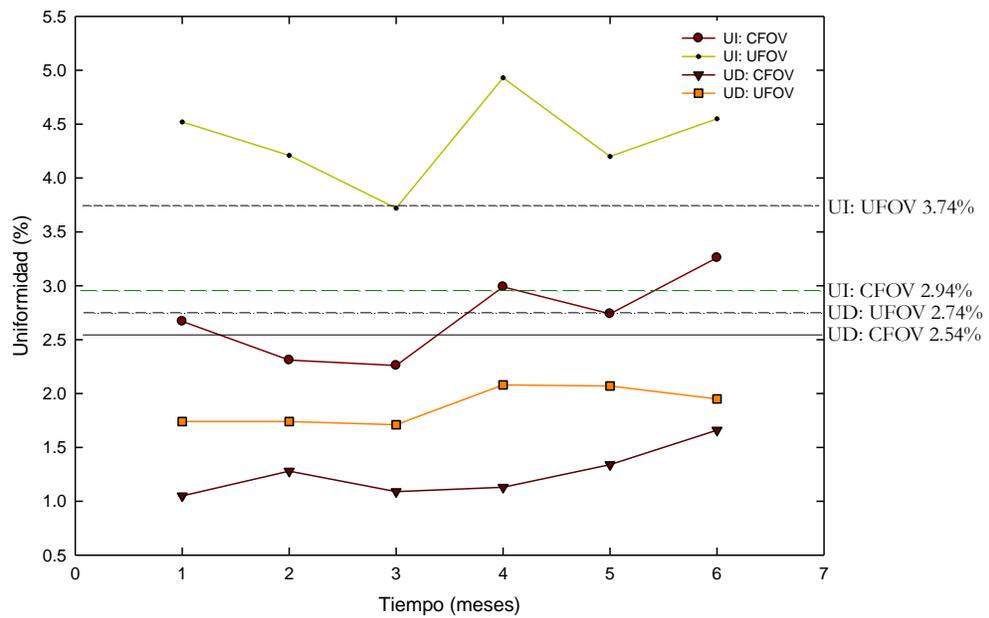


Figura 4.5. Valores de UI y UD del equipo 1, medidos durante 6 meses. Las líneas horizontales indican los criterios de aceptación para el CFOV y el UFOV.

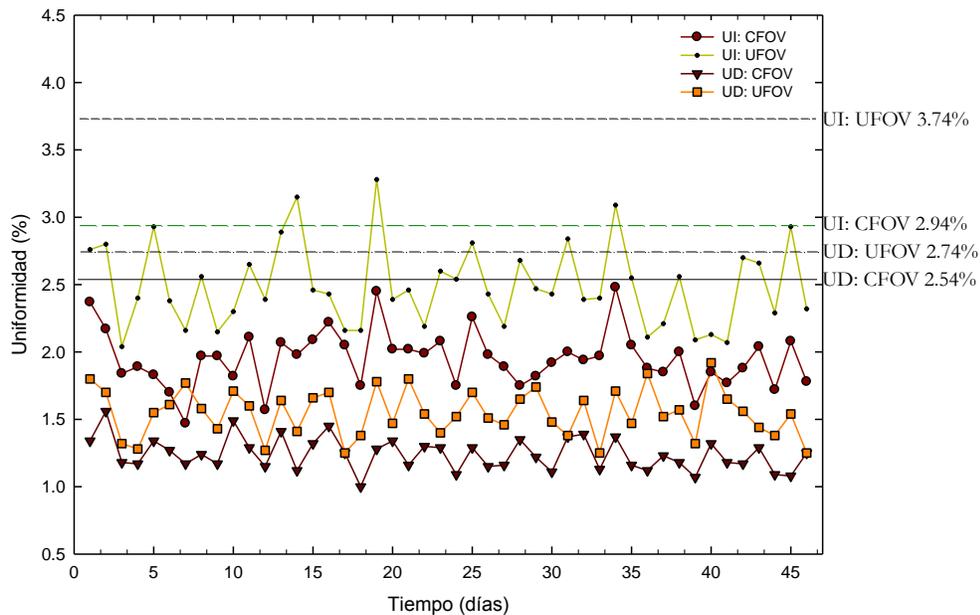


Figura 4.6. Valores de UI y UD del primer detector del equipo 2, medidos durante 46 días. Las líneas horizontales indican los criterios de aceptación para el CFOV y el UFOV.

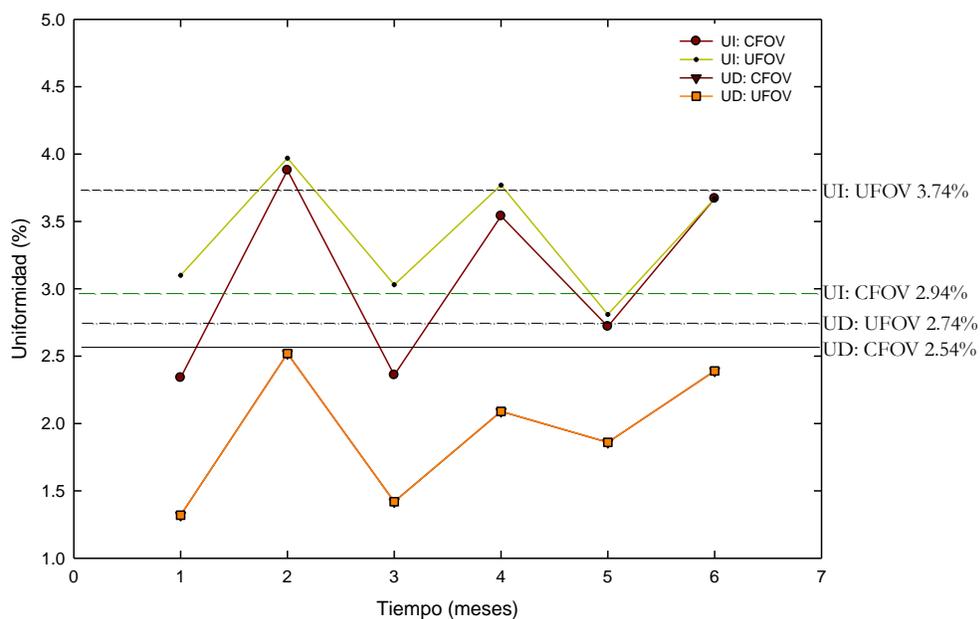


Figura 4.7. Valores de UI y UD del primer detector del equipo 2, medidos durante 6 meses. Las líneas horizontales indican los criterios de aceptación para el CFOV y el UFOV.

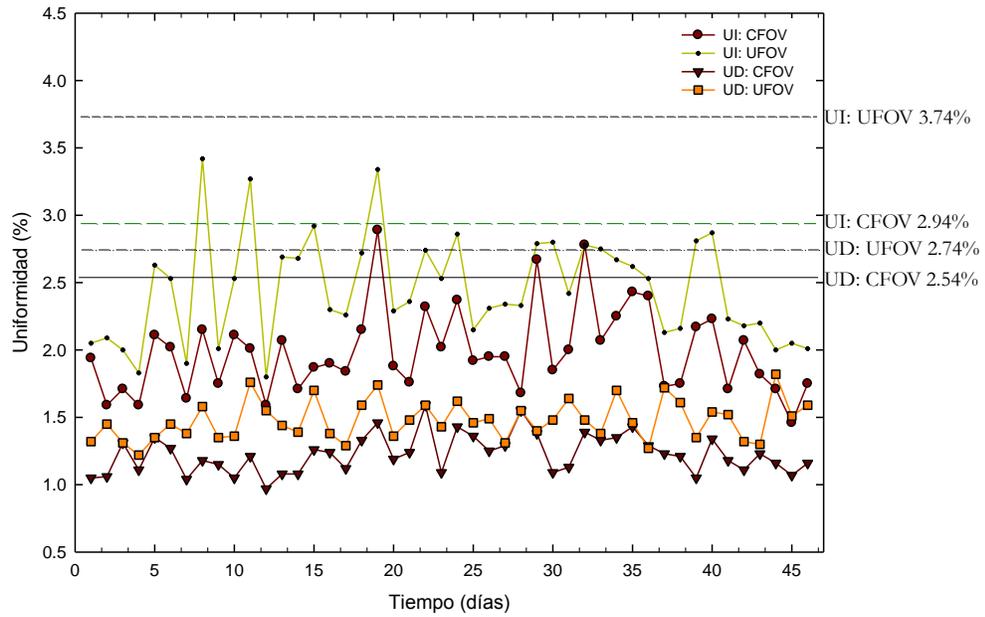


Figura 4.8. Valores de UI y UD del segundo detector del equipo 2, medidos durante 46 días. Las líneas horizontales indican los criterios de aceptación para el CFOV y el UFOV.

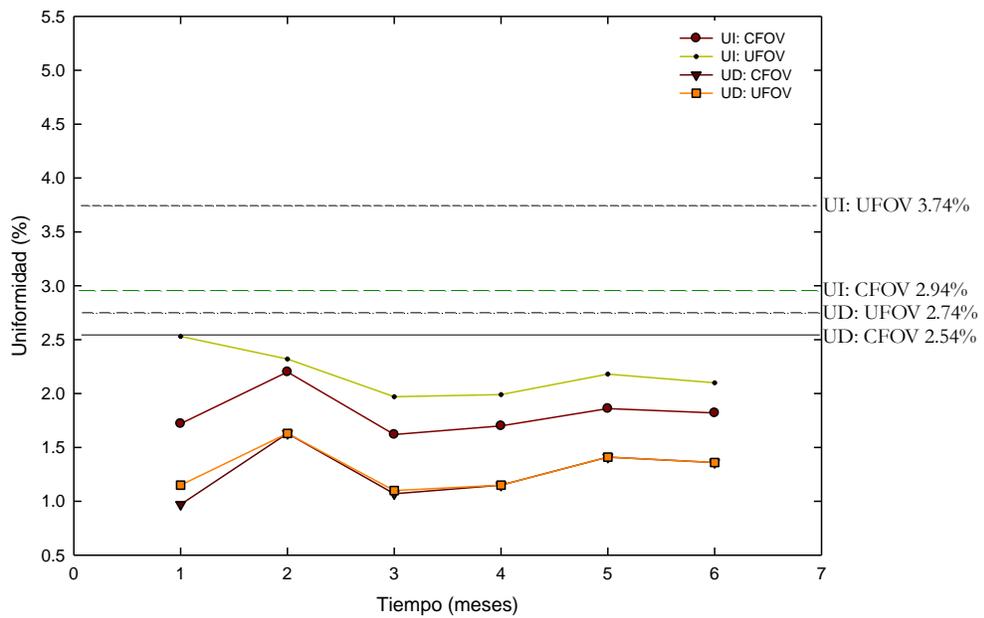


Figura 4.9. Valores de UI y UD del segundo detector del equipo 2, medidos durante 6 meses. Las líneas horizontales indican los criterios de aceptación para el CFOV y el UFOV.

Tabla 4.1. Valores promedio de la verificación diaria de la uniformidad intrínseca.

Equipo	Detector	Véase la Figura	UFOV		Supera la prueba
			Uniformidad integral (%)	Uniformidad diferencial (%)	
1	1	4.4	$2.62 \pm 0.45\%$	$1.58 \pm 0.25\%$	Si
2	1	4.6	$2.49 \pm 0.31\%$	$1.55 \pm 0.17\%$	Si
	2	4.8	$2.45 \pm 0.39\%$	$1.48 \pm 0.15\%$	Si

Los criterios sugieren que los resultados porcentuales para el UFOV sean tales que la UI sea menor que 3.74% y la UD menor que 2.74%.

Tabla 4.2. Valores promedio mensuales de la uniformidad intrínseca.

Equipo	Detector	Véase la Figura	UFOV		Supera la prueba
			Uniformidad integral (%)	Uniformidad diferencial (%)	
1	1	4.5	$4.36 \pm 0.41\%$	$1.88 \pm 0.17\%$	No
2	1	4.7	$3.39 \pm 0.47\%$	$1.93 \pm 0.49\%$	Si
	2	4.9	$2.18 \pm 0.21\%$	$1.30 \pm 0.20\%$	Si

Los criterios sugieren que los resultados porcentuales para el UFOV sean tales que la UI sea menor que 3.74% y la UD menor que 2.74%.

Independientemente de los valores de UI y UD, el fabricante del equipo sugiere vigilar las imágenes obtenidas en las adquisiciones para evitar la presencia de artefactos circulares o brillantes, ejemplo de ello es la presencia de una borrosidad que puede afectar ligeramente o progresivamente en el UFOV.

4.2 Uniformidad extrínseca

La Figura 4.10 muestra dos imágenes, una de la colocación de la fuente extendida con respecto al detector y otra de la prueba de uniformidad extrínseca fuera de los criterios de aceptación (véase la sección 3.3.2.2).

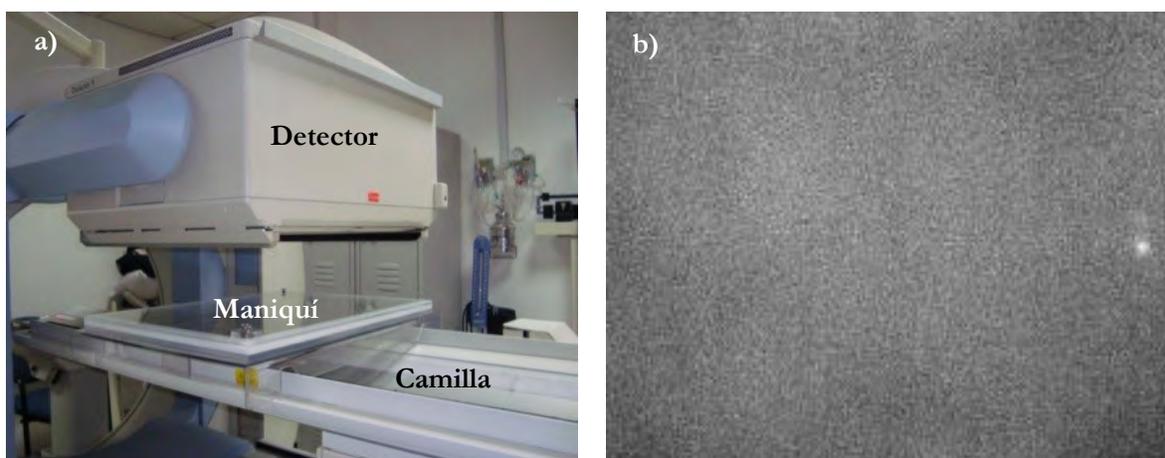


Figura 4.10. a) Colocación de la fuente extendida cerca del colimador. b) Imagen de uniformidad extrínseca que no cumple los parámetros de aceptación.

Las Tablas 4.3 a la 4.8 muestran los resultados de la uniformidad extrínseca para los dos sistemas utilizados, tanto para valores de UI como de UD.

Tabla 4.3. Estimación mensual de la uniformidad extrínseca utilizando el colimador de energía baja-alta resolución, para el equipo 1.

Mes	Actividad \pm 5% (mCi)	Tasa de conteo (kcts/s)	Tiempo muerto %	Uniformidad integral (%)		Uniformidad diferencial (%)	
				CFOV	UFOV	CFOV	UFOV
1	16 \pm 0.8	24 \pm 1	5.50	5.85	8.37	3.37	3.37
2	18 \pm 0.9	25 \pm 1	5.50	4.16	6.20	1.46	1.87
3	20 \pm 1.0	32 \pm 1	6.00	5.76	8.37	2.83	2.83
Promedio	18 \pm 0.9	27 \pm 1	5.67	5.26 \pm 0.95	7.65 \pm 1.25	2.55 \pm 0.98	2.69 \pm 0.76

Tabla 4.4. Estimación mensual de la uniformidad extrínseca utilizando el colimador de energía alta, para el equipo 1.

Mes	Actividad \pm 5% (mCi)	Tasa de conteo (kcts/s)	Tiempo muerto %	Uniformidad integral (%)		Uniformidad diferencial (%)	
				CFOV	UFOV	CFOV	UFOV
1	15 \pm 0.8	25 \pm 1	5.50	6.40	8.32	3.78	3.78
2	16 \pm 0.8	26 \pm 1	5.75	6.49	8.87	3.87	3.87
3	22 \pm 1.1	31 \pm 1	8.00	5.93	9.09	1.55	4.35
Promedio	18 \pm 0.9	27 \pm 1	6.42	6.27 \pm 0.30	8.76 \pm 0.40	3.07 \pm 1.31	4.00 \pm 0.31

Tabla 4.5. Estimación mensual de la uniformidad extrínseca utilizando el colimador de energía baja-alta resolución, para el primer detector del equipo 2.

Mes	Actividad \pm 5% (mCi)	Tasa de conteo (kcts/s)	Tiempo muerto %	Uniformidad integral (%)		Uniformidad diferencial (%)	
				CFOV	UFOV	CFOV	UFOV
1	18 \pm 0.9	34 \pm 1	7.25	4.93	5.46	1.82	1.82
2	18 \pm 0.9	31 \pm 1	7.00	4.35	5.78	1.91	2.11
3	20 \pm 1.0	32 \pm 1	7.00	4.49	5.53	1.81	1.83
Promedio	19 \pm 0.9	32 \pm 1	7.08	4.59 \pm 0.30	5.59 \pm 0.17	1.85 \pm 0.06	1.92 \pm 0.16

Tabla 4.6. Estimación mensual de la uniformidad extrínseca utilizando el colimador de energía alta, para el primer detector del equipo 2.

Mes	Actividad \pm 5% (mCi)	Tasa de conteo (kcts/s)	Tiempo muerto %	Uniformidad integral (%)		Uniformidad diferencial (%)	
				CFOV	UFOV	CFOV	UFOV
1	24 \pm 1.2	37 \pm 1	7.00	4.83	5.01	1.87	2.13
2	22 \pm 1.1	34 \pm 1	7.00	4.75	5.89	2.14	2.27
3	22 \pm 1.1	36 \pm 1	7.25	4.90	5.95	2.06	2.19
Promedio	23 \pm 1.0	36 \pm 1	7.08	4.83 \pm 0.08	5.62 \pm 0.53	2.02 \pm 0.14	2.20 \pm 0.07

Tabla 4.7. Estimación mensual de la uniformidad extrínseca utilizando el colimador de energía baja-alta resolución, para el segundo detector del equipo 2.

Mes	Actividad \pm 5% (mCi)	Tasa de conteo (kcts/s)	Tiempo muerto %	Uniformidad integral (%)		Uniformidad diferencial (%)	
				CFOV	UFOV	CFOV	UFOV
1	20 \pm 0.8	32 \pm 1	7.25	4.34	6.06	1.60	1.94
2	18 \pm 0.9	31 \pm 1	7.00	4.73	5.77	1.80	1.99
3	20 \pm 1.0	34 \pm 1	7.25	4.61	5.83	1.78	2.08
Promedio	19 \pm 0.9	32 \pm 1	7.17	4.56 \pm 0.20	5.89 \pm 0.15	1.73 \pm 0.11	2.00 \pm 0.07

Tabla 4.8. Estimación mensual de la uniformidad extrínseca utilizando el colimador de energía alta, para el segundo detector del equipo 2.

Mes	Actividad \pm 5% (mCi)	Tasa de conteo (kcts/s)	Tiempo muerto %	Uniformidad integral (%)		Uniformidad diferencial (%)	
				CFOV	UFOV	CFOV	UFOV
1	24 \pm 1.2	35 \pm 1	7.50	4.83	5.77	2.15	2.15
2	22 \pm 1.1	33 \pm 1	7.00	4.53	5.94	1.80	1.96
3	22 \pm 1.1	36 \pm 1	7.25	4.94	6.13	1.74	2.24
Promedio	23 \pm 1.1	35 \pm 1	7.25	4.77 \pm 0.21	5.95 \pm 0.18	1.90 \pm 0.22	2.12 \pm 0.14

En ambos equipos se evaluó la uniformidad extrínseca para los colimadores de energía baja-alta resolución y el de energía alta. La UI debe ser menor que 6% para el UFOV y la UD menor que la UI, pero un criterio complementario es revisar visualmente la imagen adquirida y verificar que exista una uniformidad aceptable.

Equipo 1:

El valor promedio con el colimador de energía baja-alta resolución del UFOV es $7.65 \pm 1.25\%$ (UI) y $2.69 \pm 0.76\%$ (UD). El valor promedio para el colimador de energía alta del UFOV es $8.76 \pm 0.40\%$ (UI) y $4.00 \pm 0.31\%$ (UD). Por lo tanto, la cámara gamma (CG) no supera la prueba de UI en el UFOV para los colimadores de energía baja-alta resolución y energía alta; lo que se esperaba debido a que el detector no supera la prueba de uniformidad intrínseca correspondiente.

Equipo 2:

Detector 1:

El valor promedio con el colimador de energía baja-alta resolución del UFOV es $5.59 \pm 0.17\%$ (UI) y $1.92 \pm 0.16\%$ (UD). El valor promedio para el colimador de energía alta del UFOV es $5.62 \pm 0.53\%$ (UI) y $2.20 \pm 0.07\%$ (UD). Por lo tanto, la CG supera la prueba de UI en el UFOV.

Detector 2:

El valor promedio para el colimador de energía baja-alta resolución del UFOV es $5.89 \pm 0.15\%$ (UI) y $2.00 \pm 0.07\%$ (UD). El valor promedio para el colimador de energía alta del UFOV es $5.95 \pm 0.18\%$ (UI) encontrándose en el límite y $2.12 \pm 0.14\%$ (UD). Por lo tanto, la CG supera la prueba de UI en el UFOV.

Los factores que afectan a la uniformidad extrínseca son: la degradación de la uniformidad intrínseca, los daños en la integridad física del colimador y la falta de una distribución homogénea del radionúclido en la solución dentro del maniquí de campo extendido. Se sugiere realizar esta prueba al instalar el equipo, trimestralmente y cuando exista sospecha o daño en algún colimador.

4.3. Resolución espacial intrínseca

En la *Figura 4.11* se muestran dos imágenes, una de la colocación de la fuente puntual con el patrón de barras utilizado en la CG, y otra de un ejemplo obtenido en la prueba de resolución espacial intrínseca. Los resultados se muestran en las *Tablas 4.9 a la 4.11*.

Las imágenes adquiridas se analizaron visualmente con la finalidad de determinar el cuadrante con el valor D (donde D es el ancho de cada barra e igual a la separación entre ellas para cada cuadrante de barras) más pequeño en donde todavía se pueden definir las barras paralelas en la imagen, para estimar la resolución espacial intrínseca en términos del ancho total a la mitad del máximo (FWHM del inglés full width at half maximum) en función de la separación en mm de las barras como se muestra en la *Ecuación 3.1*.

Se sugiere que el patrón rectangular de barras paralelas de cuatro cuadrantes coincida con la resolución espacial del equipo, de manera que al menos un conjunto de barras no se resuelva adecuadamente y los incrementos de un cuadrante a otro, tanto en la amplitud de las barras como en la separación entre ellas, debe ser pequeño para estimar la resolución espacial con exactitud razonable.

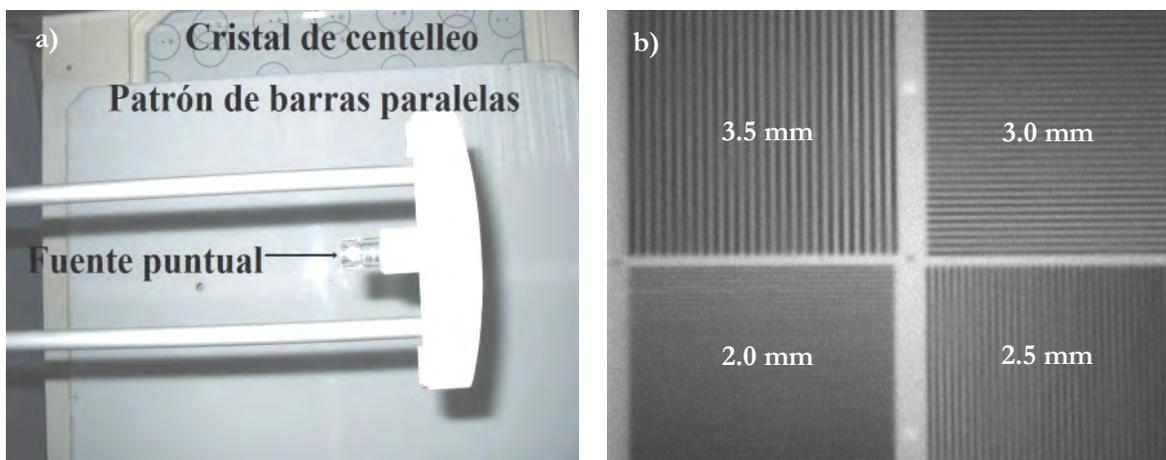


Figura 4.11. a) Colocación de la fuente puntual con el patrón de barras paralelas. b) Imagen de resolución espacial intrínseca dentro de los parámetros de aceptación.

Tabla 4.9. Estimación mensual de la resolución espacial intrínseca para el equipo 1.

Mes	Tasa de conteo (kcuentas/s)	Tiempo muerto %	D (mm)	FWHM = 1.75 x D (mm)
1	24 ± 1	5.00	2.50	4.38
2	38 ± 1	5.75	2.75	4.81
3	24 ± 1	5.00	2.75	4.81
Promedio	29 ± 1	5.25	2.67 ± 0.14	4.67 ± 0.25

Tabla 4.10. Estimación mensual de la resolución espacial intrínseca para el detector uno del equipo 2.

Mes	Tasa de conteo (kcuentas/s)	Tiempo muerto %	D (mm)	FWHM = 1.75 x D (mm)
1	50 ± 1	7.75	2.75	4.81
2	42 ± 1	6.25	2.50	4.38
3	46 ± 1	7.25	2.75	4.81
Promedio	46 ± 1	7.08	2.67 ± 0.14	4.67 ± 0.25

Tabla 4.11. Estimación mensual de la resolución espacial intrínseca para el detector dos del equipo 2.

Mes	Tasa de conteo (kcuentas/s)	Tiempo muerto %	D (mm)	FWHM = 1.75 x D (mm)
1	50 ± 1	7.75	2.75	4.81
2	46 ± 1	7.00	2.50	4.38
3	50 ± 1	7.50	2.50	4.38
Promedio	49 ± 1	7.42	2.58 ± 0.14	4.52 ± 0.25

El fabricante sugiere que es posible seleccionar un valor intermedio dentro de dos de los cuadrantes seleccionados, de la siguiente manera; cuando se observa bien uno de los cuadrantes, supongamos el de 3.00 mm y el siguiente cuadrante de 2.50 mm está casi definido, se puede escoger el valor intermedio entre ellos, entonces, el valor será de 2.75 mm.

Las verificaciones mensuales de resolución espacial intrínseca muestran el valor promedio de 4.67 ± 0.25 mm para el equipo 1 y para el primer detector del equipo 2. Para el segundo detector del equipo 2, el valor promedio es 4.52 ± 0.25 mm. Los tres detectores utilizados se encuentran en el límite de los criterios de constancia para $FWHM \leq 4.4$ mm para una matriz de 1024×1024 pixeles para el ^{99m}Tc .

La resolución espacial intrínseca puede verse afectada por la falla de componentes electrónicos, el desajuste de la ganancia de los TFM, defecto o deterioro del cristal, tasas elevadas de conteo. En el diseño de CG este parámetro se mejora a través de utilizar un cristal de centelleo más delgado y aumentando el número de TFM a utilizar acoplados al cristal.

4.4 Resolución espacial extrínseca

En la *Figura 4.12* se muestran dos imágenes, una de la colocación de la fuente extendida junto con el patrón rectangular de cuatro cuadrantes de barras paralelas y otra adquirida del maniquí con ^{99m}Tc , utilizando el colimador de energía baja-alta resolución. Los resultados se presentan expresados en la *Tabla 4.12*. Las imágenes adquiridas se analizaron visualmente con la finalidad de determinar el cuadrante con el valor D (donde D es el ancho de cada barra e igual a la separación entre ellas para cada cuadrante de barras) más pequeño en donde todavía se pueden definir las barras paralelas en la imagen, y así estimar la resolución espacial extrínseca en términos de FWHM como se indica en la *Ecuación 3.1*.

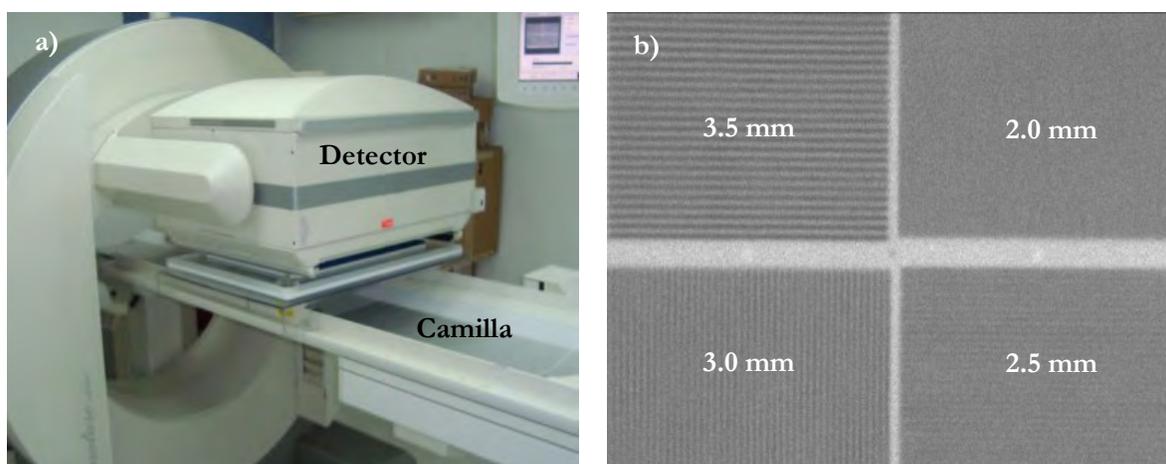


Figura 4.12. a) Colocación de la fuente extendida junto con el patrón de barras paralelas sobre la camilla para la prueba de resolución espacial extrínseca. b) Imagen adquirida del maniquí con ^{99m}Tc , para un colimador de energía baja-alta resolución.

Tabla 4.12. Estimación de la resolución espacial extrínseca para los dos equipos utilizados con colimadores de energía baja-alta resolución de manera respectiva.

Equipo	Detector	Tasa de conteo (kcuentas/s)	Tiempo muerto %	D (mm)	FWHM = 1.75 x D (mm)
1	1	24 ± 1	5.00	3.00	5.25
2	1	35 ± 1	5.50	3.00	5.25
	2	38 ± 1	5.50	3.00	5.25

Los resultados de la *Tabla 4.12* muestran los valores de la resolución espacial extrínseca de 5.25 mm, para cada uno de los detectores utilizados en los dos equipos, adquiridas con una matriz de 1024 x 1024 píxeles para el ^{99m}Tc . Como criterio de aceptación, se verifica por medio de pruebas de constancia los cuadrantes definidos en la imagen, en caso de existir una pérdida de visualización de un cuadrante observado anteriormente, se recomienda realizar acciones correctivas.

Los factores que afectan la resolución espacial extrínseca son: la resolución del colimador, la resolución intrínseca, las variaciones de ajuste de los TFM, los daños del cristal de centelleo, los daños al colimador empleado, los movimientos del paciente, la selección del tamaño de formato de adquisición de las imágenes. La resolución espacial extrínseca es inferior a la resolución espacial intrínseca.

4.5 Tiempo muerto

En la *Figura 4.13* se muestran dos imágenes, una de la colocación del maniquí de resolución temporal para la evaluación del tiempo muerto y otra adquirida sin colimador utilizando ^{99m}Tc . La *Tabla 4.13* muestra las mediciones realizadas en la determinación del tiempo muerto intrínseco del equipo 1. Los valores estimados del tiempo muerto de la tasa de conteo con el 20% de pérdidas fueron determinados utilizando las *Ecuaciones 3.2 a la 3.5*.

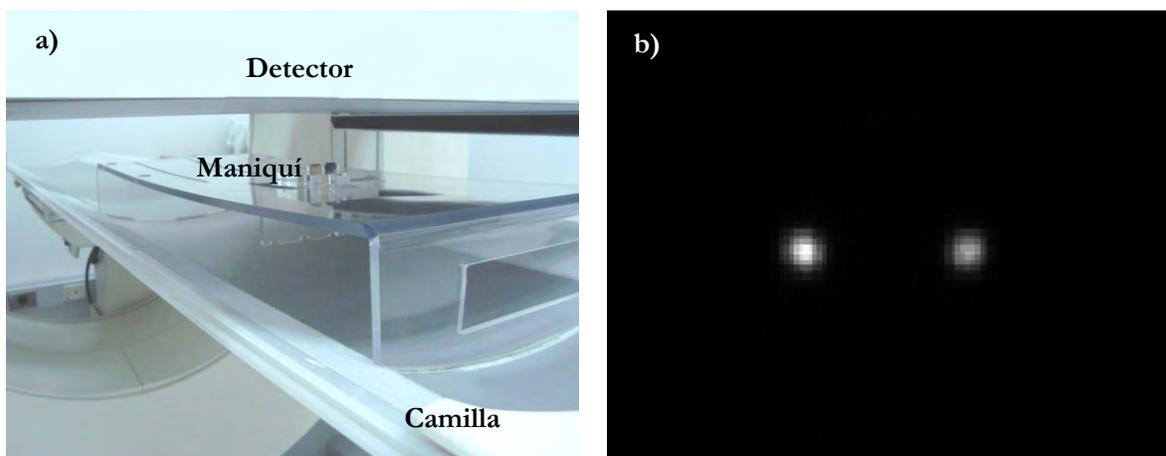


Figura 4.13. a) Colocación del maniquí de resolución temporal para la prueba del tiempo muerto sin colimador utilizando ^{99m}Tc . b) Imagen de una adquisición del maniquí.

Tabla 4.13. Estimación del tiempo muerto intrínseco para el equipo 1.

Adquisición	cts/3 min	cts/s*	tiempo muerto promedio (μs)	$R_{20\%}$
R1	24,396,180	135,013		
R12	40,035,840	221,900		
R2	24,480,886	135,484		
R2'	24,361,788	134,822	1.16 ± 0.02	192,828
R21'	40,242,872	223,051		
R1'	23,735,816	131,345		
fondo	93,758			

(*) Cuentas netas: cuentas totales – cuentas de fondo

Existe otra forma de utilizar la tasa máxima de conteo para estimar el tiempo muerto de manera inmediata. La ecuación para un sistema paralizante es [Cherry, 2003]:

$$R_o^{\max} = \frac{1}{e\tau} (\text{cps}) \quad (\text{Ec.4.1})$$

Donde: 1) R_o^{\max} es la tasa máxima de conteo, determinada para el mismo detector (véase la sección 4.8, la Figura 4.20) al utilizar 100 μCi , el valor obtenido es 16,493,812 cts/min. 2) el valor $e=2.718\dots$, representa la base de los logaritmos naturales, y 3) τ es el tiempo muerto.

Sustituyendo los valores de la Ecuación 4.1 se estimó un tiempo muerto de 1.33 μs .

4.6 Resolución energética

Las Figuras 4.14 a la 4.18 muestran los espectros de energía generados por el analizador de altura de pulsos (AAP) de la CG, de algunas de las fuentes radiactivas.

Debido a que el software asociado a la CG no tiene incorporada la herramienta para calcular la resolución energética. Alternativamente se puede utilizar un programa para digitalizar los datos, al visualizar el espectro completo del radionúclido, se almacenaron y exportaron como archivos de imágenes en formato JPG. En ésta prueba se utilizó el programa *Osiris*, versión 4.0 [HUG, 2006], se estimó de manera gráfica la resolución energética de cada fotopico determinando el FWHM de cada uno.

En la Tabla 4.14 se muestra la energía que corresponde al centro de cada fotopico, el valor del FWHM estimado y la resolución energética calculada de acuerdo a la Ecuación 2.5.

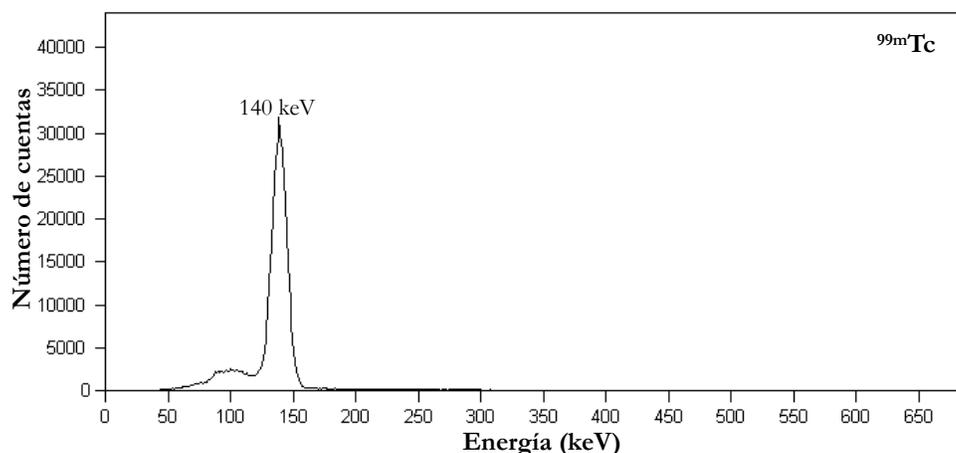


Figura 4.14. Espectro de energía del $^{99\text{m}}\text{Tc}$.

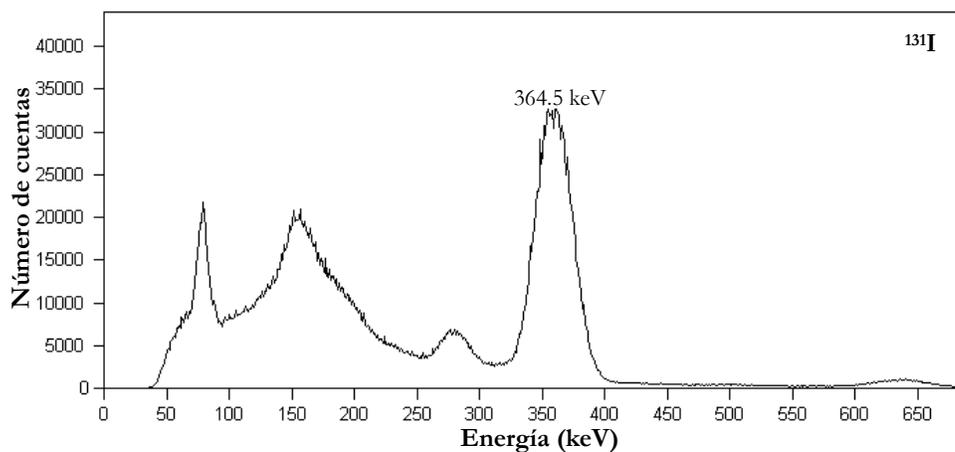


Figura 4.15. Espectro de energía del ^{131}I .

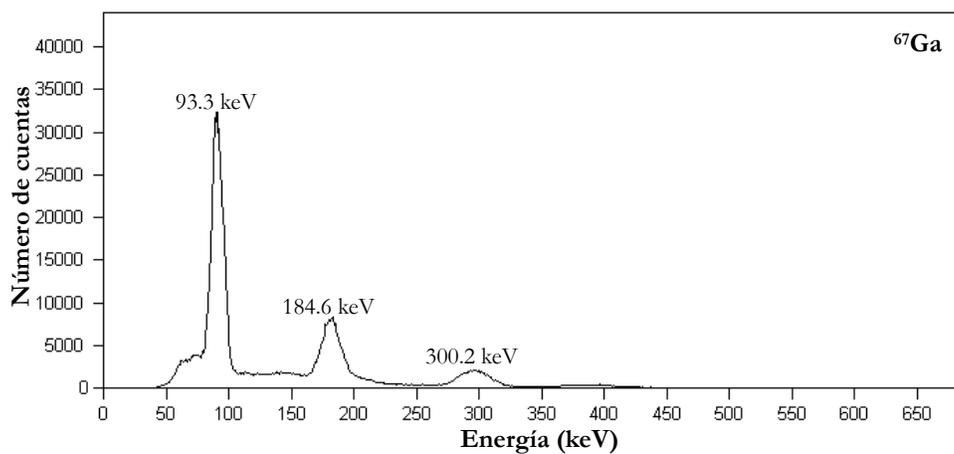


Figura 4.16. Espectro de energía del ^{67}Ga .

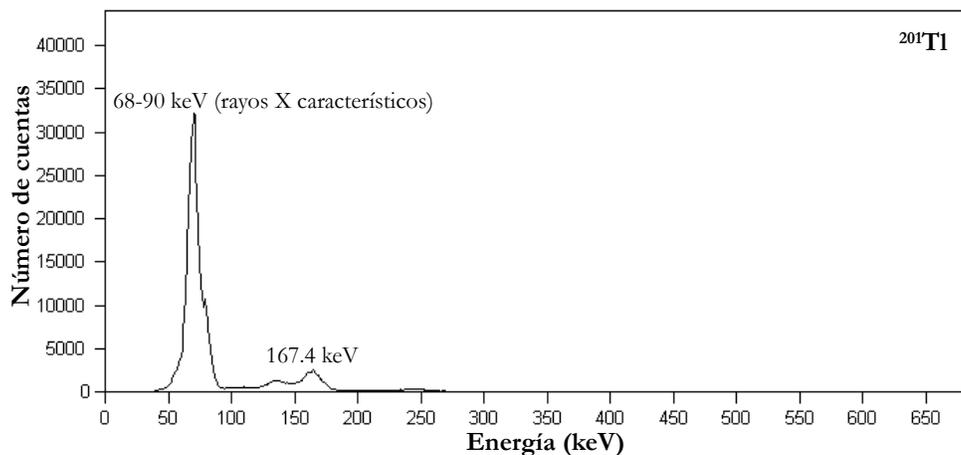


Figura 4.17. Espectro de energía del ^{201}Tl .

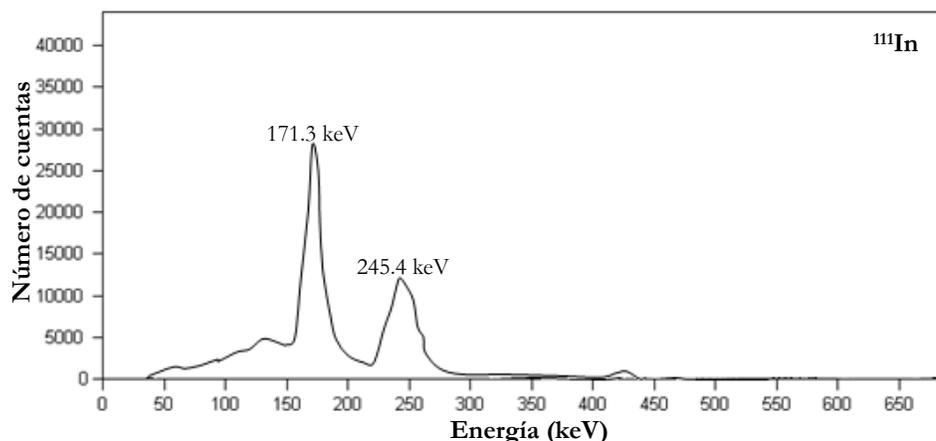


Figura 4.18. Espectro de energía del ^{111}In .

Tabla 4.14. Resolución energética de los espectros adquiridos con la CG modelo e.cam marca Siemens [Rodríguez, 2008].

Radionúclido	Emisión gamma (keV)	FWHM (keV)	Resolución energética (%)
^{67}Ga	93.3	11.1	11.9
	184.6	18.9	10.2
	300.2	28.9	9.8
^{131}I	364.5	35.5	9.7
^{99m}Tc	140.5	14.4	10.3
$^{201}\text{Tl}^{(*)}$	rayos x: 68-90	---	---
	167		
^{111}In	171.3	22.2	13.0
	245.4	25.5	10.4

(*) No se presenta el FWHM para este radionúclido, ya que aparentemente el fotopico que se observa está formado por diversos fotopicos entre ellos los de emisiones de rayos X característicos con energías muy cercanas entre sí, que hacen imposible observarlos individualmente con la CG.

La verificación periódica de los espectros es importante para evaluar cualquier variación en ellos, lo que indicaría fallas en uno o varios TFM, daño o deterioro del cristal, o la separación física del acoplamiento del cristal/guía de luz/TFM. Las fluctuaciones a corto plazo pueden ser ocasionadas por fallas a los circuitos electrónicos, cambios de la temperatura en el cuarto de adquisición o contaminación por otros radionúclidos.

4.7 Tamaño del píxel

La Figura 4.19 muestra la colocación del maniquí de tamaño de píxel y la imagen adquirida. La Tabla 4.15 muestra los resultados del tamaño del píxel para los dos equipos utilizados. Se procesaron los datos con el programa ImageJ versión 1.42, para estimar la distancia entre las coordenadas cartesianas en píxeles de los cuatro puntos de la imagen adquirida (véase el inciso 4 de la sección 3.3.2.7). Posteriormente utilizando la Ecuación 3.8 se logró estimar el tamaño del píxel en la dirección horizontal (TPH) y vertical (TPV).

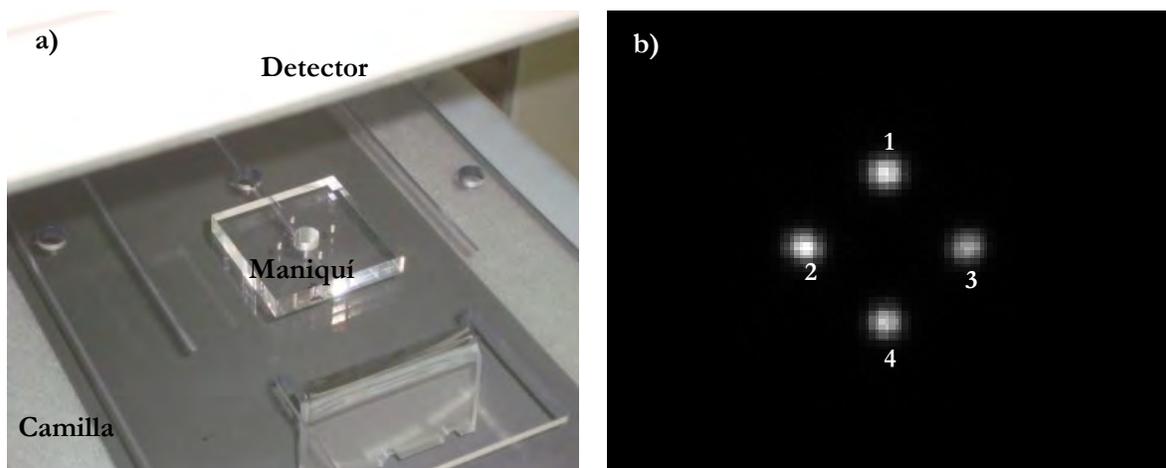


Figura 4.19. a) Colocación del maniquí de tamaño de píxel sobre la camilla para la prueba del tamaño del píxel. b) Imagen adquirida del maniquí empleado.

Tabla 4.15. Estimación del tamaño de píxel utilizando el colimador de energía baja-alta resolución, para las dos CG.

Equipo	Detector	Tamaño de píxel horizontal (mm)	Tamaño de píxel vertical (mm)
1	1	0.62 ± 0.03	0.60 ± 0.03
2	1	0.62 ± 0.03	0.60 ± 0.02
	2	0.62 ± 0.02	0.61 ± 0.03

El fabricante nos proporcionó el valor del tamaño de píxel de 0.599 mm para una matriz de 1024 x 1024 pixeles. El resultado encontrado se muestra consistente.

4.8 Tasa máxima de conteo

Las Figuras 4.20 a la 4.22 muestran las gráficas de la tasa de conteo medidas en todo el UFOV y sin colimadores, para los dos equipos utilizados, en función de la distancia del detector a una fuente puntual de ^{99m}Tc . En la Figura 4.20 cada curva corresponde a una fuente puntual de diferente actividad (20, 100 y 200 μCi). En las Figuras 4.21 y 4.22 se muestra la realización de la prueba en el equipo 2, únicamente para una fuente con una actividad de 100 μCi .

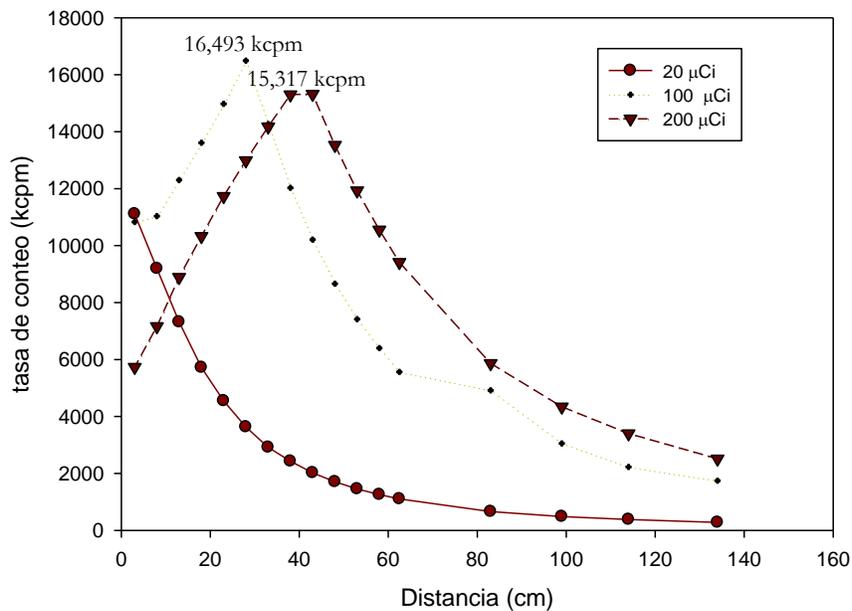


Figura 4.20. Tasa de conteo en función de la distancia de la fuente al detector (Equipo 1).

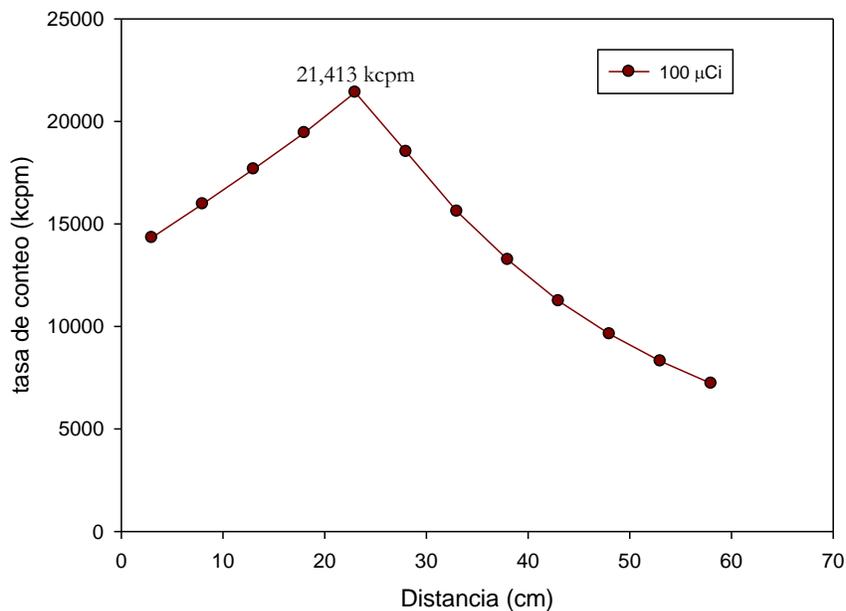


Figura 4.21. Tasa de conteo en función de la distancia de la fuente al detector (Equipo 2-Detector 1).

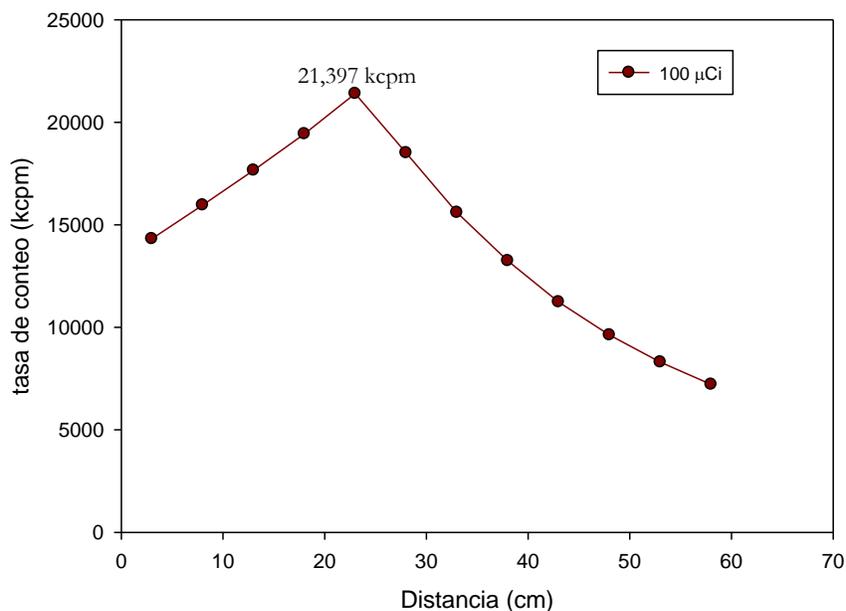


Figura 4.22. Tasa de conteo en función de la distancia de la fuente al detector (Equipo 2-Detector 2).

Los valores máximos de la tasa de conteo obtenidos para las dos CG son los siguientes: 1.6 , 2.1 y 2.1×10^4 kcpm respectivamente. Durante las pruebas de estado y de constancia, el número máximo de datos adquiridos con los parámetros establecidos no debe ser menor que 10% del valor obtenido en la prueba de aceptación. El valor máximo de la tasa de conteo y la distancia fuente-detector, son únicos en función de la actividad para cada detector.

4.9 Sensibilidad

En la *Figura 4.23* se muestran la colocación de la fuente de disco sobre el colimador dividido en nueve sectores, y un ejemplo de las imágenes obtenidas. En las *Tablas 4.16 a la 4.18* se muestran los valores de sensibilidad promedio para cada detector, obtenidos a partir de la sensibilidad en las 9 regiones en las que se dividieron los cristales. La sensibilidad se verificó únicamente con el colimador de energía baja-alta resolución. La sensibilidad se determina por la *Ecuación 2.6* de la *sección 2.1.5* en unidades de $\text{cpm}/\mu\text{Ci}$.

En las *Figuras 4.24 a la 4.26* se muestran los valores promedio de la sensibilidad de los detectores, medidos durante un periodo de 3 meses para cada uno de los nueve sectores. La línea horizontal central indica el valor promedio de las medidas de la sensibilidad y las otras dos líneas indican el límite superior e inferior de la máxima sensibilidad del 2.0%.

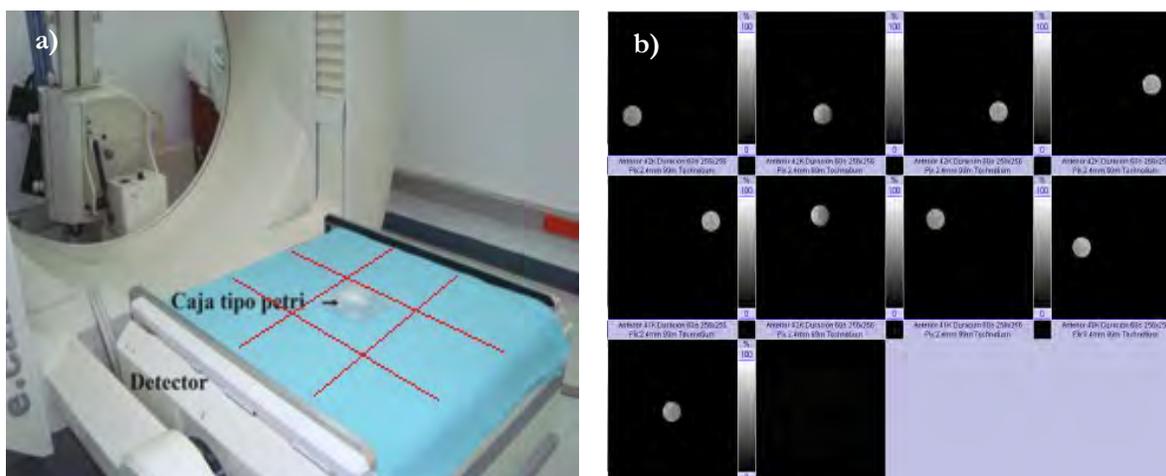


Figura 4.23. a) Imagen de la colocación de la fuente de disco sobre el colimador de baja energía-alta resolución dividido en 9 sectores. b) Imágenes adquiridas de la fuente en cada sector.

Tabla 4.16. Valores promedio de la sensibilidad para el equipo 1.

Mes	Actividad \pm 5% (μCi)	Sensibilidad promedio (cpm/ μCi)	Variación porcentual (%)
1	200 \pm 10	198.0 \pm 3.6	1.8
2		195.1 \pm 2.3	1.2
3		196.5 \pm 2.5	1.3
Promedio	200 \pm 10	196.5 \pm 2.8	1.4

Tabla 4.17. Valores promedio de la sensibilidad para el primer detector del equipo 2.

Mes	Actividad \pm 5% (μCi)	Sensibilidad promedio (cpm/ μCi)	Variación porcentual (%)
1	200 \pm 10	207.5 \pm 4.0	1.9
2		211.1 \pm 3.9	1.8
3		206.9 \pm 2.7	1.3
Promedio	200 \pm 10	208.5 \pm 3.5	1.7

Tabla 4.18. Valores promedio de la sensibilidad para el segundo detector del equipo 2.

Mes	Actividad \pm 5% (μCi)	Sensibilidad promedio (cpm/ μCi)	Variación porcentual (%)
1	200 \pm 10	212.6 \pm 3.9	1.9
2		208.5 \pm 3.1	1.5
3		214.1 \pm 4.0	1.9
Promedio	200 \pm 10	211.7 \pm 3.7	1.8

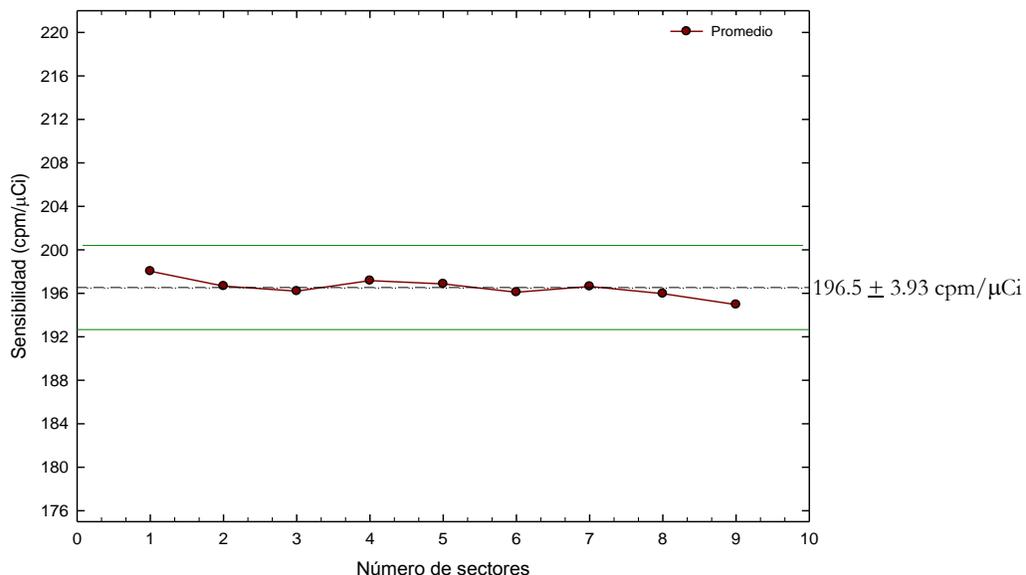


Figura 4.24. Valores promedio de la sensibilidad en cada uno de los nueve sectores, para el equipo 1, en el periodo de 3 meses. La línea horizontal central indica el valor promedio de la sensibilidad y las otras dos líneas indican el límite superior e inferior de la máxima sensibilidad del 2.0%.

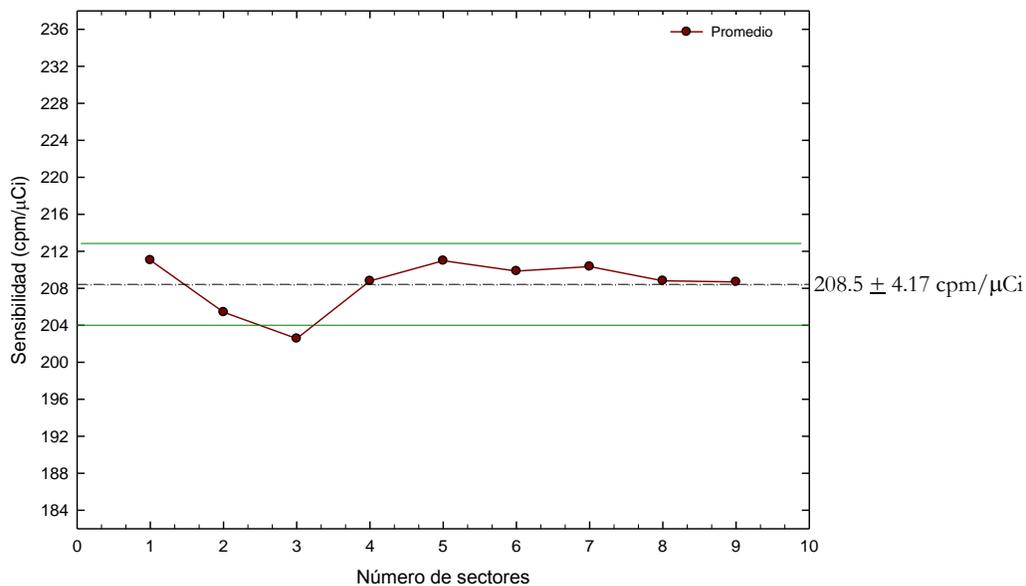


Figura 4.25. Valores promedio de la sensibilidad en cada uno de los nueve sectores, para el detector 1 del equipo 2, en el periodo de 3 meses. La línea horizontal central indica el valor promedio de la sensibilidad y las otras dos líneas indican el límite superior e inferior de la máxima sensibilidad del 2.0%.

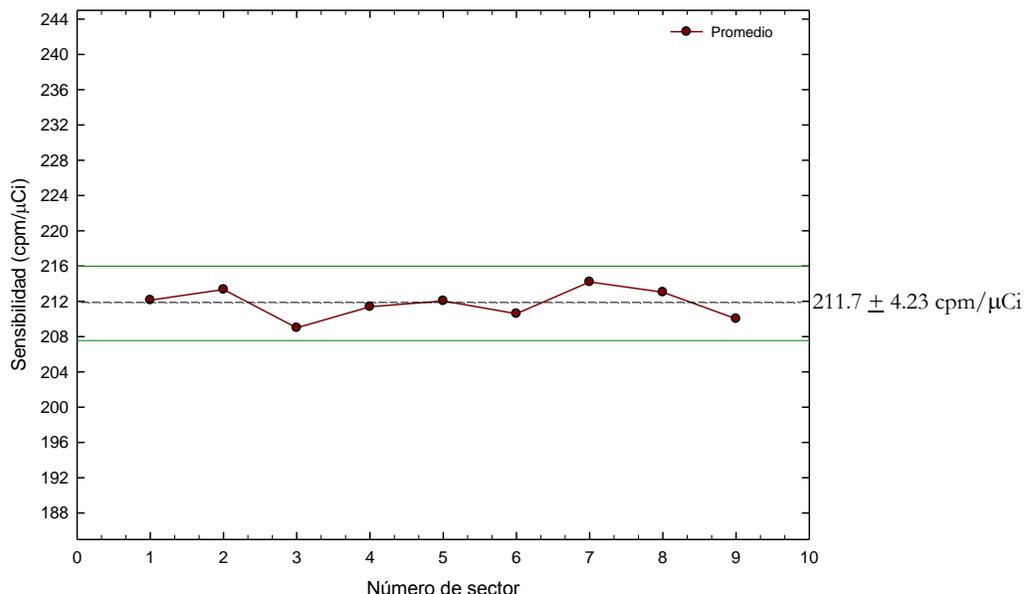


Figura 4.26. Valores promedio de la sensibilidad en cada uno de los nueve sectores, para el detector 2 del equipo 2, en el periodo de 3 meses. La línea horizontal central indica el valor promedio de la sensibilidad y las otras dos líneas indican el límite superior e inferior de la máxima sensibilidad del 2.0%.

Los resultados obtenidos en las *Tablas 4.16 a la 4.18*, muestran que las variaciones de la sensibilidad entre sectores, no son mayores que el 1.9%, el límite indica que la máxima variación de sensibilidad entre sectores no debe ser mayor que 2.0%. Por otro lado, al considerar como prueba de aceptación los valores promedio de la sensibilidad, obtenidos en el primer mes, no son mayores que el 0.6%, el límite indica que la máxima variación no debe ser mayor que 0.75%, se observa que los valores de sensibilidad son consistentes.

La sensibilidad del sistema es siempre menor que la sensibilidad intrínseca del detector, debido a que el colimador atenúa una gran parte de la radiación que viaja hacia el detector. La sensibilidad del sistema puede verse afectada por daños y defectos del colimador. Así como, por las tasas elevadas de conteo, el desajuste de ganancia de los TFM, el fallo parcial o total de uno o varios TFM, defecto o deterioro del cristal, error en la selección de los parámetros de análisis electrónico como el AAP, separación física del acoplamiento entre cristal/guía de luz/TFM, ajuste incorrecto de la ventana energética y su centro, así como problemas con la fuente de alto voltaje.

4.10 Uniformidad intrínseca rotacional

Las *Tablas 4.19 y 4.20* muestran los resultados de la uniformidad rotacional, se presentan los valores porcentuales de UI y UD en el CFOV y UFOV para cada ángulo de adquisición.

Tabla 4.19. Estimación mensual de la uniformidad intrínseca rotacional, para el equipo 1.

Mes	Ángulo del detector (°)	Uniformidad integral (%)		Uniformidad diferencial (%)	
		CFOV	UFOV	CFOV	UFOV
1	0	2.12	2.77	1.39	2.31
	90	2.51	3.28	1.77	2.08
	180	2.74	3.71	2.15	2.34
	270	2.86	3.29	1.57	2.05
2	0	2.35	3.22	1.43	1.82
	90	2.86	3.61	1.76	2.66
	180	2.65	3.05	1.82	1.91
	270	2.60	3.16	1.59	2.81

Tabla 4.20. Estimación mensual de la uniformidad intrínseca rotacional, para el equipo 2.

Mes	Ángulo del detector (°)	Uniformidad integral (%)		Uniformidad diferencial (%)	
		CFOV	UFOV	CFOV	UFOV
1	0	2.12	2.77	1.39	2.31
	90	2.51	3.28	1.77	2.08
	180	2.74	3.71	2.15	2.34
	270	2.86	3.29	1.57	2.05
2	0	2.35	3.22	1.43	1.82
	90	2.86	3.61	1.76	2.66
	180	2.65	3.05	1.82	1.91
	270	2.60	3.16	1.59	2.81

Las variaciones de la uniformidad rotacional en el UFOV, para un mismo mes, presentan una variación porcentual máxima de 0.97%. Las variaciones mensuales para ángulos iguales, oscilan entre 0.13 y 0.99%. El criterio de aceptación indica que la máxima variación de la uniformidad no debe ser mayor que 1%.

La uniformidad rotacional se puede ver afectada si existen problemas con la unión física entre el cristal y los TFM. También puede ser afectada por fuentes de radiación o contaminación radiactiva en los alrededores, presencia de campos magnéticos intensos o por gradientes de temperatura.

4.11 Desplazamiento del centro de rotación (COR)

En la *Figura 4.27* se muestra la colocación del maniquí para la verificación del desplazamiento del centro de rotación (COR) e imágenes adquiridas para el colimador de energía baja-alta resolución utilizando ^{99m}Tc . La prueba del desplazamiento del COR es utilizada para generar matrices de corrección para el colimador seleccionado. Si la CG no mantiene la ortogonalidad de los ejes durante la adquisición, existirá una pérdida de resolución durante la reconstrucción, esta pérdida será mayor a medida que se aleje del COR. Cada milímetro de pérdida de exactitud en la ubicación del COR, ya sea mecánico o electrónico, degradará la resolución de la imagen

reconstruida. Este parámetro de desempeño se verifica como una prueba de aceptación y en intervalos que dependan de la estabilidad del sistema.

Los resultados se presentan expresados en las *Tablas 4.21 a la 4.24* muestran los parámetros más significativos de las cámaras gamma utilizadas para la verificación del desplazamiento del COR de los colimadores de energía baja-alta resolución y de energía media. Los resultados los da la computadora de forma automática.

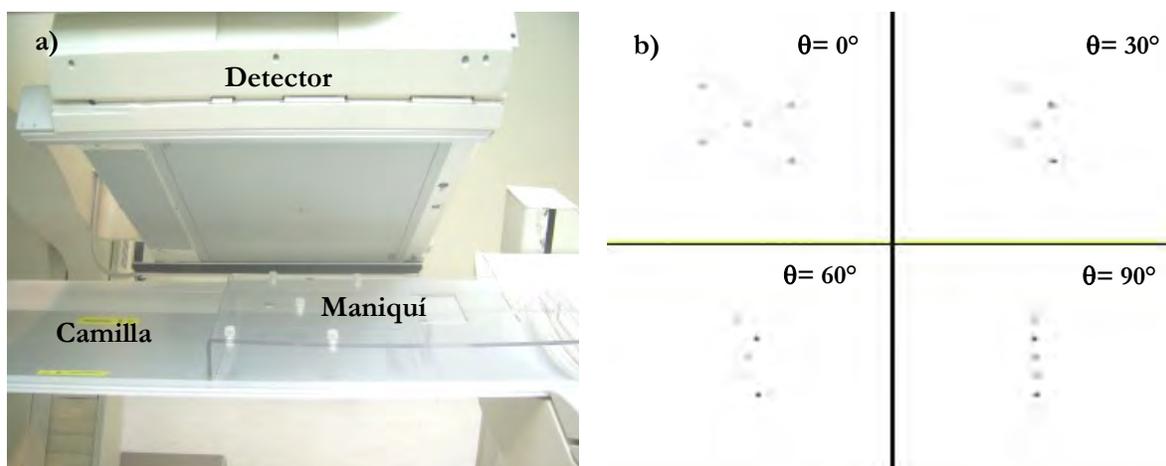


Figura 4.27. a) Colocación del maniquí del desplazamiento del COR. b) Se muestran cuatro imágenes de las cinco fuentes puntuales, adquiridas en distintos ángulos de rotación del detector.

Tabla 4.21. Estimación mensual del desplazamiento del COR para un colimador de energía baja-alta resolución, para el equipo 1.

Mes	Desviación en el eje X (píxel)		Promedio cuadrático (RMS en píxel)	Tamaño de píxel en X/Y (mm)
	máxima	mínima		
1	-0.149	-0.185	0.090	4.795
2	-0.152	-0.193	0.081	4.795
3	-0.144	-0.186	0.091	4.795
4	-0.154	-0.164	0.078	4.795

Tabla 4.22. Estimación mensual del desplazamiento del COR para un colimador de energía media, para el equipo 1.

Mes	Desviación en el eje X (píxel)		Promedio cuadrático (RMS en píxel)	Tamaño de píxel en X/Y (mm)
	máxima	mínima		
1	0.029	-0.157	0.153	4.795
2	-0.144	-0.436	0.116	4.795
3	-0.147	-0.420	0.139	4.795
4	-0.176	-0.404	0.146	4.795

Tabla 4.23. Estimación mensual del desplazamiento del COR para un colimador de energía baja-alta resolución, para el equipo 2.

Mes	Detector	Desviación en el eje X (píxel)		Promedio cuadrático (RMS en píxel)	Desplazamiento en Y (píxel)	Ángulo de proyección de fondo (°)	Tamaño de píxel en X/Y (mm)
		máxima	mínima				
1	1	-0.230	-0.329	0.089	0.153	0.110	4.795
	2	0.218	0.012	0.076	-0.153	-0.110	4.795
2	1	-0.251	-0.305	0.102	0.134	0.105	4.795
	2	0.208	0.019	0.100	-0.134	-0.105	4.795
3	1	-0.256	-0.292	0.088	0.141	0.114	4.795
	2	0.223	0.016	0.079	-0.141	-0.114	4.795
4	1	-0.263	-0.279	0.093	0.137	0.113	4.795
	2	0.229	0.014	0.092	-0.137	-0.113	4.795

Tabla 4.24. Estimación mensual del desplazamiento del COR para un colimador de energía media, para el equipo 2.

Mes	Detector	Desviación en el eje X (píxel)		Promedio cuadrático (RMS en píxel)	Desplazamiento en Y (píxel)	Ángulo de proyección de fondo (°)	Tamaño de píxel en X/Y (mm)
		máxima	mínima				
1	1	-0.294	-0.324	0.118	0.254	0.189	4.795
	2	0.274	0.029	0.115	-0.254	-0.189	4.795
2	1	-0.309	-0.311	0.113	0.209	0.146	4.795
	2	0.296	0.016	0.153	-0.209	-0.146	4.795

Los criterios recomendados para los colimadores de energía baja-resolución alta, son (*véase la sección 3.3.3.2*): 1) que la desviación máxima sea menor que 1 píxel, 2) las desviaciones absolutas en las direcciones x e y para cada detector deben ser menores que 0.5 píxel, 3) el desplazamiento del COR debe ser independiente de la posición de la fuente en el FOV y 4) la desviación máxima del ángulo de retroproyección sea menor que 0.8° [Janebra, 2000].

El valor promedio del desplazamiento del COR debe ser menor que 2 mm, de lo contrario debe ser corregido. Las desviaciones máximas fueron de 0.155 ± 0.039 mm y 0.246 ± 0.034 mm, para el equipo 1 y 2, respectivamente cuando se usaron los colimadores de energía baja-alta resolución. Para los colimadores de energía media de 1.174 ± 0.186 mm y 0.077 ± 0.007 mm. De esta manera, las CG cumplen con los criterios de aceptación.

4.12 Tamaño absoluto del píxel

La *Figura 4.28* muestra la colocación del maniquí de tamaño de píxel para la prueba del tamaño absoluto del píxel y una imagen de una reconstrucción axial. La *Tabla 4.25* muestra los resultados del tamaño absoluto del píxel para las dos CG utilizadas. Se procesaron los datos

con el programa ImageJ versión 1.42 para estimar la distancia entre los puntos se utilizaron las Ecuaciones 3.7 y 3.8 (véase el inciso 4 de la sección 3.3.2.7).

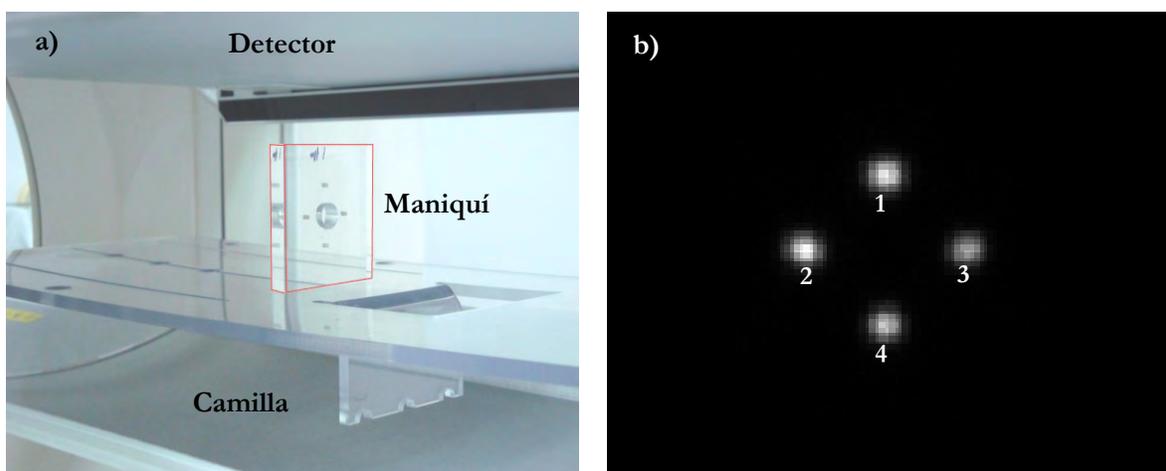


Figura 4.28. a) Colocación del maniquí de tamaño de píxel sobre la camilla para la prueba del tamaño absoluto del píxel. b) Imagen de una reconstrucción tomográfica de un corte axial del maniquí, se observan cuatro puntos bien definidos.

Tabla 4.25. Estimación del tamaño de píxel absoluto, utilizando el colimador de energía baja-alta resolución, para los dos equipos utilizados con una matriz de 128 x 128 pixeles.

Equipo	Detector	Tamaño de píxel horizontal (mm)	Tamaño de píxel vertical (mm)
1	1	5.74 ± 1.06	4.61 ± 0.41
2	1	5.94 ± 1.15	4.59 ± 0.55
	2	5.32 ± 0.84	4.81 ± 0.97

El tamaño de píxel proporcionado por el fabricante para una matriz de 128 x 128 pixeles es de 4.795 mm, que es consistente con los valores medidos.

4.13 Uniformidad espacial tomográfica

En la *Figura 4.29* se muestra la colocación del maniquí Carlson para la verificación de la uniformidad tomográfica, así como una imagen de una reconstrucción tomográfica utilizando un colimador de energía baja-alta resolución. En las *Figuras 4.30 y 4.31* se muestran dos perfiles adquiridos de cortes tomográficos correspondientes a la sección uniforme del maniquí.

Los resultados obtenidos a partir de los dos métodos de análisis descritos en la *sección 3.3.3.4* se presentan en las *Tablas 4.26 y 4.27*. Esta prueba debe aplicarse después de la realización de la uniformidad planar del sistema con el colimador de energía baja-resolución alta. La falta de

uniformidad del 1% en el centro del UFOV se amplifica hasta un 20% después de la reconstrucción tomográfica [Rodríguez, 2008]. Una zona fría o caliente visible en la posición correspondiente al COR representa un problema en la uniformidad a lo largo de la proyección del eje de rotación.

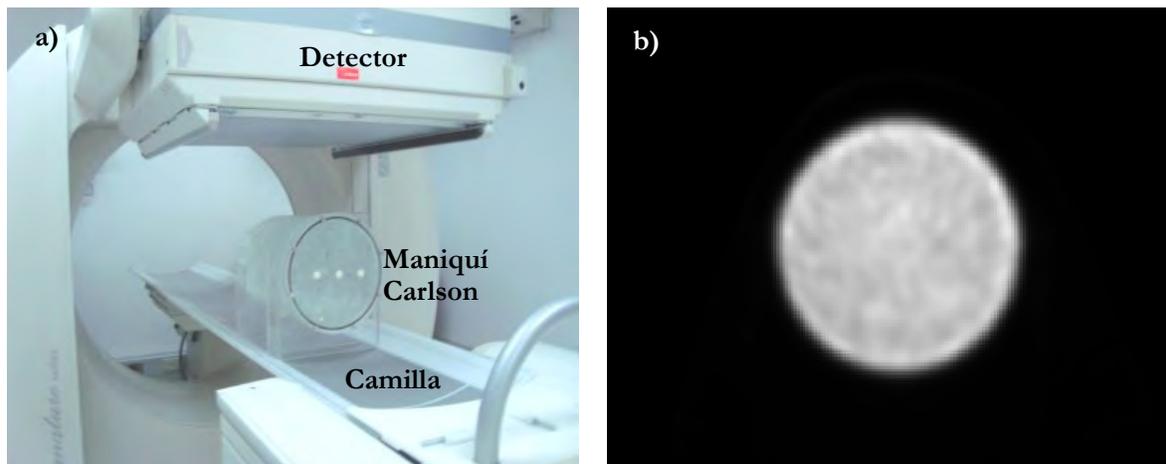


Figura 4.29. a) Colocación del maniquí Carlson sobre la camilla para la prueba de uniformidad tomográfica. b) Imagen de un corte axial en la sección de uniformidad tomográfica.

Tabla 4.26. Valor del contraste de artefactos para evaluar la uniformidad tomográfica, medido en el equipo 1.

$C_{min/max}$	C_{prom}	Contraste del artefacto (%)	Límite de aceptación
489.6 ± 13.9	411.6 ± 13.3	8.66 ± 0.37	10.0 %

Tabla 4.27. Valores de la uniformidad integral tomográfica y el nivel de ruido (rms) porcentual del equipo 1.

Uniformidad integral (%)	Límite de aceptación	rms (%)	Límite de aceptación
7.54 ± 1.53	7.0-12.0%	4.18 ± 1.69	3.0-6.0%

Valores elevados de la UI y el nivel de ruido (rms) porcentual son causados por la falta de uniformidad planar en el detector o el colimador, también pueden ser causados por una distribución no uniforme del ^{99m}Tc en el maniquí, así como por la selección del filtro durante la reconstrucción que afecta directamente a la frecuencia.

En relación con el proceso de verificación de la corrección por atenuación, se debe mencionar que el sistema establece como predeterminado un coeficiente de atenuación lineal de 0.15 cm^{-1} para realizar la corrección mediante el método de Chang [Powsner, 2006]. Por otro lado se estimó el coeficiente de atenuación lineal teórico del agua ($\mu(\text{agua})_{teórico}$), por tablas localizadas en la pagina; <http://www.physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/cover.html> para

fotones de 140 keV, obteniendo el valor de: $(\mu(\text{agua})_{\text{teórico}} = 0.156 \text{ cm}^{-1}$, por lo que el coeficiente de atenuación es consistente con el programado.

Al trazar el perfil del corte axial de la sección uniforme del maniquí, se observó que la forma del perfil es convexa, indicando una sobre-corrección de la atenuación debida al efecto del volumen parcial de la forma cilíndrica del maniquí. También se observaron oscilaciones en el perfil, indicando la falta de homogeneidad del material dentro del maniquí [IAEA, 2009]. Asimismo, al verificar el aplanado del perfil, utilizando el coeficiente de atenuación lineal de 0.15 cm^{-1} , la diferencia entre el valor promedio de cuentas por píxel en los bordes del perfil y el valor promedio en la región central, es 23.5% mayor al criterio de aceptación del 10% (véase la figura 4.30).

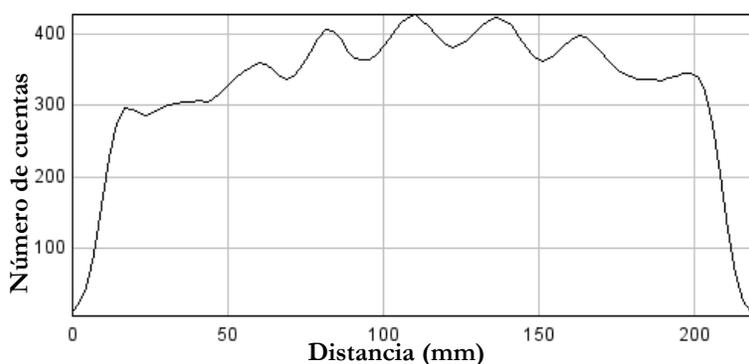


Figura 4.30. Perfil de actividad de la región de uniformidad del maniquí, para verificar la corrección por atenuación con un coeficiente de atenuación lineal de 0.15 cm^{-1} .

Debido a lo anterior, se propone realizar una nueva reconstrucción tomográfica utilizando un coeficiente de atenuación lineal de 0.12 cm^{-1} , como resultado se obtiene una diferencia de 3.4% entre el valor promedio de cuentas por píxel en los bordes del perfil y el valor en la región central, cumpliendo con el criterio de aceptación del 10% (véase la figura 4.31) [IAEA, 2009].

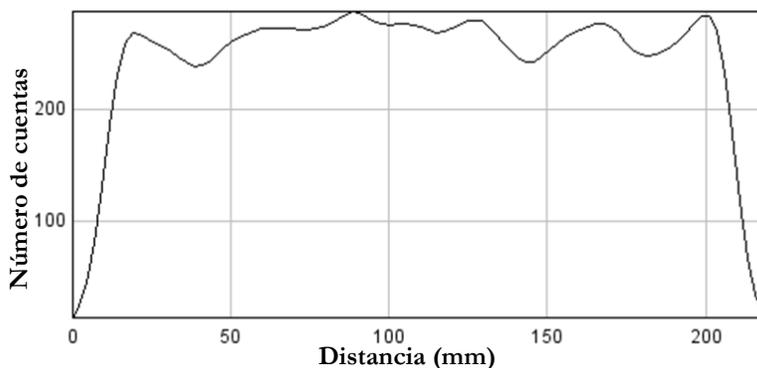


Figura 4.31. Perfil de actividad de la región de uniformidad del maniquí, para verificar la corrección por atenuación con un coeficiente de atenuación lineal de 0.12 cm^{-1} .

4.14 Contraste y resolución espacial tomográfica

En la *Figura 4.32* se muestran tres cortes axiales tomográficos correspondientes a diferentes secciones del maniquí Carlson, que tienen la finalidad de estimar la resolución espacial y el contraste tomográficos. Las *Tablas 4.28* y *4.29* muestran el contraste estimado para las esferas y cilindros sólidos que simulan regiones frías (sin concentración de material radiactivo) visibles, respectivamente.

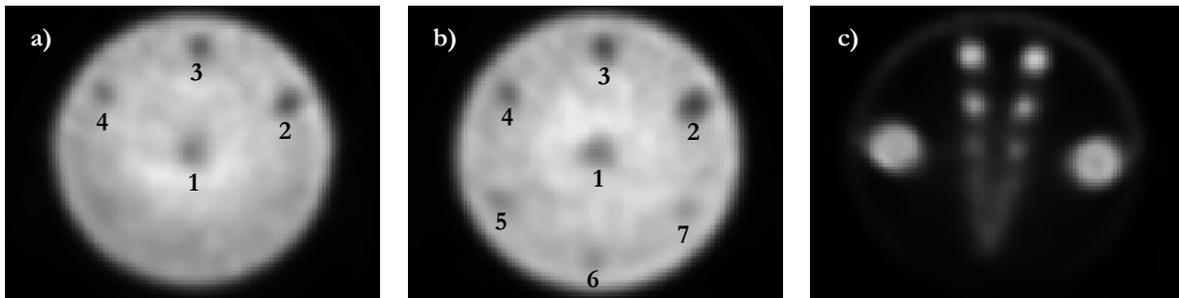


Figura 4.32. Cortes axiales del maniquí Carlson: a) Sección de esferas frías (regiones sin presencia de material radiactivo). b) Sección de barras frías. c) Sección de estructuras huecas que simulan regiones calientes (regiones con ocho pares de cilindros de diferentes diámetros, con una concentración relativamente alta de material radiactivo).

Tabla 4.28. Estimación del contraste para las esferas frías (véase *figura 4.32.a*).

Esfera	Diámetro de la esfera (mm)	R_I	R_O	Contraste promedio
1	22.3	268.80 ± 26.43	417.50 ± 30.22	0.36 ± 0.04
2	17.9	183.00 ± 15.21	382.80 ± 15.21	0.52 ± 0.05
3	14.3	190.30 ± 7.24	360.70 ± 10.07	0.47 ± 0.02
4	11.4	229.40 ± 1.35	371.10 ± 14.39	0.38 ± 0.01

Tabla 4.29. Estimación del contraste para las barras frías (véase *figura 4.32.b*).

Esfera	Diámetro de la esfera (mm)	R_I	R_O	Contraste promedio
1	22.3	251.10 ± 9.80	436.50 ± 19.77	0.42 ± 0.03
2	17.9	144.80 ± 5.03	384.60 ± 19.71	0.62 ± 0.04
3	14.3	178.70 ± 43.43	383.60 ± 32.00	0.53 ± 0.14
4	11.4	250.70 ± 59.78	373.60 ± 31.52	0.33 ± 0.08
5	9.2	293.70 ± 36.73	376.40 ± 27.34	0.22 ± 0.03
6	7.3	297.90 ± 27.10	377.70 ± 22.05	0.21 ± 0.02
7	5.9	319.20 ± 32.79	400.60 ± 19.42	0.20 ± 0.02

La esfera fría más pequeña observable tiene un diámetro de 11.4 mm. Mientras que la barra fría más pequeña que se puede observar tiene un diámetro de 5.9 mm. La esfera caliente más pequeña observable tiene un diámetro de 11.4 mm. Se debe notar que estas evaluaciones son subjetivas.

La longitud física del maniquí es de 30.5 cm, mientras que, éste se observa en 135 cortes tomográficos, por lo que, el grosor de corte estimado es igual a 2.3 mm.

Estas estimaciones son únicamente de referencia para evaluar el funcionamiento global del sistema y para poder realizar comparaciones subsecuentes, y detectar cambios que afecten el su desempeño.

La resolución espacial tomográfica se puede ver afectada por múltiples factores como: la pérdida de uniformidad y resolución espacial para el sistema no tomográfico, por el desplazamiento del COR, por el tamaño del formato de reconstrucción, por defectos en la interface detector-computadora, por el algoritmo de reconstrucción, así como por la selección inadecuada de filtro.

Conclusiones

El diseño del programa de aseguramiento de calidad (PAC), presentado sistematiza algunas pruebas que ya se realizaban con regularidad en el Departamento de Medicina Nuclear del Instituto Nacional de Cancerología (INCan), como se ha mencionado, tiene como referencias diversas publicaciones, pero también este trabajo ha servido para adaptar y complementar algunas pruebas utilizando los recursos materiales disponibles.

Entre las recomendaciones del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), para un servicio de diagnóstico médico define las responsabilidades, entre una de ellas, respecto a la aplicación de pruebas de aseguramiento de calidad a equipos, el responsable es el Físico Médico. La continuidad de este PAC es una de sus responsabilidades, el debe de analizar los datos para verificar si el equipo se encuentra en adecuadas condiciones de funcionamiento o en su defecto, debe de programar las acciones correctivas pertinentes, fundamentadas por los criterios aplicados a las pruebas [IAEA, 2007]. Debe ser una obligación ética, la mejora continua por medio de propuestas para estandarizar los criterios mínimos y necesarios a los parámetros de desempeño de equipos en los servicios de medicina nuclear.

Para lograr implementar el PAC en otros servicios de medicina nuclear de otras instituciones el material mínimo necesario es el ^{99m}Tc , así como, también se recomienda el uso de: un maniquí de campo extendido, un patrón rectangular de cuatro cuadrantes de barras paralelas y un Maniquí tipo Jaszczak o Carlson.

La necesidad de obtener imágenes con una calidad óptima en medicina nuclear, que eviten diagnósticos erróneos, justifica la necesidad de un PAC para cámaras gamma (CG).

En este trabajo se logró implementar un PAC en el Departamento de Medicina Nuclear del INCan. Éste permitió determinar que la uniformidad intrínseca y extrínseca de un detector de una CG, no cumplía con los criterios de aceptación, lo que a su vez hizo posible su corrección por parte del fabricante.

Se debe mencionar que la implementación del PAC se hizo atendiendo los procedimientos establecidos en el manual de seguridad radiológica del departamento.

Se espera que este trabajo sirva como una guía para la implementación de programas similares en otros departamentos de medicina nuclear de otras instituciones.

Se propone que a través de las sociedades profesionales y las instituciones pertinentes, se promueva la implementación y ejecución de PAC en medicina nuclear; y que derivado de esto se vislumbre la necesidad de contar con Físicos Médicos en este tipo de servicios. Asimismo, que se promueva la estandarización y regulación de estos programas a nivel nacional, mediante la implementación de una norma oficial mexicana.

Referencias

- [AAPM, 1995] American Association of Physicists in Medicine, Graham L. S., Fahey F. H., Madsen M. T., Van Aswegen A., Yester M. V., *Quantitation of SPECT Performance*. AAPM report no. 52, Chicago, 1995.
- [AAPM, 2010] American Association of Physicists in Medicine (AAPM): <http://www.aapm.org>; 2010.
- [ACMP, 1986] American College of Medical Physics. *Radiation control and quality assurance surveys: nuclear medicine, a suggested protocol*. ACMP Report No. 3, A report of ACPM task group on nuclear medicine calibration and survey standards, Chicago, 1986.
- [ACMP, 1987] American College of Medical Physics. *Rotación de la cámara de centelleo SPECT pruebas de aceptación y de Control de Calidad*. ACMP Report No. 22, Nueva York, 1987.
- [ACMP, 2010] American College of Medical Physics (ACMP). <http://www.acmp.org>; 2010.
- [Armes, 1992] Armes Ch. *Nuclear Medicine Physics*. The basics, Lippincott, Williams and Wilkins, USA, 99-115, 1992.
- [Attix, 1986] Attix F. H., *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. John Wiley and Sons, Inc., 1986.
- [Burle, 1989] Burle, *Photomultiplier Handbook*, 1989.
- [Cabrejas,1999] Cabrejas M., Giannone C., Arashiro J., *Control de calidad mínimo de los instrumentos de imágenes en medicina nuclear*. Departamento de Medicina Nuclear, Hospital de Clínicas José de San Martín, Comisión Nacional de Energía Atómica, Argentina, 1999.
- [Capintec, 2003] Capintec, *Manual del usuario, activímetro CRC-15 beta.2003*.

-
- [Cherry, 2003] Cherry S. R., Sorenson J. A., Phelps M. E., *Physics in Nuclear Medicine*. Third Edition. Saunders, 2003.
- [CNSNS, 2008] Comisión Nacional de Seguridad Nuclear y Salvaguardias. *Relación de licencias emitidas por la Gerencia de Seguridad Radiológica a partir del 1° de enero del 2001*. Disponible en URL: <http://www.cnsns.gob.mx>, México, 2008.
- [Coleman, 1982] Coleman C. I. *Effects of perturbing magnetic fields on the performance of photoelectronic sensors*. Rev. Sci. Instrum. 53, 735; 1982.
- [Díaz, 2004] Díaz C., Haro F. J., *Técnicas de exploración en medicina nuclear*. Ciclo formativo, Imagen para el diagnóstico, Masson, 2004.
- [e.soft, 2004] *Instrucciones de funcionamiento. Notas para el usuario de la Estación de trabajo e.soft*. N° de publicación 87 18 632, revisión 02 octubre de 2004.
- [GEMI, 2008] General Equipment for Medical Imaging, *Criterios de calidad: Gammacámara planar 97/43/EURATOM/1841*. Manual de Usuario, Oncovision, Ciudad Politécnica de la Innovación, Valencia, 2008.
- [Halama, 2001] Halama R. J., *Quality Assurance in Gamma Camera & SPECT Systems*, Nuclear Medicine Physicist, Loyola University Medical Center, AAPM, Maywood, 2001.
- [Halama, 2003] Halama R. J., *Advances and Quality Assurance in Gamma Camera & SPECT Systems*, Nuclear Medicine Physicist, Loyola University Medical Center, AAPM, Maywood, 2003.
- [HUG, 2006] Hopitaux Universitaires de Genève. *Osiris, User Manual*. Department d'Imagerie et des Sciences de l'Information Médicale, disponible en URL: <http://www.sim.hcuge.ch/osiris/>; 2006.
- [IAEA, 1996] International Atomic Energy Agency. *Control de calidad de los instrumentos de medicina nuclear*. IAEA-TECDOC-602/F, Viena, 1996.
- [IAEA, 2002] International Atomic Energy Agency. *Aseguramiento de la calidad y control de calidad*. Manual on Radiation Protection in Hospitals and in General Practice, Vol. 4 Nuclear medicine, Jointly sponsored by CEC/IAEA/ILO/PAHO/WHO. Vienna, 2002.

- [IAEA, 2003] International Atomic Energy Agency, *Quality Control Atlas for Scintillation Camera Systems*. Vienna, 2003.
- [IAEA, 2006] International Atomic Energy Agency, *Curso regional de capacitación sobre garantía de calidad en el diagnóstico por imágenes*. ARCAL-IAEA. Ciudad de México, 2006.
- [IAEA, 2007] International Atomic Energy Agency, Alfonso R., Brandan M. E., Brunetto M., Castellanos E., DaCruz J.C., Gutt F., Andreo P., Jimenez P., *El físico médico: criterios para su formación académica, entrenamiento clínico y certificación*. Reporte del proyecto ARCAL LXXXIII, IAEA. Viena, 2007.
- [IAEAa, 2008a] International Atomic Energy Agency, *Image quality and quality control*. Vienna, 2008.
- [IAEA b, 2008b] International Atomic Energy Agency, *Training Material on Radiation Protection in PET/CT*. Draft Training Package, WHO/IOMP/WFNMB. Vienna, 2008.
- [IAEA, 2009] International Atomic Energy Agency. *Quality assurance for SPECT systems*. IAEA human health series no. 6. Vienna, 2009.
- [ICN-UNAM, 2007] Instituto de Ciencias Nucleares, Gamboa B. M. I., Iturbe H. F., *Curso para Personal Ocupacionalmente Expuesto (para uso de fuentes abiertas y selladas)*. Curso impartido (13 de Agosto al 7 de Septiembre), Universidad Nacional Autónoma de México. México, 2007.
- [ININ, 2006] Instituto Nacional de Investigación Nuclear, *Curso avanzado de protección radiológica para encargados de seguridad radiológica*. Centro Nuclear Dr. Nabor Carrillo F., 5 al 9 de Junio. México, 2006.
- [Janebra, 2000] Janebra D., Belohlavek O., *Programa de Aseguramiento de la Calidad: vigilancia mensual de la cámara gamma e.cam*. Hospital Na Homolce Departamento de Medicina Nuclear. Genova, 2000.
- [Kim, 2006] Kim L. Greer, CNMT and Christopher Scarfone, *SPECT Phantom User's manual: ECT/SPECT/UM*. Data spectrum's Corporation. Hillsborough, 2006.
- [Kuikka, 1998] Kuikka JT., Yang J., Kiiliainen H., *Physical performance of the Siemens e.cam gamma camera*. Department of Clinical Physiology and Nuclear Medicine, Kuopio University Hospital, 19(5):457-62. Finland. 1998.

- [López, 2005] López A., Cárdenas A. I., Gálvez E., Valladares Y., *Control de calidad del equipamiento*. Departamento Medicina Nuclear. Cuba, 2005.
- [NEMA, 1999] National Electrical Manufacturers Association, Hines H., Kayayan R., Colsher J., Hashimoto D., Schubert R., Fernando J., Simcic V., Vernon P., and Sinclair RL. *Recommendations for implementing SPECT instrumentation quality control*. NEMA. Washington, 67–72, 1999.
- [NEMA, 2007] National Electrical Manufacturers Association, *Performance Measurements of Scintillation Cameras. NEMA standards publication No. UN 1*. <http://www.nema.org/stds/nu1.cfm>; Washington, 2007.
- [NEMA, 2010] National Electrical Manufacturer's Association (NEMA): <http://www.nema.org>; 2010.
- [NA, 2009] Nuclear Associates. *Phantoms Users Manual: Radiation Management Services*. www.flukebiomedical.com; Cleveland, 2009.
- [Powsner, 2006] Powsner R. A., *Essential Nuclear Medicine Physics*. Blackwell. Massachusetts, 2006.
- [Riboldi, 2003] Riboldi S., et al., *Investigation of Signal Readout Methods for the Hamamatsu R8500 Flat Panel PSPMT*. IEEE MIC. Portland, 2003.
- [Rodríguez, 2006] Rodríguez H. F., Pérez A., *Control de calidad en cámara gama y SPECT*. Universidad Nacional de San Martín, Hospital Roffo. España, 2006.
- [Rodríguez, 2008] Rodríguez L. A., *Diseño de un protocolo para la vigilancia de incorporaciones de material radiactivo en el personal ocupacionalmente expuesto de un departamento de medicina nuclear*. Tesis de Maestría en Ciencias (Física Médica), Posgrado en Ciencias Físicas, Universidad Nacional Autónoma de México. México, 2008.
- [Rodríguez, 2010] Rodríguez L. A., Estrada L. E., Mohar B. A., *Manual de Seguridad Radiológica para uso en Medicina Nuclear*. Departamento de Medicina Nuclear del Instituto Nacional de Cancerología. México, 2010.
- [Rosales, 2004] Rosales F. J., Conejo F. J., Bernabéu J. J., Pereda N., *Aceptación de una cámara gamma Siemens E.cam. Procedimientos generales y resultados*. Radiofísica, Hospital de Basurto. España, 2004.

-
- [Rova, 2002] Rova A., Celler A., Hamarneh G., *Development of NEMA-based software for gamma camera quality control*. School of Computing Science, Simon Fraser University, Burnaby, British Columbia. Canada, 2002.
- [Sánchez, 1986] Sánchez C., *Principios físicos de la cámara gamma y su control de calidad*. Hospital Clínico Quirúrgico Hermanos Ameijeiras, Instituto de Cardiología y Cirugía Cardiovascular Juan M. Franquiz, Revista Cubana de Física, Vol. VI, No. 1. Cuba 1986.
- [Sánchez, 2002] Sánchez C., Díaz O. y Aguilar A., *Control de la calidad en la tomografía por emisión de fotones (SPECT)*. Centro Internacional de Restauración Neurológica, Instituto Superior de Ciencia y Tecnología Nucleares. Revista Cubana de Física Vol. 19, No. 1. Cuba 2002.
- [SEFM, 1999] Sociedad Española de Física Médica, *Protocolo Nacional del control de calidad en la instrumentación en Medicina nuclear*. SEFM, SEMN, SEPR. España. 1999.
- [Siemens, 1998] Siemens. *Performance Report for e.soft Systems*, Publication #59 82 249, Rev. 07. Siemens AG. 1998.
- [Siemens, 2000] Siemens, *Quality Control & Calibrations (procedures)*. e.cam Emission Imaging System: Publication #5211342, 2000.
- [Siemens, 2004] Siemens *e.cam Signature Series*, Medical Solutions, USA, Inc., 2004.
- [Siemens, 2006] Siemens. *e.cam® Signature Series brochure*, Siemens Medical Solutions USA, Inc., 2006.
- [Thrall, 2002] Thrall J. H., Ziessman H. A., *The requisites*. Nuclear medicine, second edition. Mosby, 2002.
- [Todd, 1983] Todd P. A. *Quality Control, Detection and Display*. Principles of Radionuclide Emission Imaging. Oxford, Pergamon Press, 1983.
- [Trujillo, 2005a] Trujillo Z. F., Argumosa E. y Herrera R. M., *Ventajas de un Programa de Control de Calidad en los equipos de Medicina nuclear*. Departamento de Medicina Nuclear del Instituto Nacional de Cancerología. México, 2005.
- [Trujillo, 2005b] Trujillo Z. F., *Control de calidad de cámaras gamma planares y tomográficas*. Práctica II, Departamento de Medicina Nuclear del Instituto Nacional de Cancerología. México, 2005.

- [Trujillo, 2006] Trujillo Z. F., *Práctica de Cámara Gamma*. Departamento de Medicina Nuclear del Instituto Nacional de Cancerología. México, 2006.
- [Zanzonico, 2008] P. Zanzonico, *Routine Quality Control of Clinical Nuclear Medicine*. J Nucl Med, Vol. 49:1114-1131, No. 7. New York, 2008.

Apéndice A. Generalidades de la radiación ionizante

El contenido de esta sección presenta los conceptos básicos y principios físicos relativos a las fuentes de radiación y sus características, el origen de las emisiones, el decaimiento radiactivo y la interacción de la radiación con la materia.

A.1 Estructura atómica y nuclear

Los átomos son partículas eléctricamente neutras que poseen un núcleo donde está concentrada la mayor parte de su masa. El núcleo está constituido por protones y neutrones (excepto el del hidrógeno-1 que solo posee un protón). La carga eléctrica del núcleo es positiva y se debe únicamente a los protones, ya que la carga eléctrica de los neutrones es cero. La carga negativa necesaria para lograr que el átomo sea neutro es proporcionada por los electrones, cuya masa es mucho menor que la del protón, pero con carga eléctrica de la misma magnitud y signo opuesto (*Figura A.1*). El átomo, consiste de un número determinado de protones, neutrones y electrones. Los electrones se encuentran alrededor del núcleo en orbitas diferentes.

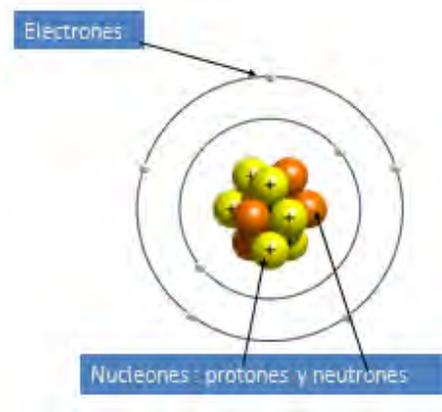


Figura A.1. Modelo simplificado del átomo.

El electrón posee una carga eléctrica negativa (1.6×10^{-19} C) y una masa en reposo igual a 9.10956×10^{-28} gramos. El protón posee carga eléctrica de la misma magnitud que la del electrón pero positiva, su masa es aproximadamente 1,838 veces mayor que la del electrón.

Cuando hay una diferencia entre el número de electrones y el número de protones en un átomo, al conjunto se le denomina *ión*. La órbita electrónica más interna se llama K y puede tener solo 2 electrones, la segunda L y puede tener hasta 8 electrones, la tercera M (18 electrones), la cuarta N (32 electrones). Las orbitas permitidas corresponden a estados de energía discretos y característicos de cada elemento llamados *niveles de energía*.

Cuando todos los electrones están en los niveles de menor energía, el átomo se encuentra en el estado de mínima energía llamado *estado base*. Si a un átomo se le cede energía y uno o más de sus electrones son transferidos a estados de mayor energía, llamados *estados excitados*, entonces se dice que se produjo una excitación. La energía de excitación es, entonces, la energía que se debe proporcionar a un átomo en el estado base para cambiar un electrón a un nivel superior de energía y dejar al átomo en un estado excitado. Cuando el átomo excitado regresa a su estado base, libera la energía de excitación mediante la emisión de un rayo X o uno luminoso, que tiene una energía prácticamente igual a la energía que había recibido. A este proceso se le llama *desexcitación*.

Si al átomo se le cede suficiente energía como para que uno o más de sus electrones se separen del átomo, se produce el fenómeno denominado *ionización*, los electrones quedan libres (*iones negativos*) y el átomo queda cargado positivamente (*ion positivo*). La energía necesaria para liberar un electrón del átomo, cuando está en su estado base, se conoce como *energía de ionización*. El valor de la energía de ionización depende del nivel de energía, en él se encuentra el electrón y es igual a su energía de ligadura o de amarre.

Las partículas elementales que componen al núcleo conocidos como *nucleones* están sujetas a dos tipos de fuerzas. Las *fuerzas repulsivas Coulombianas* o eléctricas existen entre los protones cargados positivamente. Estas son contrarrestadas por las fuerzas de atracción, las llamadas *fuerzas nucleares* (en ocasiones también denominadas fuerzas de cambio), entre dos nucleones. Las fuerzas nucleares son eficaces sólo en distancias muy cortas, y sus efectos sólo se ven cuando los nucleones están muy juntos, ya que están en el núcleo. Las fuerzas nucleares mantienen el núcleo unido contra las fuerzas de repulsión Coulombianas entre protones [ICN-UNAM, 2007] y [ININ, 2006].

A.2 Estructura del núcleo

No todas las combinaciones de protones y neutrones producen núcleos estables. Un núcleo se encuentra en estado base cuando está en estado de mínima energía, es estable y no es afectado por ninguna perturbación externa, se mantendrá en ese estado permanentemente. Si un agente externo le suministra energía, el núcleo pasa a un estado de mayor energía o estado excitado; para eliminar tal exceso de energía y regresar a su estado base puede emitir fotones.

Al número de protones que hay en un núcleo, que es igual al número de electrones de un átomo neutro, se le llama número atómico Z, el número de neutrones se representa con N y al número total de nucleones se le llama número de masa A, de modo que $A = Z + N$. El número

atómico Z está relacionado con las propiedades químicas del átomo, porque estas dependen de los electrones que tenga en las órbitas externas, mientras que el número de masa lo está con las propiedades nucleares. Un elemento está constituido por átomos con las mismas propiedades químicas, es decir que tienen el mismo número atómico, pero pueden tener diferente número de masa [Cherry, 2003] y [ININ, 2006].

Se llama *núclido* a un conjunto de átomos con un número atómico Z , el número de neutrones se representa con N y un número de masa A . La notación empleada para representar un núclido es:

$${}^A_Z X_N \quad (\text{Ec. A.1})$$

Tal que X es el símbolo del elemento correspondiente.

A.3 Transformaciones nucleares

Cuando un núcleo sufre una transformación radiactiva tiende a alcanzar su estabilidad. En ocasiones el núcleo hijo es estable pero en otras sigue siendo radiactivo y decae a su vez, en forma sucesiva hasta que uno de los núcleos producidos es estable. Los núclidos que conservan el mismo número atómico y difieren en su número de masa son llamados *isótopos*. De ellos, los que emiten radiación son los radioisótopos. El núclido que por su inestabilidad emite radiación es llamado *radionúclido*. En medicina nuclear es recomendable que los radionúclidos tengan una vida media óptima, de tal manera que sea lo suficientemente larga para completar la adquisición de un estudio, pero lo suficientemente corta para reducir el tiempo de exposición del paciente.

Existen varios tipos de transformaciones nucleares. Los núcleos que tienen exceso de protones transforman uno de ellos en un neutrón emitiendo a su vez una partícula beta positiva y un neutrino. Los que tienen exceso de neutrones (emiten beta negativa) transforman un neutrón en protón, emitiendo una beta negativo (un electrón) y un antineutrino. Los núcleos pesados se deshacen simultáneamente de dos protones y dos neutrones (partícula α). Algunos pasan de un estado excitado a otro estado más cercano al estado base, emitiendo fotones gamma. Así mediante una o varias transformaciones sucesivas, los núclidos radiactivos se van acercando al estado más estable. Se conoce como *radiactividad* al fenómeno que consiste en la emisión espontánea de radiaciones ionizantes por parte de los radio núcleos inestables [Rodríguez, 2008].

A.3.1 Principales tipos de transformaciones nucleares

Existen diferentes tipos de transformaciones, a continuación se describen brevemente solo las principales transformaciones (las demás quedan fuera del alcance de este trabajo) [ICN-UNAM, 2007] y [ININ, 2006].

A.3.1.1 Transformación beta negativa (β^-)

Corresponde a la emisión de partículas beta negativa β^- , idénticas en carga eléctrica y masa en reposo al electrón. Son expulsadas del núcleo a altas velocidades cercanas a la de la luz. Se produce cuando un neutrón (n) en el núcleo se convierte en un protón (p^+), un electrón (β^-) y un antineutrino ($\bar{\nu}$), de acuerdo con la reacción siguiente:



Este tipo de transformación se presenta en aquellos núcleos que tienen exceso de neutrones en comparación con el número de protones. El núcleo original se transforma en un núcleo de otro elemento de acuerdo con la reacción siguiente:



La energía Q es distribuida como energía cinética de la partícula β^- y el antineutrino. El antineutrino que se produce lleva parte de la energía cinética; es una radiación con masa en reposo igual a cero y sin carga eléctrica; es extremadamente penetrante ya que interacciona difícilmente con la materia.

Un ejemplo de transformación β^- es el yodo-131 que se transforma en xenón-131:



A.3.1.2 Transformación beta positiva (β^+)

En la transformación β^+ un protón en el núcleo de un átomo se convierte en un neutrón y da lugar a la emisión de un par positrón-neutrino (ν):



Un ejemplo de transformación β^+ es el oxígeno-15 que se transforma en nitrógeno-15:



A.3.1.3 Captura electrónica (CE)

En este tipo de transformación, el núcleo original captura un electrón de las órbitas más cercanas (K o L) del átomo que se combina con un protón para dar lugar a un neutrón y un neutrino, como se indica en el esquema de desintegración siguiente:



Adicionalmente, como los electrones orbitales que tienen mayor probabilidad de ser capturados son los de las capas más internas, K o L se produce una vacancia electrónica en alguna de estas capas. El llenado de éstas, por reacomodos sucesivos de electrones, va acompañado de la emisión de rayos X característicos del elemento correspondiente (la probabilidad relativa aproximada de captura es de 90% para la capa K y 10% para la L).

Un ejemplo de transformación nuclear mediante captura electrónica es el talio-201 que se transforma en mercurio-201:



A.3.1.4 Transición isomérica (TI)

Cuando un núcleo se encuentra en un nivel de energía diferente a su estado base tiende a su estabilidad mediante la emisión de radiación gamma. En este proceso no hay cambio ni en el número de nucleones, ni en el de protones. Y se expresa de la siguiente manera:



El símbolo * indica que el núclido ${}^A_Z X$ se encuentra en un estado energético excitado. Los estados metaestables también son inestables, esto significa que se encuentra en un estado excitado, pero que tienen tiempos de vida relativamente largos antes de transformarse en otro estado. Estos son también llamados estados isómeros. La línea divisoria de vidas entre los estados excitados y metaestable es de unos 10^{-12} s [Trujillo, 2006].

Un ejemplo de transformación nuclear mediante transición isomérica es el tecnecio-99 metaestable (${}^{99m}\text{Tc}$) que se transforma en tecnecio-99 (${}^{99}\text{Tc}$):



A.4 Actividad

Cuando relacionamos el número de transformaciones que ocurren en un cierto período llegamos a un nuevo concepto llamado *actividad*, que es la rapidez de transformación de los núcleos de una muestra de material radiactivo.

Para obtener una definición matemática de la actividad, consideramos que en una muestra de material radiactivo, existen N núcleos que se están transformando de tal manera que N disminuye con el transcurso del tiempo. Sea $A(t)$ la actividad y t el tiempo, se tiene que:

$$A(t) = -\frac{dN(t)}{dt} = -\lambda N(t) \quad (\text{Ec. A.11})$$

Tal que λ es una constante de proporcionalidad llamada *constante de decaimiento* y corresponde a la fracción del número de radionúclidos presente en la muestra en cualquier instante, que se transforman en la unidad de tiempo. A la disminución de la actividad se le llama *decaimiento radiactivo*; toda fuente radiactiva disminuye su actividad con el tiempo sin que podamos hacer nada para evitarlo ni para modificar la rapidez con que decae [Cherry, 2003] y [Rodríguez, 2008].

Puesto que la actividad es el número de desintegraciones que ocurren con respecto al tiempo, sus dimensiones son: núcleos transformados/tiempo. La unidad tradicional es el Curie (Ci). La definición del Curie se basó en el número de transformaciones por segundo que experimenta una muestra de un gramo del isótopo 226 del Radio (^{226}Ra), que es de 3.7×10^{10} transformaciones por segundo; a pesar de que esta definición tiene el defecto de ser limitada por hacer referencia a un solo radionúclido, sigue siendo muy utilizada [ICN-UNAM07]. Cuando la actividad de una muestra de material radiactivo es muy pequeña puede resultar conveniente emplear algunos submúltiplos de Curie, por ejemplo:

$$\begin{aligned} 1 \text{ milicurie (mCi)} &= 3.7 \times 10^7 \text{ des/s} \\ 1 \text{ microcurie (\mu Ci)} &= 3.7 \times 10^4 \text{ des/s} \end{aligned}$$

En el Sistema Internacional de Unidades se utiliza el Becquerel (Bq) definido como sigue:

$$\begin{aligned} 1 \text{ Bq} &= 1 \text{ desintegración/s} \\ 1 \text{ Ci} &= 3.7 \times 10^{10} \text{ Bq.} \end{aligned}$$

En la práctica, comúnmente se utilizan submúltiplos del curie, como el mCi (37 MBq), el μCi (37 kBq) y el nCi (37 Bq) [ININ, 2006].

A.5 Ley del decaimiento radiactivo

Si consideramos una muestra de material radiactivo que contiene un solo tipo de radionúclidos, se sabe que el número N de núcleos disminuirá paulatinamente al transcurrir el tiempo, ya que al desintegrarse se transformarán en otros núclidos y dado que la actividad de la muestra es proporcional al número de núcleos radiactivos, entonces disminuirá también con el transcurso del tiempo. Experimentalmente se encuentra que esto sucede así al medir la actividad de la muestra a intervalos de tiempos iguales y sucesivos. El valor de la actividad disminuye, reduciéndose cada vez en la misma proporción. Matemáticamente, la forma en que varía la actividad de la muestra con respecto al tiempo es del tipo exponencial [Cherry, 2003].

El promedio de la duración de todos los núcleos de una muestra, que se representa con τ , corresponde al tiempo necesario para que la población inicial de átomos radiactivos N_0 decaiga a $1/e$ de su valor original, (o sea $N/N_0 = 1/e$ y por tanto $e^{\lambda\tau} = e$), el valor de la *vida promedio* es:

$$\tau = 1/\lambda \quad (\text{Ec. A.12})$$

Se llama *vida media* de un radionúclido al tiempo necesario para que su actividad disminuya a la mitad (o sea $N/N_0 = 1/2 = e^{-\lambda t_{1/2}}$); por lo tanto:

$$t_{1/2} = \ln 2/\lambda \quad \text{o bien} \quad t_{1/2} = 0.693/\lambda \quad (\text{Ec. A.13})$$

Es importante considerar que la actividad indica el número de transformaciones por unidad de tiempo que sufren los núcleos presentes, y no el número de partículas emitidas, pues del total de transformaciones pueden emitir un tipo de partículas o de fotones y otras otro tipo, de modo que el número emitido puede ser menor o mayor que el número de transformaciones [ICN-UNAM, 2007], [ININ, 2006], [Rodríguez, 2008] y [Trujillo, 2006].

En la *Tabla A.1* se enlistan algunos de los principales radionúclidos utilizados en medicina nuclear y algunas de sus características.

Tabla A.1. Algunos radionúclidos más utilizados en medicina nuclear.

Radionúclido	Tipo de transformación	Vida media $t_{1/2}$	Emisión utilizada en medicina nuclear
^{67}Ga	CE	3.26 d	γ : 93, 185, 300, 394 keV
$^{99\text{m}}\text{Tc}$	TI	6.02 h	γ : 140 keV
^{111}In	CE	2.83 d	γ : 171, 245 keV
^{131}I	β^-	8.04 d	γ : 284, 364, 637 keV
^{18}F	β^+	109.77 min	2γ : 511 keV
^{201}Tl	CE	3.04 d	γ : 167 keV Rayos X característicos: 68-80 keV

CE: Captura electrónica; TI: Transformación isomérica; d: días; h: horas, min: minutos.

La expresión matemática de la ley exponencial del decaimiento radiactivo se puede deducir partiendo del hecho de que la actividad de una muestra radiactiva es directamente proporcional al número de radionúclidos contenidos en la misma (de *Ecuación A.7*), al desarrollar por separación de variables, e integrar, obtenemos la ecuación de la variación exponencial del decaimiento radiactivo en la forma:

$$A(t) = A_0 e^{-\lambda t} \quad (\text{Ec. A.14})$$

Donde:

A_0 : La actividad inicial en la muestra.

$A(t)$: La actividad de la muestra en el tiempo t .

e : Base de los logaritmos naturales = 2.718281

$e^{-\lambda t}$: Es el decaimiento en forma exponencial respecto al tiempo, respetando la fracción del número de radionúclidos presente en la muestra en cualquier tiempo (t).

A.6 Esquemas de decaimiento radiactivo

Un esquema de transformación (decaimiento) es un diagrama de los niveles de energía por los que pasan diferentes núcleos de un mismo elemento al transformarse radiactivamente. La línea superior indica el estado de energía inicial y la línea inferior representa el estado final. Las líneas intermedias indican niveles de energía por los que pasan los núcleos antes de llegar al estado final.

En una muestra de un mismo núclido puede suceder que todos los núcleos se transformen emitiendo el mismo tipo de radiación, pero en otros casos, algunos se transformarán por algún tipo y otros lo harán por un tipo alternativo [ININ, 2006].

En el esquema mostrado en la *Figura A.2* se observan las principales emisiones de la transformación del ^{99}Mo ; éste se transforma a estados excitados del ^{99}Tc que a su vez alcanzan su estado energético base mediante la emisión de radiación γ . El núcleo hijo es el ^{99}Tc que es inestable.

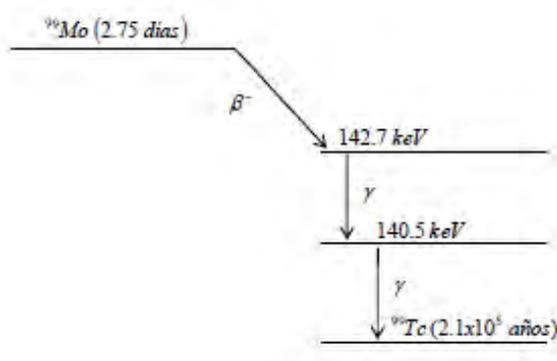


Figura A.2. Esquema de transformación del ^{99}Mo .

A.7 Interacción de la radiación ionizante con la materia

Cuando un haz de partículas penetra en un medio, colisiona con los átomos del mismo. Durante las colisiones las partículas transfieren parte de su energía al medio, mientras que otra parte es dispersada en forma de calor. Algunas veces la interacción causa que los electrones sean separados del núcleo al que estaban ligados, creando así, un par de iones. El electrón libre constituye el ion negativo, mientras que el átomo al que le ha sido removido tal electrón, constituye el ion positivo (*véase sección A.1*). En el proceso de ionización, se requiere al menos 34 eV (equivalente a 5.4×10^{-18} joules) para la creación de un par de iones en aire. Si el medio absorbedor es algún tejido corporal, se depositará suficiente energía en las células como para destruir su capacidad reproductiva.

Las partículas cargadas eléctricamente como: electrones, protones y partículas alfa son conocidas como *radiación directamente ionizante*, poseen la suficiente energía cinética como para producir ionización mediante colisiones al penetrar la materia en función de la densidad del medio y como consecuencia su capacidad de penetración es menor.

Las partículas no cargadas, como neutrones y fotones, llamadas *radiación indirectamente ionizante* pueden ionizar átomos o iniciar una transformación nuclear, ya que liberan partículas directamente ionizantes al interactuar con la materia.

Cuando los fotones pasan a través de un material, son absorbidos mediante diversos procesos que ponen a los electrones del material absorbedor en movimiento, los electrones transfieren su energía produciendo ionización y excitación a otros átomos a lo largo de sus trayectorias. La atenuación del haz de fotones por un material absorbedor es causada, principalmente, por tres tipos de interacciones: efecto fotoeléctrico, efecto Compton y producción de pares (descritas en las secciones siguientes), cada uno de estos procesos de interacción puede ser representado por un coeficiente másico de atenuación, el cual varía con la energía del fotón y el número atómico del material [ICN-UNAM, 2007] y [ININ, 2006].

A.7.1 Efecto fotoeléctrico

El efecto fotoeléctrico es el proceso en el cual un fotón interactúa con un átomo expulsando uno de sus electrones orbitales (electrones ligados al núcleo) principalmente de la capa electrónica K o L; toda la energía del fotón ($h\nu$) es transferida al electrón atómico. Parte de la energía del fotón es usada para vencer la energía de enlace del electrón y el resto de la energía es otorgada al electrón en forma de energía cinética como se muestra en la *Figura A.4*. El electrón expulsado de su átomo disipa su energía en sucesivas excitaciones e ionizaciones secundarias. La energía cinética del electrón expulsado (llamado fotoelectrón) es:

$$E_c = h\nu - E_b \quad (\text{Ec. A.15})$$

Donde E_b es la energía de enlace del electrón.

La *Figura A.3* muestra que después de que el electrón ha sido expulsado del átomo, se crea una vacancia en la capa electrónica, dejando así al átomo en un estado excitado. Tal vacancia puede ser llenada por un electrón orbital de las capas electrónicas externas, dando como resultado la emisión de rayos X característicos. Parte o toda la E_b es convertida en energía cinética a través de efecto Auger¹. El efecto Auger provee un mecanismo alternativo por el cual un átomo puede liberar cualquier parte de la energía que no ha sido emitida como radiación característica.

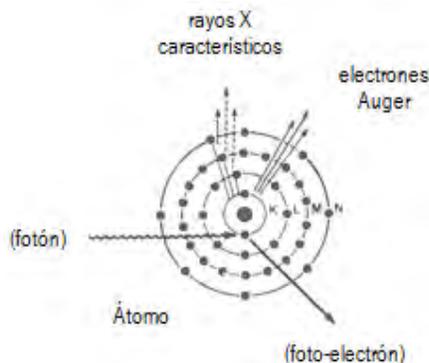


Figura A.3. Esquema de efecto fotoeléctrico.

La probabilidad de una absorción fotoeléctrica depende de la energía del fotón incidente; así el coeficiente másico de atenuación fotoeléctrico (τ/ρ) varía con la energía del fotón incidente y, además, depende fuertemente del número atómico del material absorbedor, se tiene entonces que $\tau/\rho \propto Z^3/E^3$. Los materiales con un número atómico alto son buenos absorbedores de fotones, por tanto, son ampliamente utilizados en protección radiológica, particularmente con fotones de baja energía. Para la absorción fotoelectrónica la energía del fotón incidente no debe ser menor que la energía de enlace del electrón, así la probabilidad de absorción fotoeléctrica tiene su máximo cuando la energía del fotón y la energía de enlace del electrón son iguales [ICN-UNAM, 2007] [ININ, 2006] y [Trujillo, 2006].

A.7.2 Efecto Compton

En este proceso, un fotón con energía ($h\nu$) colisiona con un electrón libre², el fotón transfiere parte de su energía al electrón desviándolo un ángulo θ , mientras que un nuevo fotón (con menor energía) será desviado un ángulo ϕ , como se muestra en la *Figura A.4*.

En el efecto Compton, el balance energético es el siguiente:

¹ Efecto Auger: es un fenómeno atómico que consiste en la emisión de un electrón de un átomo como resultado del proceso de desexcitación de otro electrón de aquel átomo, sin emisión de ningún fotón.

² El término libre significa que la energía de enlace del electrón es mucho menor que la energía del fotón incidente.

$$E_{\text{fotón incidente}} = E_{\text{ionización}} + E_{\text{electrón}} + E_{\text{fotón dispersado}} \quad (\text{Ec. A.16})$$

Donde $E_{\text{ionización}}$ es despreciable.

La disminución de la energía del fotón dispersado significa que la radiación electromagnética que es desviada de su trayectoria original aumenta su longitud de onda y disminuye su frecuencia.

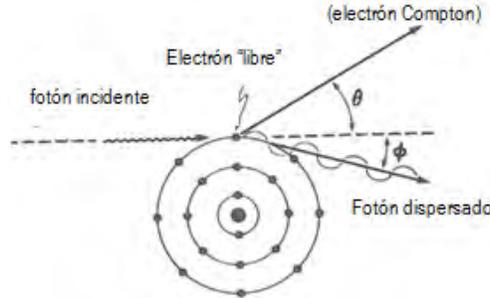


Figura A.4. Esquema del Efecto Compton.

El efecto Compton puede analizarse en términos de colisiones entre dos partículas, un fotón y un electrón. Aplicando las leyes de conservación del momento y la energía se obtienen las siguientes ecuaciones:

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + (h\nu/m_0c^2)(1 - \cos \phi)} \quad (\text{Ec. A.17})$$

$$\cot \theta = \left(1 + \frac{h\nu}{m_0c^2}\right) \tan\left(\frac{\phi}{2}\right)$$

en donde $m_0c^2 = 0.511 \text{ MeV}$ es la energía de la masa del electrón en reposo y $h\nu$, $h\nu'$ son las energías del fotón incidente y dispersado, respectivamente. Se observa en la ecuación (Ec. A.17) que para un valor dado de $h\nu$, la energía $h\nu'$ y el ángulo ϕ del fotón dispersado están correlacionados uno con otro.

Puesto que las interacciones Compton involucran esencialmente electrones *libres* en el material absorbedor, el proceso es independiente del número atómico Z . Entonces, se sigue que el coeficiente másico de atenuación Compton (σ/ρ) depende únicamente del número de electrones *libres* por gramo o densidad electrónica. En otras palabras, mientras mayor es la energía de los fotones incidentes, mayor es la probabilidad de que esta energía exceda la energía de enlace de los electrones. Así la proporción de interacciones que involucren electrones libres se incrementará cuando la energía de la radiación incidente se incremente. Sin embargo, mientras mayor es el número atómico del material irradiado, más firmemente estarán

ligados los electrones por fuerzas electrostáticas, entonces se dice que el número de electrones *libres* también disminuye al incrementarse Z . En consecuencia, al aumentar la energía del haz de fotones incidente, si se incrementa el número atómico Z , la probabilidad de que ocurra el efecto Compton disminuye [ICN-UNAM, 2007], [ININ, 2006] y [Trujillo, 2006].

A.7.3 Producción de pares

Si la energía del fotón incidente ($h\nu$) es mayor que 1.022 MeV, el fotón interactuará fuertemente con el campo electromagnético de un núcleo atómico, otorgándole toda su energía para crear un par que consiste de un electrón negativo (e^-) y uno positivo (e^+) llamado positrón, como se muestra en la *Figura A.5*. Puesto que, la energía de un electrón en reposo es de 0.511 MeV, se requiere una energía mínima de 1.022 MeV para crear un par. Si la energía del fotón excede este valor, el resto de la energía se repartirá entre las dos partículas creadas en forma de energía cinética E_{c^-} y E_{c^+} . La ecuación de conservación de energía, ignorando la mínima energía cinética cedida al núcleo, es simplemente:

$$h\nu = 1.022 \text{ MeV} + E_{c^-} + E_{c^+} \quad (\text{Ec. A.18})$$

La energía cinética total disponible para el par electrón-positrón es: $(h\nu - 1.022) \text{ MeV}$

Puesto que este proceso resulta de una interacción con el campo electromagnético del núcleo, la probabilidad de que ocurra se incrementa rápidamente con el número atómico. El coeficiente másico de atenuación para la creación de pares (κ/ρ) varía como Z .

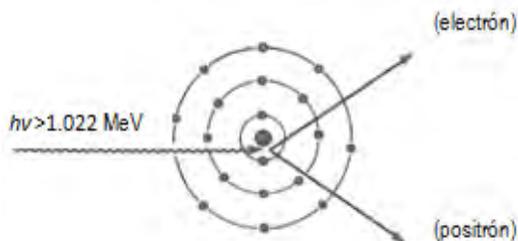


Figura A.5. Producción de pares.

A.8 Importancia relativa de los tres tipos de interacciones

Debido a que cada uno de los procesos de interacción ocurre independientemente de los otros, el *coeficiente másico de atenuación total* (μ/ρ) es la suma de los coeficientes individuales:

$$\underbrace{(\mu/\rho)}_{\text{total}} = \underbrace{(\tau/\rho)}_{\text{fotoelectrico}} + \underbrace{(\sigma/\rho)}_{\text{compton}} + \underbrace{(\kappa/\rho)}_{\text{pares}} \quad (\text{Ec. A.19})$$

La *Figura A.6* muestra lo siguiente:

- 1) El efecto fotoeléctrico es dominante para energías de fotones lo suficientemente bajas y medios de número atómico alto, pues el coeficiente másico de atenuación es grande debido a que la absorción fotoeléctrica, que depende de Z como: $\tau/\rho \propto Z^3/E^3$, predomina sobre los otros procesos de absorción.
- 2) El coeficiente másico de atenuación fotoeléctrico decrece rápidamente con la energía, hasta que la energía del fotón incidente excede la energía de enlace del electrón atómico, hace predominante el efecto Compton. En esta región el coeficiente másico de atenuación Compton es aproximadamente el mismo para diversos elementos debido a que el efecto Compton es independiente del número atómico, es decir si la energía del haz se encuentra dentro de la región en donde el efecto Compton es la interacción más probable, entonces ocurrirá aproximadamente la misma atenuación del haz para cualquier material con el mismo espesor másico³. Para medios de bajo Z (carbón, aire, agua, tejidos humanos ($Z_{\text{prom}} = 7.64$)) la región en que domina el efecto Compton es amplia, se extiende desde aproximadamente 20 keV hasta 30 MeV, este efecto disminuye gradualmente al incrementarse Z [ICN-UNAM, 2007], [ININ, 2006] y [Trujillo, 2006].
- 3) La producción de pares es dominante para altas energías. El coeficiente másico de atenuación pares disminuye, hasta que el proceso de producción de pares se vuelve importante cuando la energía del fotón alcanza unos cuantos MeV (superior a 1.022 MeV).

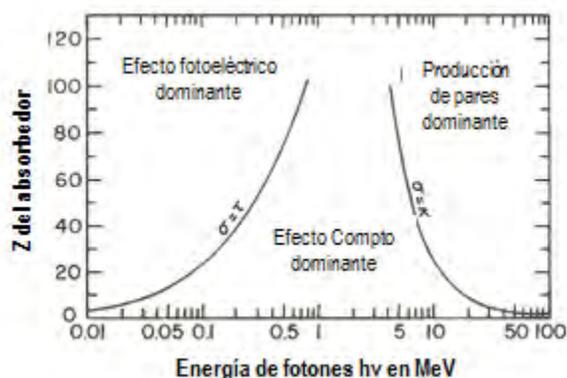


Figura A.6. Indica la probabilidad de ocurrencia a partir de la energía de los fotones y las regiones para Z donde predomina cada interacción. Las curvas indican cuando dos tipos de interacciones son igualmente probables.

³ El espesor másico es el espesor lineal multiplicado por la densidad, i.e. $\text{cm g/cm}^3 = \text{g/cm}^2$.

Apéndice B. Formatos para la implementación del programa de aseguramiento de calidad para cámaras gamma

A continuación se presentan los formatos para implementar el programa de aseguramiento de calidad (PAC) para cámaras gamma (CG) que se propone en este trabajo. Cada formato que se presenta es una guía para la interpretación de los datos obtenidos, e incluye recomendaciones generales para la aplicación de cada procedimiento.

Se incluyen formatos para parámetros de desempeño tomográficos y no tomográficos. Las pruebas de desempeño tomográficas para CG, necesitan previamente la verificación de todas las pruebas de desempeño no tomográficas, ya que cualquier afectación llevará invariablemente a una pérdida de los parámetros tomográficos.

Los resultados servirán como referencia para pruebas posteriores y es recomendable detallar los métodos de evaluación para las diversas especificaciones. Se proponen criterios de aceptación, con la finalidad de vigilar los parámetros más significativos del funcionamiento del equipo, para asegurar su estabilidad en el tiempo. Si se observan desviaciones anormales respecto a controles anteriores (por encima de las tolerancias establecidas), es aconsejable repetir la prueba de constancia y verificar en el historial del equipo, la frecuencia e importancia de las anomalías.

Formato F-01

Verificación e inspección del funcionamiento mecánico en el sistema

Mes: _____ del _____

Institución: _____ Equipo: _____

Cámara gamma: Marca: _____ Modelo: _____ No. de Serie: _____

Fecha:					
Verificar el funcionamiento mecánico y cableado del equipo:	Cumple				
El/La paciente y el tecnólogo no están expuestos a bordes filosos o ásperos u otros riesgos, incluyendo los eléctricos					
Estabilidad mecánica bajo condiciones normales de operación					
Funcionamiento de los seguros de ángulo					
No se observan daños o fracturas en la superficie de los detectores					
Soportes y sujetadores de los colimadores para los detectores					
Funcionamiento de paros de emergencia					
Funcionamiento del clutch (en camilla)					
Funcionamiento de los interruptores de rotación y traslación de los detectores					
El movimiento de los detectores responde al movimiento deseado					
Funcionamiento de los interruptores de la camilla					
El movimiento de la camilla responde al movimiento deseado					
Los colimadores utilizados no muestran golpes o fracturas que signifiquen una degradación en la imagen					
El sistema de montaje de los colimadores funciona adecuadamente					
Todos los colimadores o accesorios utilizados tienen un lugar adecuado para su almacenamiento o resguardo temporal entre estudios					
No debe existir fracturas en el plástico aislante del cableado					
Verificar posibles fallas de conexión del cableado					
Lectura digital de la posición de los detectores corresponde a su posición física (rotación o ángulo)					

Observación: Indique por ‘✓’ ó ‘×’ (sí ó no) según sea el caso, en la casilla correspondiente abajo de “Cumple”.

Criterio de aceptación: No debe existir ninguna falla mecánica o ruptura del cableado que pudiera repercutir en el estudio y en la seguridad al paciente o el tecnólogo. En caso de detectar alguna anomalía, reportarla inmediatamente y llamar al proveedor del servicio para su pronta reparación.

Cumple: Sí / No

Realizó	Revisó
_____	_____
Nombre y firma	Nombre y firma

Formato F-02

Verificación de la radiación de fondo

Institución: _____ Equipo: _____ Detector: _____
 Cámara gamma: Marca: _____ Modelo: _____ No. de Serie: _____
 Radionúclido más utilizado: _____
 Distancia máxima del detector: _____
 Formato: 1024 x 1024 pixeles Tiempo de adquisición: 2 minutos Factor de magnificación: 1.0

Fecha y hora	Tasa de conteo (kcuentas/s)	Uniformidad (%)	CFOV	UFOV
		Integral		
		Diferencial		
		Integral		
		Diferencial		
		Integral		
		Diferencial		
		Integral		
		Diferencial		
		Integral		
		Diferencial		
		Integral		
		Diferencial		
		Integral		
		Diferencial		
		Integral		
		Diferencial		

Criterio de aceptación: Un aumento del 20% en la tasa de conteo habitual de fondo indica la presencia de fuentes de radiación adicionales o la existencia de contaminación radiactiva.

Cumple: Sí / No

Realizó	Revisó
_____	_____
Nombre y firma	Nombre y firma

Formato F-03

Verificación de filtración de radiación a través del blindaje

Institución: _____ Equipo: _____ Detector: _____
 Fecha: _____ Hora: _____
 Cámara gamma: Marca: _____ Modelo: _____ No. de Serie: _____
 Radionúclido más utilizado: _____ Actividad empleada: $37.00 \pm 1.85 \text{ MBq}$ ($1.00 \pm 0.05 \text{ mCi}$)
 Formato: 1024 x 1024 pixeles Tiempo de adquisición: 2 minutos Factor de magnificación: 1.0 Tasa de conteo inferior a 75 cuentas/s en la persistencia. Tiempo muerto entre 3 y 8%.

Número de sección	Tasa de conteo (kcuentas/s)	Uniformidad (%)	CFOV	UFOV
1		Integral		
		Diferencial		
2		Integral		
		Diferencial		
3		Integral		
		Diferencial		
4		Integral		
		Diferencial		
5		Integral		
		Diferencial		
6		Integral		
		Diferencial		
7		Integral		
		Diferencial		
8		Integral		
		Diferencial		
9		Integral		
		Diferencial		
fondo		Integral		
		Diferencial		

Criterio de aceptación: Un aumento del 20% en la tasa de conteo habitual de fondo indica la presencia de fuentes de radiación adicionales o la existencia de contaminación radiactiva.

Cumple: Sí / No

<p>Realizó</p> <p>_____</p> <p>Nombre y firma</p>	<p>Revisó</p> <p>_____</p> <p>Nombre y firma</p>
--	---

Formato F-04

Verificación de la uniformidad intrínseca diaria

Institución: _____ Equipo: _____ Detector: _____
 Cámara gamma: Marca: _____ Modelo: _____ No. de Serie: _____
 Radionúclido utilizado: ^{99m}Tc Actividad empleada: $740 \pm 37 \text{ kBq}$ ($20 \pm 1 \mu\text{Ci}$)
 Distancia de la fuente a los detectores: _____
 Formato: 1024×1024 píxeles Cuentas por imagen: 30 millones de cuentas Factor de magnificación: 1.0 Tasa de conteo inferior a 75 cuentas/s en la persistencia. Tiempo muerto entre 3 y 8% .

Fecha y hora	Tiempo muerto (%)	Tasa de conteo (kcuentas/s)	Uniformidad (%)	CFOV	UFOV
			Integral		
			Diferencial		
			Integral		
			Diferencial		
			Integral		
			Diferencial		
			Integral		
			Diferencial		
			Integral		
			Diferencial		
			Integral		
			Diferencial		
			Integral		
			Diferencial		
			Integral		
			Diferencial		

Criterio de aceptación: La desviación del centro de la ventana de energía respecto al fotopico correspondiente, debe ser menor que 3.0% . Para la *uniformidad intrínseca* se sugiere que los resultados porcentuales sean tales que la uniformidad integral del CFOV sea menor que 2.94% y del UFOV sea menor que 3.74% . Para la uniformidad diferencial se esperan que los resultados porcentuales para el CFOV sea menor que 2.54% y para el UFOV menor que 2.74% .

Cumple: Sí / No

Realizó	Revisó
_____	_____
Nombre y firma	Nombre y firma

Formato F-05

Verificación de la uniformidad intrínseca mensual

Institución: _____ Equipo: _____ Detector: _____
 Cámara gamma: Marca: _____ Modelo: _____ No. de Serie: _____
 Radionúclido utilizado: ^{99m}Tc Actividad empleada: $740 \pm 37 \text{ kBq}$ ($20 \pm 1 \mu\text{Ci}$)
 Distancia de la fuente a los detectores: _____
 Formato: 1024×1024 pixeles Cuentas por imagen: 200 millones de cuentas Factor de magnificación: 1.0 Tasa de conteo inferior a 75 kcuentas/s en la persistencia. Tiempo muerto entre 3 y 8%.

Fecha y hora	Tiempo muerto (%)	Tasa de conteo (kcuentas/s)	Uniformidad (%)	CFOV	UFOV
			Integral		
			Diferencial		
			Integral		
			Diferencial		
			Integral		
			Diferencial		
			Integral		
			Diferencial		
			Integral		
			Diferencial		
			Integral		
			Diferencial		
			Integral		
			Diferencial		

Criterio de aceptación: La desviación del centro de la ventana de energía respecto al fotopico correspondiente, debe ser menor que 3.0%. Para la *uniformidad intrínseca* se sugiere que los resultados porcentuales sean tales que la uniformidad integral del CFOV sea menor que 2.94% y del UFOV sea menor que 3.74%. Para la uniformidad diferencial se esperan que los resultados porcentuales para el CFOV sea menor que 2.54% y para el UFOV menor que 2.74%.

Cumple: Sí / No

Realizó	Revisó
_____	_____
Nombre y firma	Nombre y firma

Formato F-06

Verificación de la uniformidad extrínseca

Institución: _____ Equipo: _____ Detector: _____

Cámara gamma: Marca: _____ Modelo: _____ No. de Serie: _____

Colimador a utilizar para la prueba: _____

Radionúclido utilizado: ^{99m}Tc Actividad empleada: 555 ± 28 MBq (15.00 ± 0.75 mCi)

Distancia de la fuente a los detectores: _____

Formato: 1024 x 1024 pixeles Factor de magnificación: 1.0 Tasa de conteo inferior a 75 kcuentas/s en la persistencia. Tiempo muerto entre 3 y 8%.

Si la prueba se realiza para un colimador de energía baja-resolución alta se adquiere la imagen con 120 millones de cuentas. Si la prueba se realiza para un colimador de energía media o alta, se adquiere la imagen con 75 millones de cuentas.

Fecha y hora	Actividad (mCi)	Tasa de conteo (kcuentas/s)	Tiempo muerto (%)	Uniformidad (%)	CFOV	UFOV
				Integral		
				Diferencial		
				Integral		
				Diferencial		
				Integral		
				Diferencial		
				Integral		
				Diferencial		
				Integral		
				Diferencial		
				Integral		
				Diferencial		
				Integral		
				Diferencial		
				Integral		
				Diferencial		

Criterio de aceptación: La UI menor que 6% para el UFOV y la UD menor que la UI.

Cumple: Sí / No

Realizó	Revisó
_____	_____
Nombre y firma	Nombre y firma

Formato F-07

Verificación de la resolución espacial intrínseca

Institución: _____ Equipo: _____
 Cámara gamma: Marca: _____ Modelo: _____ No. de Serie: _____
 Radionúclido utilizado: ^{99m}Tc Actividad empleada: $740 \pm 37 \text{ kBq}$ ($20 \pm 1 \mu\text{Ci}$)
 Distancia de la fuente a los detectores: _____
 Formato: 1024 x 1024 pixeles Cuentas por imagen: 40 millones de cuentas Factor de magnificación: 1.0 Tasa de conteo inferior a 75 kcuentas/s en la persistencia. Tiempo muerto entre 3 y 8%.

Fecha y hora	Detector	Tasa de conteo (kcuentas/s)	Tiempo muerto (%)	Valor D (en mm)	Pares de líneas por milímetro (mm) $P = (2D)^{-1}$	Linealidad '✓' ó 'x'	FWHM = $1.75 \times D$

Criterio de aceptación: Se estima que para una matriz de 1024 x 1024 pixeles, la resolución espacial intrínseca sea menor o igual que 4.4 mm.

Cumple: Sí / No

Realizó	Revisó
_____	_____
Nombre y firma	Nombre y firma

Formato F-08

Verificación de la resolución espacial extrínseca

Institución: _____ Equipo: _____
 Cámara gamma: Marca: _____ Modelo: _____ No. de Serie: _____
 Colimador _____
 Radionúclido utilizado: _____ Actividad empleada: 555 ± 28 MBq (15.00 ± 0.75 mCi)
 Decaimiento principal: _____
 Distancia de la fuente a los detectores: _____
 Formato: 1024×1024 pixeles Cuentas por imagen: 30 millones de cuentas Factor de magnificación: 1.0 Tasa de conteo inferior a 75 kcuentas/s en la persistencia. Tiempo muerto entre 3 y 8%.

Fecha y hora	Detector	Tasa de conteo (kcuentas/s)	Tiempo muerto (%)	Valor D (en mm)	Pares de líneas por milímetro (mm) $P = (2D)^{-1}$	Linealidad '✓' ó 'x'	FWHM = $1.75 \times D$

Criterio de aceptación: La resolución espacial intrínseca establece el límite de la resolución espacial alcanzable del sistema. Durante la verificación, el FWHM no debe ser mayor que el 10% del valor reportado en la prueba de aceptación.

Cumple: Sí / No

Realizó	Revisó
_____	_____
Nombre y firma	Nombre y firma

Formato F-09

Verificación del tiempo muerto

Mes: _____ del _____
 Institución: _____ Equipo: _____
 Cámara gamma: Marca: _____ Modelo: _____ No. de Serie: _____
 Radionúclido utilizado: ^{99m}Tc Actividad empleada: $1.85 \pm 0.09 \text{ MBq}$ ($50.0 \pm 2.5 \mu\text{Ci}$)
 Distancia de la fuente a los detectores: _____
 Formato: 1024 x 1024 pixeles Tiempo de adquisición: 3 minutos Factor de magnificación: 1.0 Tasa de conteo inferior a 75 cuentas/s en la persistencia. Tiempo muerto entre 3 y 8%.

Adquisición	cts/ min	cts/s	Tiempo muerto promedio (μs)	$R_{20\%}$
R ₁				
R ₁₂				
R ₂				
R _{2'}				
R _{21'}				
R _{1'}				
fondo				

Criterio de aceptación: Los valores de τ y $R_{20\%}$ no deben exceder en 10% a lo establecido por el fabricante.

Cumple: Sí / No

<p>Realizó</p> <p>_____</p> <p>Nombre y firma</p>	<p>Revisó</p> <p>_____</p> <p>Nombre y firma</p>
--	---

Formato F-10

Verificación de la resolución energética

Mes: _____ del _____
 Institución: _____ Equipo: _____
 Cámara gamma: Marca: _____ Modelo: _____ No. de Serie: _____
 Radionúclido utilizado: _____ Actividad empleada: 740 ± 37 kBq (20 ± 1 μ Ci)
 Distancia de la fuente a los detectores: _____
 Formato: 1024 x 1024 píxeles Cuentas por imagen: 30 millones de cuentas Factor de magnificación: 1.0 Tasa de conteo inferior a 75 kcuentas/s en la persistencia. Tiempo muerto entre 3 y 8%.

Radionúclido	Emisión gamma (keV)	FWHM (keV)	Resolución en energía (%)

Criterio de aceptación: Se sugiere que durante la verificación, la resolución energética no debe ser mayor que el 10% del valor reportado en la prueba de aceptación.

Cumple: Sí / No

Realizó	Revisó
_____ Nombre y firma	_____ Nombre y firma

Formato F-11

Verificación del tamaño del píxel

Institución: _____ Equipo: _____ Detector: _____

Fecha: _____

Colimadores de: energía baja-resolución alta

Cámara gamma: Marca: _____ Modelo: _____ No. de Serie: _____

Radionúclido utilizado: ^{99m}Tc Actividad empleada: $740 \pm 37 \text{ kBq}$ ($20 \pm 1 \mu\text{Ci}$)

Distancia de la fuente a los detectores: _____

Formato: 1024 x 1024 píxeles Cuentas por imagen: 300,000 cuentas Factor de magnificación: 1.0 Tasa de conteo inferior a 75 cuentas/s en la persistencia. Tiempo muerto entre 3 y 8%.

Coordenadas cartesianas		Tamaño de píxel horizontal (mm)	Tamaño de píxel vertical (mm)
eje x	eje y		

Criterio de aceptación: La diferencia entre los valores nominales medidos a lo largo del eje X e Y, deben ser menores que 5%.

Cumple: Sí / No

Realizó	Revisó
_____	_____
Nombre y firma	Nombre y firma

Formato F-12**Verificación de la tasa máxima de conteo**

Institución: _____ Equipo: _____ Detector: _____
 Cámara gamma: Marca: _____ Modelo: _____ No. de Serie: _____
 Radionúclido utilizado: ^{99m}Tc Actividad empleada: $7.4 \pm 0.37 \text{ MBq}$ ($200 \pm 10 \text{ }\mu\text{Ci}$)
 Formato: 1024×1024 píxeles Tiempo por adquisición: 1 minuto Factor de magnificación: 1.0 Tasa de conteo inferior a 75 cuentas/s en la persistencia. Tiempo muerto entre 3 y 8%.

FECHA				
Medida	Distancia (cm)	Tasa de conteo (kcts/min)	Distancia (cm)	Tasa de conteo (kcts/min)
1				
2				
3				
4				
5				
6				
7				
8				
9				
10				
11				
12				
13				
14				
15				
16				
17				
18				
19				
20				
valor máximo de conteo (cts/min)				

Criterio de aceptación: Durante la verificación el número de cuentas máximo no debe ser menor al 10% del valor reportado en la prueba de aceptación.

Cumple: Sí / No

Realizó	Revisó
_____	_____
Nombre y firma	Nombre y firma

Formato F-13

Verificación de la sensibilidad

Institución: _____ Equipo: _____ Detector: _____

Colimadores: colimador de energía baja-resolución alta

Cámara gamma: Marca: _____ Modelo: _____ No. de Serie: _____

Radionúclido utilizado: ^{99m}Tc Actividad empleada: $7.40 \pm 0.37 \text{ MBq}$ ($200 \pm 10 \mu\text{Ci}$)

Distancia de la fuente a los detectores: _____

Formato: 256 x 256 píxeles Tiempo por adquisición: 1 minuto Factor de magnificación: 1.0 Tasa de conteo inferior a 75 cuentas/s en la persistencia. Tiempo muerto entre 3 y 8%.

Fecha y hora	Tasa de conteo (kcuentas/s)	Área (píxeles)	Fondo (cpm)	9 sectores de la superficie de detección (cpm)			$\overline{\text{cpm}}$	Sensibilidad $\overline{\text{cpm}} / \mu\text{Ci}$
				1=	8=	7=		
				2=	9=	6=		
				3=	4=	5=		
				1=	8=	7=		
				2=	9=	6=		
				3=	4=	5=		
				1=	8=	7=		
				2=	9=	6=		
				3=	4=	5=		
				1=	8=	7=		

Criterio de aceptación: La máxima variación de la sensibilidad entre cuadrantes es del 2.0%. La máxima variación entre las mediciones (entre cada mes), con respecto a la prueba de aceptación no deben ser mayores que 0.75%.

Cumple: Sí / No

Realizó	Revisó
_____	_____
Nombre y firma	Nombre y firma

Formato F-14

Verificación de la uniformidad rotacional

Institución: _____ Equipo: _____ Detector: _____
 Cámara gamma: Marca: _____ Modelo: _____ No. de Serie: _____
 Radionúclido utilizado: ^{99m}Tc Actividad empleada: $740 \pm 37 \text{ kBq}$ ($20 \pm 1 \mu\text{Ci}$)
 Distancia de la fuente a los detectores: _____
 Formato: 1024 x 1024 pixeles Cuentas por imagen: 20 millones de cuentas Factor de magnificación: 1.0 Tasa de conteo inferior a 75 cuentas/s en la persistencia. Tiempo muerto entre 3 y 8%.

Fecha	Ángulo del detector (°)	Uniformidad integral (%)		Uniformidad diferencial (%)	
		CFOV	UFOV	CFOV	UFOV
	0				
	90				
	180				
	270				
	0				
	90				
	180				
	270				

Criterio de aceptación: Se considera aceptable una variación máxima menor que 1.0% para los valores de la UI del UFOV tanto para la utilización de un solo detector, como el uso de varios con respecto al mismo plano, así como la máxima variación de la UI del UFOV del mismo detector para distintos planos.

Cumple: Sí / No

Realizó	Revisó
_____	_____
Nombre y firma	Nombre y firma

Formato F-15

Verificación del desplazamiento del COR

Institución: _____ Equipo: _____

Colimadores: _____

Cámara gamma: Marca: _____ Modelo: _____ No. de Serie: _____

Radionúclido utilizado: ^{99m}Tc Actividad empleada: $37 \pm 1.85 \text{ MBq}$ ($1.00 \pm 0.05 \text{ mCi}$)

Distancia de la fuente a los detectores: _____

Formato: 128 x 128 píxeles Órbita circular: 360° de rotación con 120 proyecciones Radio de rotación: 25 cm

Factor de magnificación: 1.0 Tasa de conteo inferior a 75 cuentas/s en la persistencia. Tiempo muerto entre 3 y 8%.

Si la prueba se realiza para un colimador de energía baja-resolución alta se utilizan 5 fuentes con 50,000 cuentas por imagen. Si la prueba se realiza para un colimador de energía media o alta, se utilizan 3 fuentes con 30,000 cuentas por imagen.

			Detectores				
Fecha:							
MHR/COR	Desviación en el eje X (píxel)	Máxima					
		Mínima					
	Promedio cuadrático (RMS en píxel)						
	Desplazamiento en Y (píxel)						
	Tamaño de píxel en X/Y (mm)						

Criterio de aceptación: Criterios válidos para colimadores de energía baja-resolución alta:

- Desviación máxima menor que 1 píxel ($(X_{\text{Máx}} - X_{\text{mín}}) < 1 \text{ píxel}$).
- Las desviaciones absolutas en las direcciones x e y para cada detector deben ser menores que 0.5 píxeles ($\text{RMS} < 0.5 \text{ píxeles}$).
- El desplazamiento del COR debe ser independiente de la posición de la fuente en el FOV (máxima desviación en $Y \leq 1 \text{ píxel}$).

Si la verificación del COR se realiza con colimadores para energía media o alta, los límites de aceptación pueden ser hasta 50% mayores que para los colimadores de energía baja-resolución alta. El desplazamiento del COR debe ser independiente de la posición de la fuente en el FOV (no debe diferir más de 2 mm entre el centro y los bordes del FOV), de lo contrario puede indicar que el eje Y no está alineado con el eje de rotación.

Cumple: Sí / No

Realizó	Revisó
_____	_____
Nombre y firma	Nombre y firma

Formato F-16

Verificación tamaño absoluto del píxel

Institución: _____ Mes: _____ del _____
 Colimadores de: energía baja-resolución alta Equipo: _____ Detector: _____
 Cámara gamma: Marca: _____ Modelo: _____ No. de Serie: _____
 Radionúclido utilizado: ^{99m}Tc Actividad empleada: $740 \pm 37 \text{ kBq}$ ($20 \pm 1 \mu\text{Ci}$)
 Distancia de la fuente a los detectores: _____
 Formato: 1024 x 1024 píxeles Cuentas por imagen: 30,000 cuentas por proyección Factor de magnificación: 1.0
 Tasa de conteo inferior a 75 cuentas/s en la persistencia. Tiempo muerto entre 3 y 8%. Órbita circular de 360° de rotación, 120 proyecciones, radio de rotación de 25 cm.

Coordenadas cartesianas		Tamaño de píxel horizontal (mm)	Tamaño de píxel vertical (mm)
eje x	eje y		

Criterio de aceptación: La diferencia entre los valores de X e Y debe ser inferior que el 5%.

Cumple: Sí / No

Realizó	Revisó
_____	_____
Nombre y firma	Nombre y firma

Formato F-17**Verificación de la uniformidad espacial tomográfica**

Mes: _____ del _____

Institución: _____ Equipo: _____

Colimadores de: energía baja-resolución alta

Cámara gamma: Marca: _____ Modelo: _____ No. de Serie: _____

Radionúclido utilizado: ^{99m}Tc Actividad empleada: $740 \pm 37 \text{ MBq}$ ($20.0 \pm 1.0 \text{ mCi}$)

Distancia de la fuente a los detectores: _____

Formato: 128 x 128 pixeles Cuentas por imagen: 30,000 cuentas por proyección Factor de magnificación: 1.0 Tasa de conteo inferior a 75 cuentas/s en la persistencia. Tiempo muerto entre 3 y 8%. Órbita circular de 360° de rotación, 120 proyecciones, radio de rotación de 25 cm.

$C_{\min/\max}$	C_{prom}	Contraste del artefacto (%)	Desviación estándar porcentual

	Uniformidad integral (%)	Nivel de ruido porcentual (rms%)
Promedio		
Desviación estándar porcentual		

Valor promedio de cuentas por pixel en los bordes del perfil	Valor en la región central	Diferencia	Desviación estándar porcentual

Criterio de aceptación: El contraste del artefacto no debe exceder el 10%. Los valores aceptables de la UI% deben estar dentro del intervalo del 7.0 al 12.0% y el nivel de ruido (rms%) entre el 3.0 y el 6.0%. La diferencia entre el valor promedio de cuentas por pixel en los bordes del perfil y el valor en la región central, no debe ser mayor que 10%, valores superiores pueden asociarse a errores en la determinación del coeficiente de atenuación o del contorno del maniquí utilizado para la realización de la corrección de la atenuación.

Cumple: Sí / No

Realizó	Revisó
_____	_____
Nombre y firma	Nombre y firma

Formato F-18

Verificación del contraste y resolución espacial tomográfica

Mes: _____ del _____
 Institución: _____ Equipo: _____
 Colimadores de: energía baja-resolución alta. Tipo de resolución: _____
 Cámara gamma: Marca: _____ Modelo: _____ No. de Serie: _____
 Radionúclido utilizado: ^{99m}Tc Actividad empleada: $555 \pm 28 \text{ MBq}$ ($15.00 \pm 0.75 \text{ mCi}$).
 Distancia de la fuente a los detectores: _____
 Formato: 128 x 128 píxeles Cuentas por imagen: 30,000 cuentas por proyección Factor de magnificación: 1.0 Tasa de conteo inferior a 75 cuentas/s en la persistencia. Tiempo muerto entre 3 y 8%. Órbita circular de 360° de rotación, 120 proyecciones, radio de rotación de 25 cm.

Ubicación	Diámetro de la esfera (mm)	R_l	R_o	Contraste promedio	Desviación estándar porcentual
1					
2					
3					
4					
5					
6					
7					
8					
9					
10					
11					
12					

Criterio de aceptación: Estas verificaciones son de carácter general y son útiles sólo como verificaciones de referencia que se deben comparar periódicamente.

Cumple: Sí / No

Realizó	Revisó
_____	_____
Nombre y firma	Nombre y firma