



UNIVERSIDAD NACIONAL DE COLOMBIA

Maestría en Física Médica

**DISEÑO DE PROTOCOLOS EN CONTROL DE CALIDAD DE
MEDICINA NUCLEAR EN UNA IPS DE ALTA COMPLEJIDAD
DE BOGOTA**

PAOLA PATRICIA MARQUEZ MIRANDA

Universidad Nacional de Colombia

Facultad de Ciencias, Departamento de Física

BOGOTÁ D.C., Colombia

2019

**DISEÑO DE PROTOCOLOS EN CONTROL DE CALIDAD DE MEDICINA NUCLEAR EN
UNA IPS DE ALTA COMPLEJIDAD DE BOGOTA**

Paola Patricia Márquez Miranda

Trabajo final presentado como requisito parcial para optar al título de:

Magister en Física Médica

Diego Mauricio Orejuela Mosquera, M.Sc.

DIRECTOR

CODIRECTOR

Luis Aguelles Pedros Ph.D, PD.

Línea de profundización

Medicina Nuclear

Universidad Nacional de Colombia

Facultad de Ciencias, Departamento de Física

Bogotá D.C., 2019

Dedicado
A mi super chica...

Agradecimientos

A Dios por su infinita misericordia y bendiciones en mi vida; a pesar de las pruebas tan difíciles me ha ayudado a salir adelante y hoy puedo volver a sonreír, gracias mi Señor por mi arcoiris Saray; a

Mis padres por su amor y acompañamiento

Incondicional en cada etapa de mi vida

Como hija, madre y esposa, a mis

Hermanos por su compañía; a mi

Esposo amado, por estar ahí en los momentos de alegría, tristeza, triunfos, derrotas, te amo mi amor;a

La incalculable ayuda, disposición y enseñanzas de Diego Mauricio a

Los docentes María Cristina Plazas, Luis Agulles Pedros por su apoyo en cada etapa de la maestría; a la institución prestadora de salud, a los médicos y tecnólogos que permitieron mi formación como física médica, y a ti siempre en mi mente y corazón

*mi amada angelita **Michell González Márquez**, Te amo mi chiquita*

Resumen

En Colombia, los controles de calidad en servicios de Medicina Nuclear comenzaron a ser exigidos por el Ministerio de Minas y Energía a comienzos del año 2015. Sin embargo, aún los centros de Medicina Nuclear en Colombia carecen de Físicos Médicos Clínicos que permanezcan en el servicio. Como parte de la filosofía de muchos centros hospitalarios está el generar alianzas con los entes reguladores y ser un centro de referencia, en la implementación de un diseño orientativo de los protocolos de calidad de Medicina Nuclear.

Este trabajo fue llevado a cabo en una IPS de alta complejidad en la ciudad de Bogotá, con dos gammacámaras Siemens de referencia E. Cam Dual y Spect Siemens Symbia, y sus accesorios y cuatro activímetros.

En este trabajo se diseñaron protocolos de control de calidad a los equipos de medicina basados en el protocolo IAEA-TECDOC-602/S a los equipos del centro médico en medicina nuclear a las gammacámaras se les realizó las pruebas de control de calidad uniformidad intrínseca, resolución espacial intrínseca y extrínseca, linealidad, sensibilidad, centro de rotación, con fuentes de ^{99m}Tc , ^{131}I , utilizando los simuladores físicos propios de acuerdo a cada prueba.

Para el control de calidad de los activímetros se utilizaron fuentes de calibración ^{57}Co , ^{133}Ba , ^{137}Cs , ^{60}Co , pruebas de exactitud, precisión, linealidad, reproducibilidad. Para cuantificar los parámetros medidos y procesar y analizar las imágenes obtenidas en el control de calidad, se utilizó el software incorporado en los equipos y el programa libre IMAGE J basado en Java. Se analizaron los resultados obtenidos de los controles de calidad de las gammacámaras y de los activímetros con valores dentro de los límites de aceptación. Finalmente se concluyó que los protocolos de control de calidad desarrollados a los equipos del servicio de medicina nuclear del centro de alta complejidad proporcionan al servicio un seguimiento sobre el funcionamiento del equipo, garantizan la obtención de imágenes diagnósticas de buena calidad para un correcto tratamiento del paciente y cumplen con la protección radiológica del paciente y del personal ocupacionalmente expuesto.

Palabras claves: medicina nuclear, IPS alta complejidad, gammacámaras, activímetros, fuentes de calibración, pruebas de control de calidad.

Abstract

In Colombia, the quality control in the Nuclear Medicine service began to be required by the Ministry of Mines and Energy at the beginning of 2015. However, Nuclear Medicine centers in Colombia do not have Clinical - Medical Physicists inside the service. Part of the philosophy of many hospital centers is to generate alliances with regulatory agency and to be a reference center, in the implementation of an indicative design of the Nuclear Medicine quality protocols.

This work was carried out in a highly complex IPS in the city of Bogota, with two gamma Siemens cameras one E.Cam Dual and other Spect Siemens Symbia, their accessories and four activimeters.

In this work quality control protocols were designed to medicine teams based on IAEA - TECDOC - 602 /S protocol to the medical center equipment in nuclear medicine. The gammacameras were tested for quality control intrinsic uniformity, intrinsic spatial resolution and extrinsic, linearity, sensitivity, center of rotation, with sources of ^{99m}Tc , ^{131}I , using the proper physical simulators according to each test.

For the quality control of the activimeters, were ^{57}Co , ^{133}Ba , ^{137}Cs , ^{60}Co calibration sources were used, tests of accuracy, precision, linearity and reproducibility. To quantify the measured parameters and process and analyze the images obtained in the quality control, the software incorporated in the equipment and the IMAGE J software free Java based program were used. We analyzed the results obtained from the quality controls of the gamma cameras and the activimeters with values within the limits of acceptance. Finally, it was concluded that the quality control protocols developed for the nuclear medicine service teams of the high complexity center provide the service with a follow- up on the operation of the equipment, guarantee the obtaining of good quality diagnostic images for a correct treatment of the patient and comply with the radiological protection of the patient and of the occupationally exposed personnel.

Keywords: nuclear medicine, gamma cameras, activimeters, calibration sources, quality control tests.

Índice general

Agradecimientos	II
Resumen	III
Abstract	IV
Índice de figuras	IX
Índice de tablas	XIV
1. INTRODUCCIÓN	1
1.1. INTRODUCCIÓN A LA MEDICINA NUCLEAR	1
1.1.1. MEDICINA NUCLEAR	1
1.1.1.1. HISTORIA DE LA MEDICINA NUCLEAR	1
1.1.1.2. EQUIPOS UTILIZADOS EN MEDICINA NUCLEAR	2
1.1.1.3. CONTROL DE CALIDAD EN EQUIPOS DE MEDICINA NUCLEAR	3
2. GENERALIDADES DE LA MEDICINA NUCLEAR	5
2.1. Conceptos	5
2.1.1. Radionucleidos	5
2.1.2. Radiofármacos	8
3. INTERACCIÓN DE LA RADIACIÓN CON LA MATERIA	9
3.1. Clasificación de la Radiación	9
3.1.1. Radiación según su origen	9
3.1.2. Radiación según su ionización	9
3.2. Interacción radiación - materia	10
3.2.1. Efecto Fotoeléctrico:	10
3.2.2. Efecto Compton:	11

4. DETECTORES CENTELLADORES	12
4.1. Centelladores Inorgánicos	13
4.1.1. NaI	13
4.1.2. CsI (TI)	14
4.1.3. BGO	14
4.2. Mecanismo de Centelleo de los cristales inorgánicos	15
4.3. TUBOS FOTOMULTIPLICADORES (PMT)	16
4.4. ESPECTROMETRIA CON NaI(TI)	19
4.4.1. Espectro de altura de pulso	19
4.4.1.1. Picos característicos:	19
4.4.1.2. Fotopico:	20
4.4.1.3. Región y pico Compton:	20
4.4.1.4. Valle Compton:	21
4.4.1.5. Meseta Compton:	21
4.4.1.6. Pico de escape del yodo:	21
4.4.2. Efectos Generales de la Energía de los rayos Gamma	21
5. LA GAMMACÁMARA	23
5.0.3. Colimador	24
5.0.3.1. Tipos de colimadores	24
5.0.4. Cristal de Centelleo	27
5.0.5. Tubos Fotomultiplicadores	28
6. DESEMPEÑO DE LAS GAMMACÁMARA	30
6.1. Resolución espacial	30
6.2. Eficiencia de Detección	33
6.3. Resolución de Energía	34
7. IMAGEN EN MEDICINA NUCLEAR	36
7.1. FORMACIÓN DE LA IMAGEN	36
7.1.1. Imagen planar	37
7.2. CALIDAD DE IMAGEN	38
7.2.1. Fundamento físico de la calidad de la imagen en medicina nuclear	38
7.2.1.1. RESOLUCIÓN ESPACIAL	39
7.2.1.2. Función de Dispersión de Punto (PSF)	39
7.2.1.3. Función de Transferencia de Modulación (MTF)	39
7.2.2. CONTRASTE	41

7.2.3.	RUIDO	42
7.2.4.	Relación Señal - Ruido	43
7.3.	CONTROL DE CALIDAD EN GAMMACÁMARAS	43
7.3.1.	Preparación de la fuente puntual	44
7.3.1.1.	Pruebas de aceptación	44
7.3.1.2.	Pruebas rutinarias	44
7.3.2.	CALIBRACION ENERGETICA Y SINTONIZACIÓN DE LOS TUBOS FOTOMULTIPLICADORES (“Peaking” y “Tune”)	45
7.3.2.1.	Peaking	45
7.3.2.2.	Tune	45
7.3.3.	UNIFORMIDAD INTRINSECA	45
7.3.3.1.	Uniformidad Integral (UI)	45
7.3.3.2.	Uniformidad Diferencial (UD)	46
7.3.4.	RESOLUCIÓN ESPACIAL	46
7.3.5.	SENSIBILIDAD	47
7.4.	CONTROL DE CALIDAD EN UN SPECT	48
7.4.1.	UNIFORMIDAD TOMOGRÁFICA	48
7.4.2.	CENTRO DE ROTACION (COR)	49
8.	ACTIVIMETRO	50
8.1.	Descripción	50
8.1.1.	Respuesta Característica de un activímetro en función de la energía de los fotones	51
8.1.2.	FACTORES DE CORRECCION	51
8.1.2.1.	Factor de Calibración	52
8.2.	CONTROL DE CALIDAD DE UN ACTIVIMETRO	52
8.2.1.	Pruebas para el control de calidad de los activímetros	53
8.2.1.1.	Inspección Física	53
8.2.1.2.	Prueba de Exactitud	54
8.2.1.3.	Prueba de Precisión	55
8.2.1.4.	Prueba de la Linealidad de la Respuesta a la Actividad	55
8.2.1.5.	Pruebas de la Respuesta al Fondo	56
8.2.1.6.	Prueba de la Reproducibilidad	57
9.	METODOLOGÍA	58
9.1.	PRUEBAS DE CONTROL DE CALIDAD GAMMACÁMARAS	58
9.1.1.	PROTOCOLO 1. UNIFORMIDAD INTRÍNSECA SEMANAL	61

9.1.2. PROTOCOLO 2. PRUEBA PICO Y TUNING	62
9.1.3. PROTOCOLO 3. UNIFORMIDAD INTRINSECA MENSUAL	63
9.1.4. PROTOCOLO 4. RESOLUCIÓN ESPACIAL	64
9.1.5. PROTOCOLO 5. SENSIBILIDAD	66
9.1.6. PROTOCOLO 6. CENTRO DE ROTACIÓN	67
9.2. PRUEBAS DE CONTROL DE CALIDAD ACTIVÍMETROS	69
9.2.1. PROTOCOLO 1. INSPECCIÓN FÍSICA	73
9.2.2. PROTOCOLO 2. EXACTITUD	74
9.2.3. PROTOCOLO 3. PRECISIÓN	75
9.2.4. PROTOCOLO 5. REPRODUCIBILIDAD DE LA MEDIDA	77
9.2.5. PRUEBA DE LINEALIDAD	79
10. ANÁLISIS Y RESULTADOS	80
10.1. GAMMACÁMARAS	80
10.1.1. Uniformidad Intrínseca	80
10.1.2. Prueba Pico y tuning	84
10.1.3. Uniformidad Intrínseca Mensual	86
10.1.4. RESOLUCION ESPACIAL INTRÍNSECA	88
10.1.5. RESOLUCION ESPACIAL EXTRINSECA	91
10.1.6. Sensibilidad	92
10.1.7. Centro de Rotación	93
10.2. ACTIVÍMETROS	95
10.2.1. Inspección física	95
10.2.2. Exactitud	96
10.2.3. Precisión	97
10.2.4. Reproducibilidad	99
10.2.5. Linealidad	101
11. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	104
11.1. Conclusiones generales	104
11.2. Recomendaciones	106

Índice de figuras

3.1. Diagrama esquemático del efecto fotoeléctrico en el que un fotón incidente con energía $h\nu$ interactúa con un electrón atómico, el cual le absorbe su energía y el electrón es expulsado dejando una vacancia que es ocupado por un electrón de capas externas. Tomado de [12].	11
3.2. Representación del efecto Compton. Interacción elástica entre el fotón incidente y el electrón. El fotón pierde parte de su energía y es dispersado con un ángulo θ . Tomado de [12].	11
4.1. Corte esquemático de un detector de centelleo. El cristal es sellado en un capuchón de aluminio o acero inoxidable, con una ventana óptica. Para evitar la humedad, contaminación lumínica y por protección mecánica [11].	13
4.2. Representación gráfica de un cristal de yoduro de sodio. En esta celda unitaria hay un átomo en cada vértice del cubo y uno en el centro de cada cara. Cada átomo es vecino de 12 átomos más[17]	14
4.3. Estructura de banda electrónica de cristales inorgánicos. Además de la formación de electrones y huecos libres, se forman pares de electrones huecos acoplados libremente conocidos como excitones. Los excitones pueden migrar a través del cristal y ser capturados por los centros de impurezas. Figura tomada de [18]	16
4.4. Esquema de un tubo fotomultiplicador acoplado a un centellador. Un PMT cuenta con un fotocátodo, el cual libera electrones cuando sobre él inciden fotones visibles, llamados fotoelectrones; y con un arreglo de electrodos conectados a alta tensión creciente llamados dínodos, encargados de la multiplicación de los fotoelectrones [40].	16
4.5. Tubo fotomultiplicador. El alto voltaje aplicado es típicamente de 1000 V, se utilizan circuitos divisores de voltaje para distribuir el alto voltaje a los dínodos. Los PHM tienen aproximadamente 10 a 12 dínodos.	18
4.6. Diagrama de bloques de un detector centellador junto con la electrónica básica requerida para producir señales analógicas y digitales utilizadas para crear una imagen.	18
4.7. Espectro rayos gamma. Un espectro ideal sería representar los diferentes rayos gamma como líneas. [11].	19
4.8. Un espectro real que muestra la propagación de la fotopico que se debe a fluctuaciones estadísticas [11].	19

4.9. Esquema del espectro correspondiente a la principal energía de los rayos gamma de la fuente radiactiva ^{99m}Tc . El pico prominente a 140 keV es llamado fotopico. El eje horizontal del espectro de altura de pulso representa la energía (keV). El eje vertical representa el número de fotones detectados en cada punto de la escala de energía [12]	20
4.10. FWHM en el espectro del ^{137}Cs con $\Delta E = 46\text{keV}$. Tomado de [14].	22
5.1. Hal Anger con la primera Gammacámara , que mostró en la Quinta Reunión Anual de la Sociedad de Medicina Nuclear , en junio de 1958, en Los Ángeles[14].	23
5.2. Componentes de una gammacámara. El paciente emite rayos gamma debido al radiofármaco que se encuentra distribuido en su interior, estos atraviesan el colimador e interaccionan con el cristal de centelleo, produciéndose los destellos luminosos. Cada destello es detectado por varios fotomultiplicadores y los impulsos que se obtienen de ellos son tratados por el sistema electrónico.	24
5.3. Configuraciones de colimadores (a) Paralelo, (b) Convergente, (c) Divergente, (d) Pin hole	25
5.4. Colimador de orificios paralelos, imagen (I) - objeto (O). Este tipo de colimador es el más utilizado en un servicio de medicina nuclear, están conformados por un número de pequeños agujeros, separados por finos tabiques de plomo llamados septas, son paralelos entre sí y perpendiculares a la superficie del cristal. [14].	25
5.5. Parámetros de la relación imagen (I) - objeto(O) en colimadores convergentes, este tipo de colimador proyecta una imagen ampliada, no invertida, de la distribución fuente.	26
5.6. Relación imagen (I) - objeto(O) en colimadores divergentes. Los orificios divergen desde un punto típicamente 40 - 50 cm detrás del colimador, proyectando una imagen minimizada y no invertida de la distribución de la fuente al detector [14].	27
5.7. Geometría de la imagen de un colimador “pinhole”. La imagen se amplía cuando la distancia b desde la fuente hasta la abertura es menor que la longitud del cono del colimador f; se minimiza cuando la distribución de la fuente está más lejos [14]	27
5.8. Tubos fotomultiplicadores en un detector rectangular de una gammacamara sobre un cristal Na(Tl). [14].	28
5.9. .Procesamiento de la señal en una gammacámara [41].	29
6.1. Resolución espacial intrínseca de una gammacámara en función de la energía de los rayos γ en un cristal de NaI(Tl) con espesor de 6.3 mm [14].	31
6.2. Resolución espacial intrínseca de una gammacámara en función de diferentes espesores de cristales para rayos γ de 140 keV [14].	31
6.3. Un colimador de agujeros paralelos, con l espesor , diámetro del agujero d , y la fuente de radiación a una distancia b del colimador [14]	32

6.4. Espectro de NaI (Tl), la curva azul representa rayos γ no dispersos (primarios), la curva naranja representa los rayos γ dispersados por materiales alrededor de la fuente, y la curva roja representa la suma de los rayos γ primarios y dispersos [14]	34
7.1. El almacenamiento de datos se puede visualizar como una matriz. Cada posición dentro de la matriz corresponde a un píxel dentro de la imagen y se le asigna una "dirección" única compuesta por la fila y la columna de su ubicación. Los datos se digitalizan asignando una posición de matriz a cada fotón aceptado [12].	37
7.2. Funciones de dispersión de puntos vs distancia para un colimador de agujeros paralelos. Tomado de [14].	39
7.3. Principios básicos para la determinación de la función de transferencia de modulación de un instrumento de formación de imágenes . Entrada contraste se mide en términos de la radiactividad del objeto o tasa de emisión. Contraste de salida se mide en términos de tasa de conteo o intensidad de la imagen, frecuencia espacial es ν	40
7.4. Función de transferencia de modulación Vs.Frecuencia espacial ν	41
7.5. Simulador físico de barras de cuatro cuadrantes. En la parte inferior izquierda las barras son de 2 mm, superior izquierda de 2.5 mm, superior derecha de 3 mm e inferior derecha 3.5 mm	46
7.6. Perfil de intensidades de una imagen, obtenida con el simulador físico de barras de cuatro cuadrantes	47
8.1. Diagrama de un activímetro.Tomado de Organismo Internacional de Energía Atómica. Control de calidad de los instrumentos de medicina nuclear, 1991.	50
8.2. Curva característica de respuesta de un activímetro en función de la energía de la radiación. Tomado de Estudio de los parámetros de calibración de activímetros en medicina nuclear [24].	51
8.3. Comportamiento lineal y no lineal de un Activímetro observado al seguir el decaimiento de una fuente radiactiva. Tomado de Estudio de los parámetros de calibración de activímetros en medicina nuclear [24]	56
8.4. Verificación de la reproducibilidad. Los límites para la aceptación que se indican corresponden a $\pm 5\%$ de la actividad esperada.	57
9.1. Imagen de la Gammacámara Siemens E.cam, ubicada en el servicio de medicina nuclear de la IPS de alta complejidad	58
9.2. Imagen de Siemens Symbia Spect de la IPS de alta complejidad de Bogotá	59
9.3. Imagen del simulador empleado para evaluar el Centro de Rotación COR/NCO, en el Spect, de la IPS de acuerdo a los colimadores	59
9.4. Imagen del Activímetro Nuclear Associates 34-056,ubicado en el cuarto caliente.	69

9.5. Cámara de ionización tipo pozo 34-056 en este se realizan las mediciones de la actividad de los radinúclidos utilizados en el servicio de medicina nuclear	69
9.6. Imagen del Activímetro Capinte CRC 30BC,utilizado en medicina nuclear para la dosis a pacientes	70
9.7. Cámara de ionización del Capintec CRC 30BC	70
9.8. Modelo del Activímetro Capintec 55tR, utilizado en la IPS	70
9.9. Imagen de la Cámara de ionización del activímetro del Capintec CRC55tR,	71
10.1. Uniformidad integral semanal de la UFOV y CFOV en las gammacámaras E.Cam y Symbia. . . .	80
10.2. Uniformidad integral de los detectores 3 y 4 de la gammacámara Symbia del servicio de medicina nuclear	81
10.3. Mapa de uniformidades obtenido después del mantenimiento correctivo en la gammacámara Symbia, con valores de referencia < 2.94 % para la uniformidad integral en CFOV y para UFOV <3.74 %	82
10.4. Uniformidad Diferencial para CFOV detector 1,2, 3 y 4 gammacámara E. Cam y Symbia. Derecha Uniformidad diferencial semanal de la UFOV y CFOV en las gammacámaras E.Cam y Symbia . .	82
10.5. Evaluación de cuatro líneas sobre el mapa de uniformidades para determinar la homogeindad de la fuente.	84
10.6. Mapa de uniformidades obtenido en el control de calidad de la gammacámara Siemens E.Cam. Derecha Mapa de uniformidades obtenido en el control de calidad de la gammacámara Siemens Symbia.	84
10.7. Ventana de energía, correspondiente al peaking de la gammacámara E.Cam	85
10.8. La imagen muestra un ejemplo del tune en el software E. Soft. Cada círculo identifica los 59 tubos fotomultiplicadores de la gammacámara, estos cambian de color verde, si son adecuados; amarillo si presentan degradación o rojo si están fuera del intervalo de aceptación en ganancia o en alto voltaje. . Derecha Ventana del tune de la gammacámara Symbia	85
10.9. Uniformidad Integral (IU) y Diferencial (DU) del campo de visión útil (UFOV) y el campo de visión central (CFOV) para los detectores 1 y 2, 3 y 4 de las gammacámaras E.Cam y Symbia. . .	86
10.10Mapa de uniformidades no corregido de la gammacámara E.cam por contaminación en el detector 1. Valores de CFOV integral de 23.12 % y CFOV diferencial de 19.55 % fuera del rango aceptado.	87
10.11Se dibujan tres líneas 1,2 y 3 para conocer el perfil de la distribución de intensidades en función de la posición (mm) alrededor de la contaminación del detector 1 de la gammacámara E.cam utilizando el software Image J.	87
10.12Mapa de uniformidades obtenido después de la limpieza de la contaminación del detector 1 de la gammacámara E.Cam.	88
10.13Prueba para evaluar la resolución espacial intrínseca en las gammacámaras.	88

10.14	En la imagen el ROI 1, corresponde a las barras de 3.0 mm, el 2 de 3.5 mm, el 3 de 2.5 mm y el 4 de 2 mm de la gammacamara E.Cam detector 1.Gráfica de MTF vs frecuencia espacial.	89
10.15.	En la imagen adquirida el ROI 1 barras de 3.0 mm, el 2 de 3.5 mm, el 3 de 2.5 mm y el 4 de 2.0 mm de la gammacamara E.Cam detector 1.	90
10.16	En la imagen el ROI 1, corresponde a las barras de 3.0 mm, el 2 de 3.5 mm, el 3 de 2.0 mm y el 4 de 2.5 mm de la gammacamara Symbia detector 1 y la gráfica de la MTF vs frecuencia espacial. 90	90
10.17	Imagen adquirida el ROI 1 barras de 3.0 mm, el 2 de 3.5 mm, el 3 de 2.0 mm y el 4 de 2.5 mm de la gammacamara Symbia detector 1y la respectiva gráfica de la MTF vs frecuencia espacial	90
10.18	Imágenes adquiridas en la gammacámara Siemens E.Cam para la medida de la resolución espacial con una fuente lineal @10 cm del colimador del detector 1 y el perfil ajustado a una gaussiana	91
10.19	Imágenes adquiridas en la gammacámara Siemens Symbia para la medida de la resolución espacial con una fuente lineal @ 10 cm del colimador del detector 1, cuantificadas con Image J.	92
10.20	Imágenes adquiridas en las gammacámaras Symbia y E.Cam.	93
10.21	Imagen del MHR 180°	94
10.22	Resultado de la prueba de MHR/COR	95
10.24	Valores del ¹³⁷ Cs en el canal para el ¹⁸ F en los activímetros 1 y 2 durante el periodo de seguimiento 99	99
10.23	Verificación de la reproducibilidad en el activímetro 3 y 4 en condiciones de ^{99m} Tc con la fuente de ¹³³ Ba, en el periodo Diciembre a febrero de 2015 . Abajo Verificación de la reproducibilidad en el activímetro 3 y 4 en condiciones de ¹³¹ I con la fuente de ¹³³ Ba, en el periodo analizado	100
10.25	Prueba de linealidad de los cuatro activímetros 1, 2, 3 y 4 utilizando fuentes de ^{99m} Tc de 15, 21 mCi, 22.1 mCi	101
10.26	Prueba de linealidad de los cuatro activímetros 1, 2, 3 y 4 utilizando fuentes de ^{99m} Tc de 15.3 mCi, 21.8 mC, 14.53 mCi, 23 mCi	102

Índice de tablas

2.1. Principales radionucleidos utilizados en medicina nuclear, en la cual se relaciona las principales propiedades físicas, como son el modo de decaimiento, la emisión, la vida media y el uso dentro del servicio de medicina nuclear [14].	6
4.1. Propiedades del cristal haluro alcalino NaI. El tamaño y la forma de la celda unitaria se especifica por la longitud de las aristas y los ángulos entre las caras. Cada celda unitaria se caracteriza por seis números llamados Parámetros de Red, Constantes de Red o Ejes Cristalográficos. La longitud de las aristas se expresa en nanómetros o Angstrom, esta longitud depende de los diámetros de los átomos que componen la red.	14
4.2. Características principales de algunos de los cristales centelladores. La eficiencia de detección de los centelladores para la detección de rayos gamma depende de la cantidad de electrones que tenga, es decir del número atómico, por lo tanto la densidad es un factor importante.	15
6.1. Características de los colimadores de agujeros paralelos	34
7.1. Actividad de ^{99m}Tc recomendadas para las pruebas de control de calidad en la gammacámaras	44
8.1. Característica principales de las fuentes utilizadas	54
9.1. Fuentes certificadas utilizadas para las pruebas en los activímetros	71
10.1. Valores promedio y desviación estándar de la uniformidad integral para CFOV y UFOV de los detectores 1, 2, 3 y 4 de las gammacámaras Symbia y E.Cam, durante los meses de seguimiento en la IPS de alta complejidad.	83
10.2. Valores promedio y desviación estándar de la uniformidad diferencial para CFOV y UFOV de los detectores 1, 2, 3 y 4 de las gammacámaras Symbia y E.Cam, durante los meses de seguimiento en la IPS de alta complejidad.	83
10.3. Valores correspondientes de MTF, FWHM, ancho de barras, frecuencia espacial del ROI 1, correspondiente a las barras de 3 mm, el 2 de 3.5 mm, el 3 de 2.5 mm y el 4 de 2 mm de la gammacamara E.Cam detector 1	89

10.4. Valores correspondientes de MTF, FWHM, Ancho de Barras, frecuencia espacial del ROI 1 barra de 3.0 mm, el 2 de 3.5 mm, el 3 de 2.5 mm y el 4 de 2.0 mm de la gammacamara E.Cam detector 1.	89
10.5. Datos obtenidos de la FWHM para las gammacámaras de la IPS de alta complejidad	91
10.6. Resolución espacial para las gammacamaras E.Cam y Symbia en las dos direcciones ortogonales..	92
10.7. Valores adquiridos en la prueba de sensibilidad	93
10.8. Valores obtenidos en la prueba de sensibilidad extrínseca en los cuatro detectores.	93
10.9. Valores MHR/COR con colimadores ME y LHR en prueba realizada en febrero a la gammacámara Symbia	94
10.10Valores obtenidos en la prueba de exactitud en los cuatro activímetros durante los cinco meses de seguimiento.	96
10.11Valores obtenidos de la prueba de precisión durante cinco meses en la IPS de alta complejidad . .	98
10.12Valores del ^{133}Ba y ^{137}Cs en el canal para el ^{131}I y ^{99m}Tc en los activímetros 1, 2, 3 y 4	99
10.13Valores obtenidos de la prueba de la linealidad en los cuatro activimetrros	102

Lista de Abreviaturas

ACR American College Radiology

BGO Germanato de Bismuto

CE Captura electrónica

CFOV Campo de Visión Central

Ci Curio

FWHM Full Width at Half Maximum

IAEA International Atomic Energy Agency

IPS Institución Prestadora de salud

kBq kilobecquerel

keV kilo electron voltio

LEAP Low-Energy General- Purpose

LEHR Low-Energy High-Resolution

LEHS Low-Energy High-Sensitivity

LSF Line Spread Function

ME-HE Medium- and High-Energy

MTF Función de transferencia de modulación

NaI Yoduro de sodio

NEMA National Electrical Manufacturers Association

OIEA Organismo Internacional de Energía Atómica

PET Tomografía Por Emisión de Positrones.

PHA Analizador de altura de pulso

PMT Photomultiplier Tube

PSF Función de dispersión de punto

SNR Signal to Noise Ratio

SPECT Tomografía por emisión de fotón único.

UD Uniformidad Diferencial

UD Uniformidad Diferencial

UFOV Campo de Visión Útil

UI Uniformidad Integral

UI Uniformidad Integral

Capítulo 1

INTRODUCCIÓN

1.1. INTRODUCCIÓN A LA MEDICINA NUCLEAR

1.1.1. MEDICINA NUCLEAR

La medicina nuclear es una especialidad de la medicina que utiliza radioisótopos con corto periodo de semi-desintegración con emisión gamma y trazadores con afinidad en los órganos específicos del cuerpo que se desea estudiar (radiofármacos); esto con fines terapéuticos, diagnósticos y de investigación médica. Los radiofármacos se introducen en el paciente por diversas vías, la más utilizada es la intravenosa, y se eliminan por alguna vía natural.

A nivel diagnóstico se adquieren imágenes de tipo funcional –molecular por medio de la detección desde el exterior de la radiación ionizante producida por el órgano de estudio donde se ha fijado el trazador con equipos que utilizan cristales de centelleo, como gammacámaras, SPECT, PET, etc.

1.1.1.1. HISTORIA DE LA MEDICINA NUCLEAR

El origen de la medicina nuclear, se remonta hacia finales del siglo XIX, con el descubrimiento de los rayos X por Wilhelm Conrad Roentgen en 1895. Éste acompañado con el descubrimiento de la radiactividad por Henri Becquerel (1896) y del radio de Marie Curie (1898) [1], fueron adoptados para aplicaciones médicas hacia finales de los años 40, marcando el inicio de la medicina nuclear como especialidad. Todos los acontecimientos sobre la cronología del desarrollo de la medicina nuclear, se resumen, a continuación [2]:

- 1895. Descubrimiento de los Rayos X - Roentgen.
- 1896. Descubrimiento de la radiactividad de Uranio - Becquerel.
- 1898. Descubrimiento de la radiactividad natural - Marie Curie.
- 1913. Desarrollo del concepto de isotopía - Soddy.

- 1923. Primera utilización de un radiotrazador en la exploración biológica-Hevesy.
- 1927. Puesta a punto de un detector de radiaciones - Geiger y Müller.
- 1931. Construcción del primer ciclotrón - Lawrence y Livingstone.
- 1934. Descubrimiento de la radiactividad artificial - Curie y Joliot.
- 1939. Primeras aplicaciones terapéuticas.
- 1946. Construcción del primer reactor productor de radionúclidos.
- 1951. Construcción del escáner con cristal de centelleo de yoduro sódico, que permite realizar las primeras gammagrafías - Reed y Libby.
- 1958. Aparición de los generadores de ^{99m}Tc , elemento idóneo para sintetizar trazadores dadas sus posibilidades de unión a diversos fármacos.
- 1958. Construcción de la primera cámara de centelleo. Hal Anger

A partir de los años 60 la medicina nuclear ha presentado avances con nuevas técnicas de diagnóstico y aparición de radiofármacos e indicaciones para los existentes en esa época [2].

1.1.1.2. EQUIPOS UTILIZADOS EN MEDICINA NUCLEAR

1. ACTIVÍMETRO

Es un equipo constituido por una cámara de ionización con forma de pozo sellada en cuyo interior hay un gas con una presión mayor que la atmosférica.

El activímetro, se utiliza para medir la actividad del radiofármaco contenido en jeringa o vial que se les administra a los pacientes antes de alguna exploración, para su protección radiológica. Una vez colocada la fuente y seleccionado el radionúclido suministra la lectura de la actividad medida en kBq, MBq, μCi , mCi o Ci.

2. GAMMACÁMARA

Fue ideado por Hal Oscar Anger en 1957. Está constituida por colimadores, un detector de centelleo, un tubo fotomultiplicador, un amplificador. Con este equipo se obtienen imágenes parciales, estáticas o dinámicas a partir de la detección de fotones γ emitidos por el cuerpo del paciente al que se le ha suministrado un radiofármaco. A través de la historia ha sido el más utilizado en medicina nuclear.

3. SPECT

En 1963 Kuhl y Edwards introducen la tomografía computarizada por emisión de fotones únicos (SPECT).

Esta técnica es similar a la gammagrafía planar. El equipo dispone de uno o más cabezales detectores giratorios, adquiriendo proyecciones desde diversos ángulos, obteniendo al final una imagen que refleja la distribución del radiofármaco en el órgano de estudio del paciente.

1.1.1.3. CONTROL DE CALIDAD EN EQUIPOS DE MEDICINA NUCLEAR

A través del tiempo, los equipos utilizados en medicina nuclear pueden sufrir variaciones en los detectores de centelleo, tubos fotomultiplicadores, tubo de rayos X (caso del SPECT) o en la electrónica, provocando distorsiones o artefactos en las imágenes, trayendo como consecuencia un diagnóstico errado para el paciente.

Los controles y la garantía de calidad en medicina nuclear son esenciales para garantizar la obtención de imágenes confiables para el diagnóstico, detectar cambios en el rendimiento del sistema del equipo y determinar la periodicidad y necesidad del mantenimiento o calibración, permitiendo que los mantenimientos preventivos y correctivos sean más eficientes de tal manera que se eviten lapsos de tiempo enormes para el cambio de un repuesto de una forma programada y haciendo que los pacientes no asuman este tiempo de máquina sin uso [2, 3].

Desde 1979, la International Atomic Energy Agency (IAEA) ha publicado procedimientos, guías sobre el control de calidad de los diferentes instrumentos que se emplean en medicina nuclear, y hacia 1984 con una versión corregida y aumentada de estos programas se publicó el IAEA-TECDOC- 317 "Quality Control of Nuclear Medicine Instruments" versión en inglés y en 1996 se imprimió la versión en español llamada IAEA-TECDOC-602/S. Estos documentos han tenido como propósitos específicos capacitar a centros de medicina nuclear e incrementar la conciencia que sobre el control de la calidad deben realizar los centros de medicina nuclear para lograr buenas prácticas en las imágenes y en la mejoría de la seguridad radiológica para los pacientes y el personal [4].

La National Electrical Manufacturers Association (NEMA), en 1994 publicó, Performance Measurements of Scintillation Cameras Standards, donde se dan recomendaciones para evaluar el funcionamiento de las gammacámaras, así como los valores típicos de aceptación de un determinado modelo [5]. Los fabricantes de gammacámaras dan sus especificaciones siguiendo las normas NEMA. En el 2010, el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) publica "El Físico Médico: Criterios y Recomendaciones para su formación Académica, Entrenamiento Clínico y Certificación en América Latina" donde se menciona que dentro de las responsabilidades del físico medico en medicina nuclear está el establecimiento y ejecución de los controles de calidad [6]. En todos los documentos anteriormente mencionados, se acepta que para lograr patrones satisfactorios de eficiencia y confiabilidad en la práctica de la medicina nuclear se necesita un programa adecuado para garantizar su calidad; atendiendo siempre a las características propias de los equipos en el Servicio y contando con una persona capacitada como es el físico médico para su implementación y seguimiento.

En Colombia el Ministerio de Salud y Protección Social inició la reglamentación de los controles de calidad como requisito para la renovación de las licencias de los centros donde se utilicen equipos de rayos X y otros emisores de radiación ionizante con la Resolución 9031 de 1990 en su artículo 19 donde además

señalaba la periodicidad en que la autoridad sanitaria revisaría el control de calidad de los equipos para tratamiento terapéutico y diagnóstico. Esta fue derogada por la Resolución 482 de 2018, en la cual se reglamenta el “uso de equipos generadores de radiación ionizante, su control de calidad, la prestación de servicios de protección radiológica”

El Ministerio de Minas y Energía, expidió la resolución 90874 de agosto de 2014, donde indica como requisito dentro del manual de protección radiológica el control de calidad en el Servicio de medicina nuclear y Ministerio de Salud y Protección Social en la resolución 2003 de 2014 en su hoja 62 para la habilitación de servicios de salud, tiene como criterio en el servicio de medicina nuclear con el estándar “procesos prioritarios “que el servicio cuente con “Protocolos para garantía de calidad de equipos detectores y detectores de radiación” [7,8,9].

Para un futuro programa de Control de Calidad de los equipos en medicina nuclear en Colombia este trabajo es de importancia, ya que da las pautas para el diseño, seguimiento y evaluación de protocolos de las pruebas que se les aplican a los equipos de la medicina nuclear, para garantizar las medidas de la actividad administrada e interpretación precisa de las imágenes por parte del cuerpo médico en los diferentes estudios realizados.

Este trabajo fue realizado en una IPS de alta complejidad de Bogotá, que cuenta con servicios de imágenes diagnósticas, PET, medicina nuclear, radioterapia, pediatría, patología, cirugía, cardiología, endocrinología, ginecología, medicina interna, neurología, nutrición, oftalmología, ortopedia, salud mental, trasplantes, urología, servicio de quemados, servicio de dolor, rehabilitación oral. Tiene 319 camas, 14 salas de cirugía. Cuenta con 3 físicos médicos, 2 en radioterapia y uno en medicina nuclear y tres residentes en física médica.

El servicio de imágenes diagnósticas cuenta con tomógrafos, angiografo, PET CT, dos gammacámaras, fluroscopio, ultrasonido, Rx.

Capítulo 2

GENERALIDADES DE LA MEDICINA NUCLEAR

2.1. Conceptos

La medicina nuclear es una especialidad de la medicina que utiliza radioisótopos con corto periodo de semi desintegración con emisión gamma y trazadores con afinidad en los órganos específicos del cuerpo que se desea estudiar (radiofármacos); esto con fines terapéuticos, diagnósticos y de investigación médica. Los radiofármacos se introducen en el paciente por diversas vías, la más utilizada es la intravenosa, y se eliminan por alguna vía natural.

A continuación se describen algunos conceptos empleados en la medicina nuclear y que son relevantes para el desarrollo de las siguientes secciones.

2.1.1. Radionucleidos

Los radionucleidos o radionúclidos poseen un núcleo atómico inestable, es decir, posee una cantidad de protones y neutrones que no le permiten mantener su integridad indefinidamente y entran en un proceso de desintegración o decaimiento que culmina con la emisión de radiación (cargada y no cargada) hasta alcanzar su estabilidad [10]. La selección de un radionucleido en un servicio de medicina nuclear depende de sus propiedades físicas, como el decaimiento radiactivo, las características de emisión y su vida media física, la Tabla 2.1 muestra los principales radionucleidos utilizados en medicina nuclear.

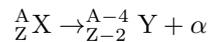
Tabla 2.1: Principales radionucleidos utilizados en medicina nuclear, en la cual se relaciona las principales propiedades físicas, como son el modo de decaimiento, la emisión, la vida media y el uso dentro del servicio de medicina nuclear [14].

Radionucleído	Modo de decaimiento	Emisión (keV)	Vida media	Uso
^{131}I	β^-	364 keV	8.04 h	Terapia
^{99m}Tc	TI	140 keV	6.02 h	Diagnóstico
^{18}F	β^+	511 keV	110 min	Diagnóstico

1. Desintegración o decaimiento radiactivo, característica propia de los radionucleidos, donde hay emisión de partículas cargadas o emisión de radiación electromagnética hasta lograr una configuración estable de protones y neutrones en el núcleo. Los radionucleidos pueden decaer en uno o más de los seis modos: decaimiento alfa (α), decaimiento beta (β^-), decaimiento beta (β^+), captura electrónica (CE), conversión interna, emisión gamma. En todos los modos de desintegración, la energía, la carga y la masa se conservan [11].

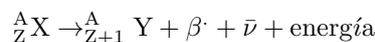
a. Decaimiento α

En esta desintegración hay una emisión de una partícula alfa que consta de dos neutrones y dos protones, equivalente al núcleo de un átomo de helio y ocurre generalmente con nucleidos pesados y pueden dividirse en fragmentos nucleares. La emisión se llama radiación alfa, y el núcleo de helio emitido se llama partícula alfa [12]. El decaimiento alfa se representa como:



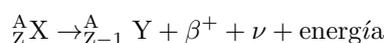
b. Decaimiento β^-

Es llamada también desintegración negatrónica. Este se produce con radionucleidos con exceso de neutrones en relación con el número de protones, pueden lograr la estabilidad mediante un proceso que equivale a la conversión de un neutrón en un protón y un electrón y un antineutrino ($\bar{\nu}$). La radiación emitida mediante este proceso se conoce como radiación beta y el electrón como la partícula β . El decaimiento β^- se puede describir mediante la siguiente ecuación:



c. Decaimiento β^+

Es causada por la inestabilidad nuclear debido al exceso de protones, muchos de estos radionucleidos se desintegran por la emisión β^+ (positrón) generando la conversión de un protón en un neutrón y un positrón. El decaimiento β^+ se puede describir mediante la siguiente ecuación:

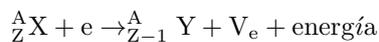


d. Captura Electrónica

En esta desintegración el núcleo captura un electrón de una capa profunda particularmente la capa K para

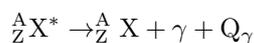
lograr el efecto neto de convertir uno de los protones en el núcleo en un neutrón y se expulsa un neutrino (V_e).

La vacante de la capa K resultante se llena con un electrón orbital de una capa externa y la energía de transición se emite desde el átomo en forma de rayos X.



e. Decaimiento γ

En este caso el núcleo excitado emite un fotón. La energía de los rayos γ emitidos por un radionucleido particular está determinada por la estructura del nivel de energía de los radionucleidos y puede variar desde un valor relativamente bajo de 100 keV hasta aproximadamente 3 MeV. El proceso de desintegración γ se puede representar de la siguiente manera:



Cuando la emisión gamma se produce a partir de un estado excitado nuclear, estado metaestable, el proceso de decaimiento radiactivo lleva el nombre de transición isomérica. De esta forma se libera radiación gamma y el núcleo vuelve a un estado estacionario.

f. Conversión Interna

En este proceso el núcleo excitado transfiere energía a un electrón orbital (generalmente una capa interna) haciendo que el electrón sea expulsado del átomo. Esto solo puede ocurrir si el exceso de energía es mayor que la energía de enlace del electrón. Este electrón se llama electrón de conversión. La vacante orbital interna resultante se llena rápidamente con un electrón de una capa mas externa, y la energía de transición se emite en forma de fotones característicos o electrones Auger [12].

2. Energía de las emisiones, la energía de transición del radionucleido determinan la disponibilidad de fotones útiles o rayos γ para contar o formar imágenes. Para la detección externa de un radionucleido dentro del cuerpo se utilizan energías de 50 – 600 keV ya que fotones de muy baja energía y rayos γ (< 50 keV), o radiación en partículas, tienen una alta probabilidad de interactuar en el cuerpo del paciente, pero no escapan para la detección externa; por tanto se aumentaría la dosis de radiación para el paciente [14].

3. Constante de decaimiento, antes de tratar esta característica de los radionucleidos hay que mencionar una magnitud relacionada con el material radiactivo como es la actividad (A), ésta se define como el número de desintegraciones nucleares por unidad de tiempo (t). Matemáticamente la actividad está dada como $-dN/dt$, el signo menos indica que el número de átomos radiactivos disminuye con el tiempo. Su unidad en el sistema internacional es Becquerel (Bq) correspondiente a una desintegración por segundo, aunque tradicionalmente se expresa en unidades de Curies (Ci). El Curie se define como 3.70×10^{10} desintegraciones por segundo (dps). En medicina nuclear, las actividades de 0.1 a 30 mCi de una variedad de radionucleidos son típicamente utilizados para estudios de imagen, y hasta 300 mCi de ^{131}I se utilizan para terapia:

$$A = -\frac{dN}{dt} \quad (2.1)$$

La constante de decaimiento (λ), es igual a la fracción del número de átomos radiactivos que quedan en una muestra que decae por unidad de tiempo, y es una característica de cada radionucleido, por ejemplo para el ^{99m}Tc tiene un valor de 0.1151h^{-1} . La unidad de la constante de decaimiento es s^{-1} . La constante se relaciona con la actividad a través de la ecuación [11], donde N es el número de átomos inestables presentes en cualquier momento de la desintegración.

4. Periodo de semidesintegración ($t_{1/2}$), cada radionucleido se caracteriza por una vida media única, que se define como el tiempo requerido para reducir su actividad inicial a la mitad [11]. Se relaciona con la λ por:

$$\lambda = \frac{0,693}{t_{1/2}} \quad (2.2)$$

Para aplicaciones médicas $t_{1/2}$, debe estar dentro del rango de segundos a días (preferiblemente de minutos a horas).

2.1.2. Radiofármacos

Un radiofármaco es un compuesto radiactivo que está formado por un radionucleido y un fármaco que generalmente es una molécula orgánica que se fija a un tejido u órgano determinado requerido [11], son utilizados para el diagnóstico y tratamiento de enfermedades y se administran en cantidades de trazas. Para el uso en medicina nuclear se debe tener en cuenta [16]:

- a. El espacio de distribución, corresponde a dónde se dirige el radiofármaco, puede marcar un órgano, o un tejido, o un evento metabólico, o un territorio constituido por varios de los anteriores.
- b. Forma de administración, los radiofármacos pueden ser administrados al paciente por diversas vías dependiendo de la función o morfología del órgano que se desee evaluar, ya sea oral, parenteral, inyección endovenosa, inyección subcutánea, etc.

Las características de los radiofármacos están relacionadas con las formas de detección de los mismos que se emplean en medicina nuclear en un estudio diagnóstico por ejemplo se pretende obtener, a partir de la detección, una representación lo más exacta posible de la distribución del radiofármaco dentro del organismo y cuantificar si es posible. Los radiofármacos pueden clasificarse, según su estructura química, en radionucleídos primarios y compuestos marcados. Los radionucleídos primarios son soluciones de compuestos inorgánicos del radioisótopo y los compuestos marcados son esencialmente una asociación entre dos componentes, un radionucleido y una molécula que funcionan como selectivamente a un tejido específico en respuesta a condiciones fisiológicas o patrones de expresión genética específicos.

Capítulo 3

INTERACCIÓN DE LA RADIACIÓN CON LA MATERIA

La radiación es una forma de energía en movimiento a través del espacio o medio material. Es emitida por un objeto y absorbido o dispersado por otro.

3.1. Clasificación de la Radiación

3.1.1. Radiación según su origen

Las radiaciones son de dos tipos de acuerdo a su origen [11]:

1. Radiación de partículas, ejemplos de estas radiaciones son la radiación alfa, radiación beta, protones, neutrones, electrones energéticos etc. Tienen masa y carga, excepto los neutrones, que son partículas neutras. La velocidad de su movimiento depende de su energía cinética. Las radiaciones de partículas se originan de la desintegración radiactiva, los rayos cósmicos, las reacciones nucleares, etc.

2. Radiaciones electromagnéticas, estas radiaciones son una forma de energía en movimiento que no tiene masa ni carga y puede propagarse como ondas o paquetes discretos de energía, llamados fotones o cuantos. Estas radiaciones viajan con la velocidad de la luz. Varios ejemplos de radiaciones electromagnéticas incluyen los Rayos Gamma y los Rayos X, ondas de radio, luz visible, etc., y difieren entre sí en longitud de onda y, por lo tanto, en energía.

3.1.2. Radiación según su ionización

La radiación se clasifica en dos categorías principales, dependiendo de su capacidad para ionizar la materia en radiación ionizante y no ionizante:

1. La radiación no ionizante, se refiere a todos los tipos de radiación electromagnética que no transportan

suficiente energía por cantidad para ionizar átomos, es decir, que su energía es menor que el potencial de ionización de los átomos de la materia. Son ejemplos la radiofrecuencia, microondas, infrarrojos, ultravioletas.

2. La radiación ionizante, puede ionizar la materia directa o indirectamente porque su energía cuántica excede el potencial de ionización de los átomos y las moléculas de la materia.

Según el modo de ionización hay dos categorías de radiación ionizante:

- **Radiación directamente ionizante**, comprende partículas cargadas (electrones, protones, partículas α , iones pesados) que depositan energía en la materia a través de un proceso directo de un paso que involucra interacciones de Coulomb entre partículas cargadas ionizantes y electrones orbitales del átomo de la materia.

- **Radiación indirectamente ionizante**, comprende partículas neutras (fotones como rayos X y rayos γ , neutrones) que depositan energía en la materia a través de un proceso que tiene dos etapas, en la primera se libera una partícula cargada en la materia (los fotones liberan electrones o pares de electrones / positrones, liberan neutrones protones o iones más pesados) y en la segunda etapa las partículas cargadas liberadas depositan energía en la materia través de interacciones directas de Coulomb con electrones de los átomos de la materia [13].

3.2. Interacción radiación - materia

En la práctica de la medicina nuclear, donde se usan rayos gamma con energías entre 50 keV y 550 keV, la dispersión de Compton es el tipo dominante de interacción en materiales con números atómicos más bajos, como el tejido humano ($Z = 7.5$). El efecto fotoeléctrico es el tipo dominante de interacción en materiales con números atómicos más altos, como el plomo ($Z = 82$).

A continuación se revisan los procesos de interacción de fotones con la materia, los de mayor importancia son el efecto fotoeléctrico y el efecto Compton en este trabajo.

3.2.1. Efecto Fotoeléctrico:

En esta interacción hay una transferencia total de la energía de un foton incidente con un electrón ligado a un átomo, el fotón incidente es absorbido y el electrón de una capa interna (capa K principalmente, o capas L y M) es eyectado con una energía cinética E_k . El electrón expulsado se llama fotoelectrón. La energía de emisión de los fotoelectrones es

$$E_k = hv - E_b \quad (3.1)$$

donde hv es la energía del fotón incidente y E_b la energía de enlace del electrón orbital al núcleo atómico

El efecto fotoeléctrico prevalece sobre los demás mecanismos hasta 26 keV y despreciable para energías mayores a 100 eV. La vacancia que deja el fotoelectrón es ocupada por un electrón de un nivel superior y el exceso de energía es emitida como un rayo X o electron Auger.

En la Figura 3.1 se muestra el proceso:

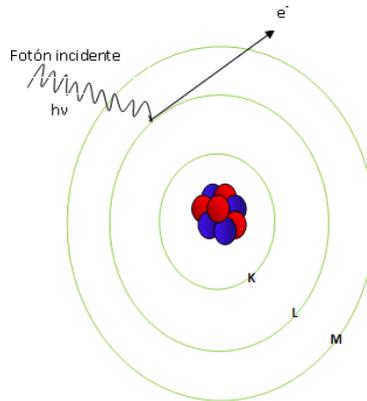


Figura 3.1: Diagrama esquemático del efecto fotoeléctrico en el que un fotón incidente con energía $h\nu$ interactúa con un electrón atómico, el cual le absorbe su energía y el electrón es expulsado dejando una vacancia que es ocupado por un electrón de capas externas. Tomado de [12].

3.2.2. Efecto Compton:

En la dispersión Compton, un fotón (γ) incide sobre un electrón, el cual adquiere una energía cinética T . El resultado de esa colisión es la expulsión del electrón y el fotón pierde parte de su energía inicial E_γ y es dispersado formando un ángulo ϑ con respecto a la dirección de incidencia inicial (Figura 2.9). El electrón adquiere una energía cinética. La energía máxima que puede transferirse al electrón se da para $\vartheta = 180^\circ$ y la mínima para $\vartheta = 0^\circ$

$$T = E_\gamma - \frac{E_\gamma}{1 + \frac{E_\gamma}{mc^2} (1 - \cos\theta)} \quad (3.2)$$

El esquema asociado al efecto Compton es mostrado en la Figura 3.2

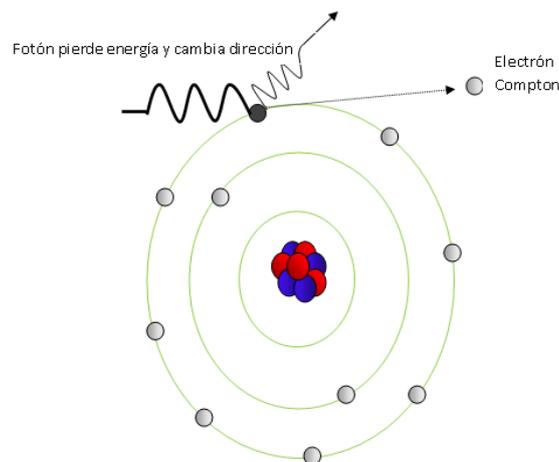


Figura 3.2: Representación del efecto Compton. Interacción elástica entre el fotón incidente y el electrón. El fotón pierde parte de su energía y es dispersado con un ángulo θ . Tomado de [12].

Capítulo 4

DETECTORES CENTELLADORES

Los centelladores son materiales que tienen la propiedad llamada luminiscencia, estos al ser expuestos a ciertas formas de energía (luz, calor, etc.), absorben esta energía emitiendo luz visible o ultravioleta después de la interacción de la radiación ionizante con la materia, excitando e ionizando un gran número de átomos y moléculas las cuales al volver a su estado fundamental, dan origen a una desexcitación rápida conocida como fluorescencia o centelleo [1]. Los detectores que son hechos de ese tipo de materiales son llamados detectores de centelleo.

Si la emisión de luz ocurre de manera instantánea en el orden de los 10 ns posteriores a la interacción de la radiación con el material el proceso se llama fluorescencia, en el rango de longitud de onda visible y es independiente de la temperatura, por el contrario si la emisión es retardada el proceso se conoce como fosforescencia puede durar minutos o hasta horas, dependiendo del material; con longitudes de onda más largas en comparación con la fluorescencia y es dependiente de la temperatura [2]. En la práctica, sólo la fluorescencia, caracterizada por la emisión de luz rápida, es útil en imágenes nucleares.

El principio básico del detector centellador es convertir la longitud de onda de un rayo gamma en la longitud de onda de un fotón en la región visible, el cual se detecta usando un fotomultiplicador. La cantidad de luz producida en los centelladores es proporcional a la energía depositada por la radiación incidente en el centellador.

Los detectores centelladores se utilizan en física de partículas, espectrometría, física médica, es el más utilizado en medicina nuclear.

El material ideal de centelleo debe tener las siguientes propiedades [15]:

- La eficiencia de conversión, la fracción de energía depositada que se convierte en luz, debe ser alta.
- El tiempo de decaimiento de los estados excitados deben ser cortos y suficientes para que pueda generar el pulso.
- El cristal debe ser transparente a la longitud de onda de su propia emisión, para tener una buena emisión de luz.
- El espectro de frecuencia (color) de la luz emitida debe coincidir con la sensibilidad espectral del receptor

de luz (PMT , fotodiodo o la película).

- El material debe ser resistente, no debe ser afectado por la humedad.

Un detector de centelleo está formado por un centellador y tubo fotomultiplicador, ópticamente acoplados entre sí, con ésto se asegura desde el centellador hacia el fotomultiplicador una eficiente transmisión de la radiación luminosa, y el no ingreso de la luz proveniente del exterior. Ver Figura 4.1

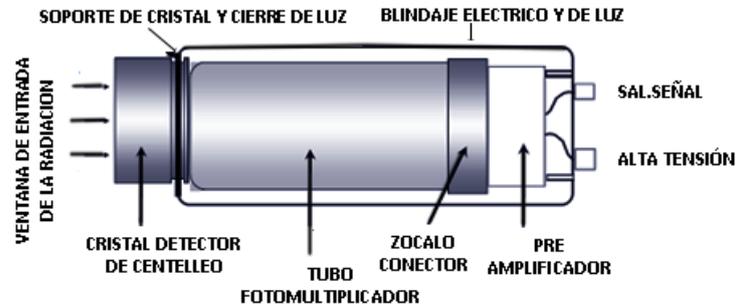


Figura 4.1: Corte esquemático de un detector de centelleo. El cristal es sellado en un capuchón de aluminio o acero inoxidable, con una ventana óptica. Para evitar la humedad, contaminación lumínica y por protección mecánica [11].

Existen seis tipos de materiales centelladores en uso como detectores: cristales orgánicos, líquidos orgánicos, plásticos, cristales inorgánicos, gases y vidrios. En éste trabajo los detectores utilizados pertenecen a los cristales inorgánicos, a continuación se describen sus propiedades básicas.

4.1. Centelladores Inorgánicos

Los centelladores inorgánicos son cristales crecidos en hornos de alta temperatura, los más utilizados son los haluros alcalinos que contienen impurezas activadores en muy baja concentración .Tienen un alto número atómico y alta densidad, lo que los hace presentar un buen poder de frenado con mayor ventaja que los orgánicos. Debido a que entregan mayor cantidad de fotones por unidad de energía absorbida son adecuados para la detección y espectroscopía de rayos gamma. Su principal desventaja es que algunos cristales inorgánicos absorben humedad del medio, es decir, son higroscópicos.

Entre los centelladores inorgánicos empleados con mayor frecuencia están:

4.1.1. NaI

El material más utilizado como centellador inorgánico es el Ioduro de Sodio activado con Talio, NaI (Tl), el Tl es la impureza. El NaI, presenta una estructura cristalográfica del grupo 225, cuyas características son [17]

- Estructura cúbica centrada en las caras, fcc, donde un ión alcalino que en este caso es el Na, se presenta como catión y el ión haluro (I) ocupa el lugar de los aniones.
- Los átomos están situados en los vértices de la celdilla unidad y en el centro de sus caras.

- La energía de enlace tiene su origen atractivo debido a la fuerza electrostática entre los iones de cargas opuestas que componen la red cristalina.

Algunas de las propiedades de la red cristalina del haluro alcalino NaI son mostradas en la Tabla 4.1:

Tabla 4.1: Propiedades del cristal haluro alcalino NaI. El tamaño y la forma de la celda unitaria se especifica por la longitud de las aristas y los ángulos entre las caras. Cada celda unitaria se caracteriza por seis números llamados Parámetros de Red, Constantes de Red o Ejes Cristalográficos. La longitud de las aristas se expresa en nanómetros o Angstrom, esta longitud depende de los diámetros de los átomos que componen la red.

Haluro alcalino	Vecino más próximo $R_0(\text{Å})$	Parámetro de la red (Å)	Parámetro de energía repulsiva ($\lambda 10^{-8} \text{erg}$)
NaI	3.237	6.474	1.58

Ver Figura 4.2 y Figura 4.2a.

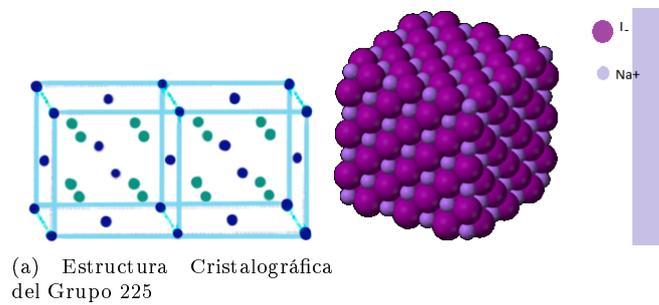


Figura 4.2: Representación gráfica de un cristal de yoduro de sodio. En esta celda unitaria hay un átomo en cada vértice del cubo y uno en el centro de cada cara. Cada átomo es vecino de 12 átomos más[17]

El centelleo del NaI activado con Talio fue dado a conocer en 1948 por Hofstadter [37], quien logró el crecimiento de pequeños cristales en un tubo de cuarzo y observó su elevada luminiscencia con relación a los centelleadores orgánicos. El yoduro de sodio tiene una alta densidad (3.67 g / cm^3) y un número atómico alto de yodo ($Z = 53$). Los cristales de NaI (Tl), se caracterizan por producir una salida de luz de centelleo grande en comparación con los materiales orgánicos [1]. Tienen un tiempo de decaimiento que predomina en la generación de un pulso por la luz de centelleo de 230 ns y un 80 % de la intensidad de luz emitida es de 1 μs , con una fosforescencia que puede durar hasta 150 ms [2].

4.1.2. CsI (TI)

Otro de los centelleadores inorgánicos utilizados es el Ioduro de Cesio, activado con Talio, Cs (TI), material centellador de mayor coeficiente de absorción de la radiación gamma por unidad de volumen, por su densidad 4.51 g / cm^3 , es resistente a la vibración, golpes y fracturas a pesar de ser blando y maleable más que el NaI (Tl) [1].

4.1.3. BGO

Entre los cristales no alcalinos centelleadores está el BGO, tiene alta densidad (7.13 g / cm^3) y número atómico alto ($Z = 83$), ideal para detectores de rayos gamma, no requiere de ningún activador para producir

luminiscencia no son higroscópicos, pero su desventaja está en su fabricación costosa y complicada, además su tiempo de respuesta es muy largo, lo que limita la adquisición de datos a altas tasas de conteo.

En la Tabla 4.2 se muestran las propiedades de los principales cristales centelladores.

Tabla 4.2: Características principales de algunos de los cristales centelladores. La eficiencia de detección de los centelladores para la detección de rayos gamma depende de la cantidad de electrones que tenga, es decir del número atómico, por lo tanto la densidad es un factor importante.

Centellador	Densidad (g/cm ³)	Fotones /keV	Tiempo de decaimiento (ns)	$\lambda_{m\acute{a}x}(nm)$
NaI (TI)	3.67	38	230	410
CsI (TI)	4.51	65	1300	560
BGO	7.13	9	300	480

4.2. Mecanismo de Centelleo de los cristales inorgánicos

En un material centellador inorgánico, el mecanismo de centelleo se explica a partir de la estructura electrónica de bandas propias de una red cristalina. En la banda de valencia los electrones se encuentran fuertemente ligados al cristal. En la banda de conducción se localizan los electrones que están disponibles y pueden moverse libremente por el cristal. Existe una banda intermedia de energía llamada banda prohibida, en la cual nunca se encontrarán los electrones en un cristal puro, por ejemplo en el NaI la banda prohibida tiene un ancho aproximado de 8 eV.

En un centellador inorgánico, cuando los electrones adquieren suficiente energía, por ejemplo interacción con radiaciones ionizantes, se puede producir ionización del cristal por la excitación del electrón que se traslada desde la banda de valencia, a través de la banda prohibida hasta la de conducción, creando un electrón libre y un hueco; si el electrón logra desexcitarse, se recombina con el hueco y vuelve a su lugar en la banda de valencia.

En los cristales puros, la desexcitación con la emisión de un fotón es un proceso ineficiente, este fotón resultante tiene una longitud de onda con poca probabilidad de emitir luz con energía situada en el rango visible. Para aumentar esta probabilidad es necesaria la existencia de sitios especiales en la estructura del cristal, y a su vez estados energéticos accesibles dentro de la banda prohibida a través de los cuales los electrones puedan desexcitarse para volver a la banda de valencia originando fotones con energías que están en el rango de luz visible. Estos se logran agregando al cristal inorgánico de centelleo pequeñas impurezas, llamadas activadores, para el caso del NaI el TI es la impureza. Los sitios de desexcitación son llamados centros de luminiscencia [2].

En la Figura 4.3, se muestran los niveles energéticos de un cristal dopado con un activador. Cuando una partícula ionizante interactúa con el cristal origina que una gran cantidad de electrones de la banda de valencia a la de conducción, creando electrones y huecos que pueden moverse libremente por éste, de formas independientes o apareadas formando una configuración electrón-hueco llamada excitón.

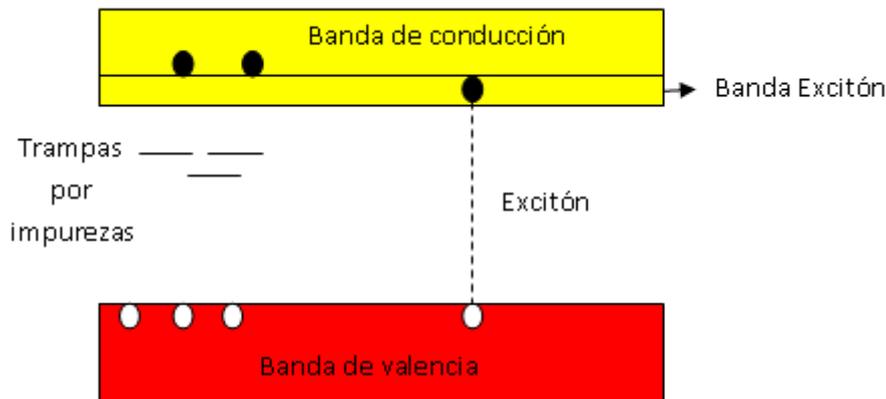


Figura 4.3: Estructura de banda electrónica de cristales inorgánicos. Además de la formación de electrones y huecos libres, se forman pares de electrones huecos acoplados libremente conocidos como excitones. Los excitones pueden migrar a través del cristal y ser capturados por los centros de impurezas. Figura tomada de [18]

Un hueco se desplaza hasta la posición de una impureza activadora y la ioniza, ya que la energía de ionización de la impureza es menor, y el electrón libre migra a través de la red cristalina hasta encontrar un sitio de activación ionizado. Ese nuevo átomo neutro de impureza se halla excitado y en su transición al estado estable, con una alta probabilidad de liberar la energía mediante un fotón visible. Los tiempos de vida media típicos para estos estados excitados son del orden de 10^{-7} segundos.

4.3. TUBOS FOTOMULTIPLICADORES (PMT)

Los PMT realizan dos funciones de conversión de fotones de luz ultravioleta y visible en una señal y la señal en una eléctrica, del orden de 10^6 a 10^9 [15].

Como se muestra en la Figura 4.4, un PMT contiene un fotocátodo y varios dinodos, y un ánodo.

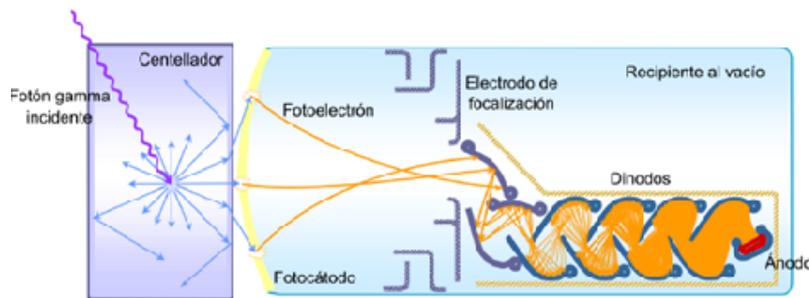


Figura 4.4: Esquema de un tubo fotomultiplicador acoplado a un centellador. Un PMT cuenta con un fotocátodo, el cual libera electrones cuando sobre él inciden fotones visibles, llamados fotoelectrones; y con un arreglo de electrodos conectados a alta tensión creciente llamados dinodos, encargados de la multiplicación de los fotoelectrones [40].

A continuación se describen las funciones de cada uno:

- **Fotocátodo:** se encuentra cerca de la ventana del PMT y se compone de un material fotosensible generalmente una aleación de cesio y antimonio que libera electrones (aproximadamente un electrón se emite

desde el fotocátodo por cada cinco fotones de luz incidente sobre ella) después de la absorción de fotones de luz, los fotones procedentes del cristal centellador interactúan con el fotocátodo, transfiriendo su energía a los electrones del material del fotocátodo [19].

- **Dínodos(multiplicación de electrones):** En el tubo fotomultiplicador el movimiento de los electrones está influenciado por el campo eléctrico existente, su trayectoria debe ser diseñada de tal forma que evite la pérdida de éstos durante su viaje hacia el primer dínodo, los dinodos son hechos de materiales con mayor emisión secundaria, los alcalinos de antimonio, oxido de berilio (BeO), oxido de magnesio (MgO), fosfuro de galio (GaP), cubiertos por aleaciones tales como Ag – Mg, Cu- Be o Cs- Sb.

Los fotoelectrones emitidos por el fotocátodo son multiplicados en cada una de las etapas de los dinodos, la absorción de un electrón en un dínodo causa la emisión de tres a seis electrones (emisión secundaria); dependiendo de la diferencia de potencial de un dínodo a otro. El factor de multiplicación de los electrones depende de la energía de los fotoelectrones y éstos a su vez está determinada por la diferencia de voltaje entre el fotocátodo y el dínodo [14].

- **Ánodo:** Es el electrodo que recolecta los electrones secundarios dando lugar al pulso eléctrico, que en general será un voltaje en función del tiempo $V(t)$.

Entre el fotocátodo y el ánodo del PMT se aplica un voltaje de aproximadamente 1000 V (Ver Figura 4.5), el voltaje debe distribuirse a cada dínodo; para este propósito se utilizan circuitos divisores de voltaje, este sistema consiste en una cadena de resistencias elegidas para proporcionar el voltaje deseado a cada uno de los dinodos [18,20]. el primer dínodo tiene un voltaje de +100V con respecto al fotocátodo, los demás dinodos tienen voltajes que incrementan en pasos de 50 - 150 V por dínodos, cuando los fotones de luz del cristal NaI golpean el fotocátodo, los fotoelectrones se emiten, y son acelerados hacia el primer dínodo, por la diferencia de voltaje entre los electrodos (Si la diferencia de potencial es 100 V, la energía cinética de cada electrón es 100 eV.). Cuando estos electrones chocan con el primer dínodo, unos cinco electrones son expulsados del dínodo por cada electrón que choca. Este proceso continúa en la cadena de dinodos, con el número de electrones que se multiplica [11]. Finalmente el ánodo colecta todos los electrones generando una señal.

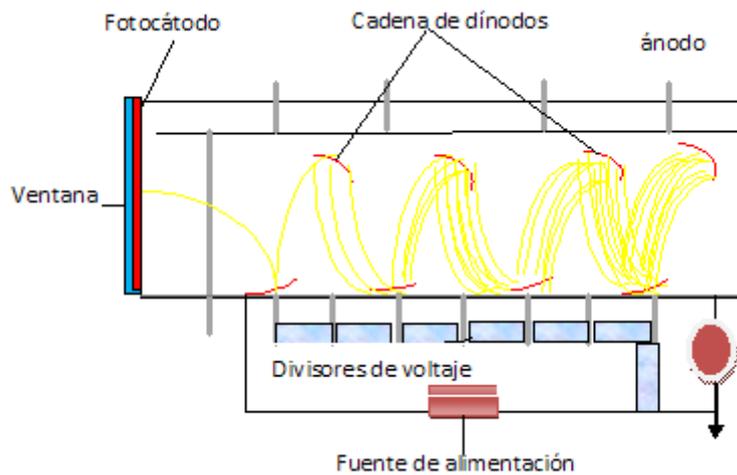


Figura 4.5: Tubo fotomultiplicador. El alto voltaje aplicado es típicamente de 1000 V, se utilizan circuitos divisores de voltaje para distribuir el alto voltaje a los dínodos. Los PHM tienen aproximadamente 10 a 12 dínodos.

- **Preamplificador:** sus funciones son amplificar las pequeñas señales producidas por el detector de radiación e invertir la señal y ajustar la tensión del pulso para que coincida con el nivel de impedancia entre los circuitos subsiguientes y el detector [11].
- **Amplificador lineal:** Un amplificador lineal amplifica aún más la señal del preamplificador, elimina el ruido y cambia la forma de la señal a forma gaussiana y por último lo entrega al analizador de altura de pulso para el análisis de su amplitud (ver Figura 4.6)
- **Analizador de altura de pulsos:** Analiza la amplitud de la señal de energía y rechaza cualquier señal fuera de cierto límite de energía de los rayos γ . Hay dos tipos de analizador de pulsos, analizador monocanal, si selecciona sólo una gama de pulsos correspondiente a una sola energía de rayos γ y el analizador multicanal es un dispositivo que puede simultáneamente analizar dentro de muchos intervalos o canales diferentes energía de los fotones; mediante el uso de éste se puede obtener un espectro de diferentes energías de rayos gamma de una fuente radiactiva [11,14].

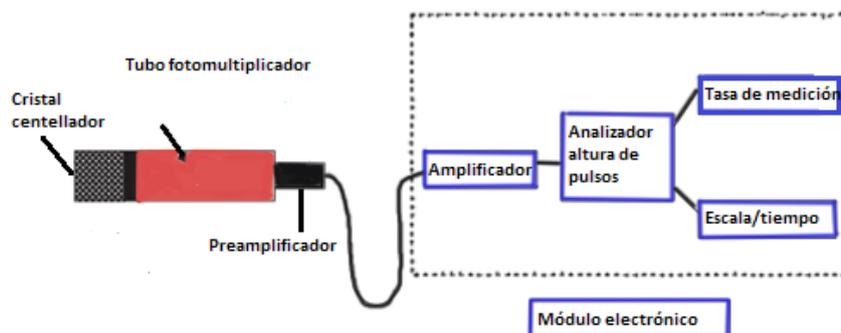


Figura 4.6: Diagrama de bloques de un detector centellador junto con la electrónica básica requerida para producir señales analógicas y digitales utilizadas para crear una imagen.

4.4. ESPECTROMETRIA CON NaI(Tl)

4.4.1. Espectro de altura de pulso

La forma del espectro de altura de pulsos depende de las energías de los fotones y de las características del detector de cristal. Los pulsos son generados por los PMT y con la electrónica del sistema después que la energía de los rayos gamma es absorbida en el volumen activo del detector [11].

4.4.1.1. Picos característicos:

En una situación ideal sí la energía de los fotones de rayos gamma es absorbida por mecanismo fotoeléctrico y cada fotón produce un pulso de la misma altura, entonces cada rayo gamma se vería como una línea en el espectro. Ver Figura 4.7. Pero debido a varias fluctuaciones estadísticas como en el número de cargas eléctricas colectadas por unidad de energía depositada en el volumen activo del detector, las fluctuaciones en la eficiencia de colección de cargas y del ruido de la cadena electrónica [11], el espectro se observa con picos ampliados ver Figura 4.8

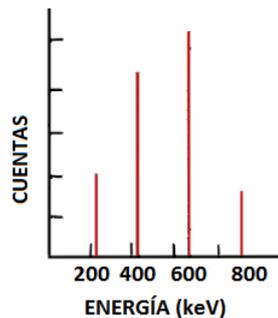


Figura 4.7: Espectro rayos gamma. Un espectro ideal sería representar los diferentes rayos gamma como líneas. [11].

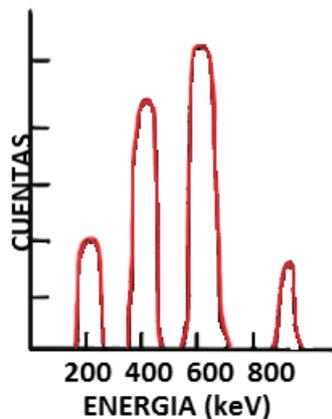


Figura 4.8: Un espectro real que muestra la propagación de la fotopico que se debe a fluctuaciones estadísticas [11].

4.4.1.2. Fotopico:

Es el pico más pronunciado, es la principal característica de todo el espectro de amplitud de pulsos; correspondiente a la energía total perdida (E_γ). La amplitud de este pico y su intensidad son usados para determinar la energía y la intensidad de la radiación. El proceso de detección es por absorción fotoeléctrica del fotón primario, o bien por dispersión Compton. En la Figura 4.9 se muestra el espectro típico de una muestra de ^{99m}Tc , donde el eje horizontal representa la energía del espectro de la altura del pulso en kiloelectronvoltio (keV) o Megaelectronvoltio (MeV) y el eje vertical representa la cantidad de cuentas en la unidad de tiempo [12].

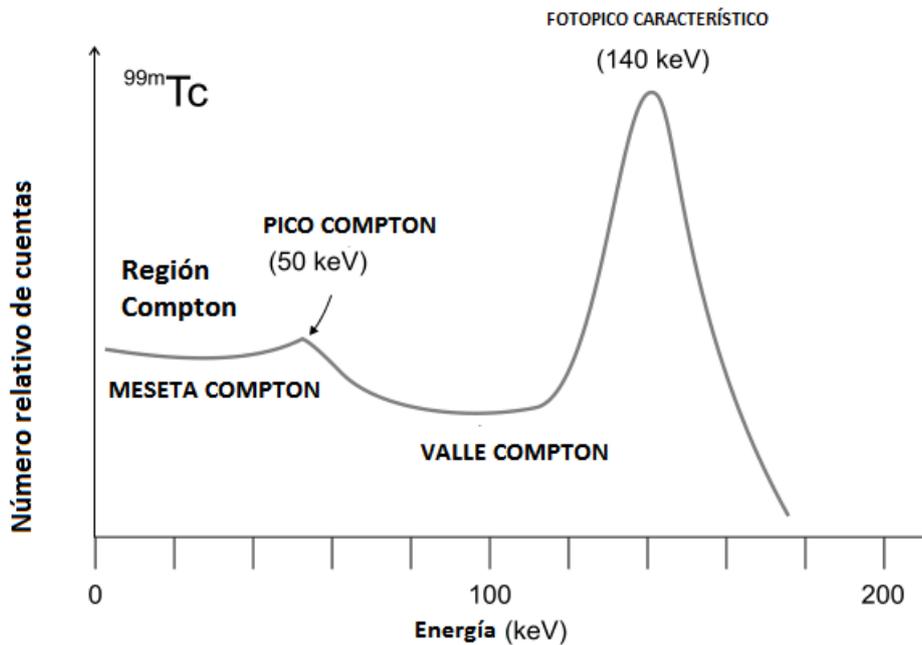


Figura 4.9: Esquema del espectro correspondiente a la principal energía de los rayos gamma de la fuente radiactiva ^{99m}Tc . El pico prominente a 140 keV es llamado fotopico. El eje horizontal del espectro de altura de pulso representa la energía (keV). El eje vertical representa el número de fotones detectados en cada punto de la escala de energía [12]

4.4.1.3. Región y pico Compton:

Cuando los rayos γ interactúan con el detector de NaI (Tl) a través de la dispersión Compton, sólo parte de la energía de los rayos γ se transfiere al detector debido a que los fotones dispersados escapan de éste, resultando una altura de pulsos más pequeños que el fotopico y por tanto la energía depositada en el detector es menor que E_γ . Si el rayo γ disperso se absorbe en el detector, el evento produce un pulso en el fotopico. La energía depositada en el cristal estará entre cero para $\vartheta = 0^\circ$ y un valor máximo E_{ce} cuando $\vartheta = 180^\circ$. Este rango del espectro es llamado región Compton y E_{ce} es llamado el pico o borde Compton. Como se muestra en la Figura 4.9.

El valor máximo de energía puede ser calculada por:

$$E_{ce} = E_\gamma^2 / E_\gamma + 0.256. \quad (4.1)$$

Donde E_γ y E_{ce} están en MeV.

Por ejemplo el máximo de energía Compton para la energía de 140 keV del ^{99m}Tc es 50 keV, como se muestra en la gráfica anterior.

4.4.1.4. Valle Compton:

Es la región del espectro entre el fotopico y el borde Compton ver Figura 4.9 . Está formada por otras interacciones de los fotones secundarios en el detector, después de producirse la dispersión elástica de los fotones incidentes.

4.4.1.5. Meseta Compton:

Parte del espectro entre el pico Compton y pulsos generados por electrones con energías menores que éste (Figura 4.9).

4.4.1.6. Pico de escape del yodo:

Éste resulta de las interacciones de absorción fotoeléctrica con los átomos del yodo en el cristal de NaI(Tl), aparece por debajo del fotopico. Este ocurre con una energía aproximada de $E_\gamma - 30$ keV.

4.4.2. Efectos Generales de la Energía de los rayos Gamma

Los espectros de altura de pulsos en los centelladores varían de acuerdo a la energía de los rayos gamma que inciden, a medida que aumenta la energía de los rayos gamma los eventos en la región Compton aumentan, debido a que existe mayor probabilidad de interacción por Compton que interacciones fotoeléctricas. Otra característica que se presenta es el aumento de la dispersión Compton y es más fácil separar la región Compton del fotopico. También la resolución de la energía de los detectores de NaI(Tl) mejora con el incremento de la energía de los rayos gamma.

Existen factores que influyen en la forma del espectro, en lugar de líneas definidas, llamado espectro ideal, lo que realmente se muestra es un fotopico en forma de gaussiana y líneas ampliadas, a pesar que rayos gamma de la misma energía son absorbidos en el detector de NaI(Tl).

Esto es causado por variaciones estadísticas en los eventos anteriores a la señal de salida [1,14].

1. Características del tubo fotomultiplicador acoplado al detector de NaI(Tl), incluye variaciones estadísticas:

- En el número de fotones luminosos producidos por keV de energía de radiación depositada en el cristal
- En el número de fotoelectrones liberados del fotocátodo
- En el factor de multiplicación de los electrones de los dínodos.
- Fluctuaciones en la alta tensión aplicada y el ruido eléctrico en el tubo fotomultiplicador

2. Características del propio cristal:

- Incluye la sensibilidad no uniforme a la luz de centelleo sobre el área del tubo fotomultiplicador
- La eficiencia no uniforme de la recolección de luz emitida en diferentes partes dentro del cristal
- La respuesta no lineal de la energía

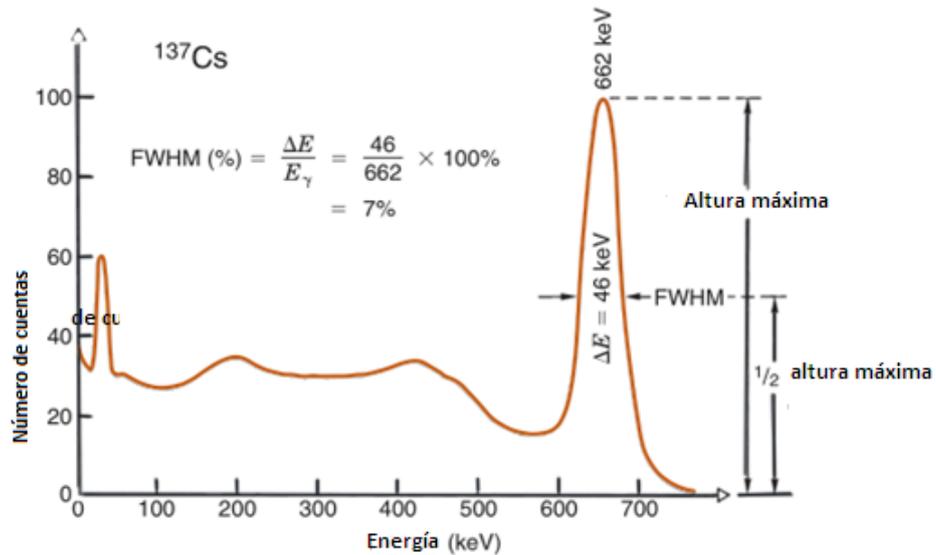


Figura 4.10: FWHM en el espectro del ^{137}Cs con $\Delta E = 46 \text{ keV}$. Tomado de [14].

La resolución de energía se mejora al aumentar el número de portadores producidos en la interacción, reducir el ruido debido a la electrónica y las corrientes de fuga del sensor, como se verá más adelante.

Capítulo 5

LA GAMMACÁMARA

El ingeniero electrónico y biofísico Hal Oscar Anger (1920- 2005), en Donner Laboratory Universidad de California; quien desarrolló la primera gammacámara, es considerado como el precursor de todos los sistemas de imágenes de un solo fotón en medicina nuclear. La cámara de Anger, gammacámara como también es llamada; ha sido el instrumento estándar para imágenes nucleares de aplicaciones clínicas (Ver Figura 5.1). Anger presentó 15 patentes, además tuvo muchos premios y reconocimientos entre ellos un doctorado honorario en la universidad de Ohio, Beca Guggenheim en Ciencias Naturales, Estados Unidos y Canadá.



Figura 5.1: Hal Anger con la primera Gammacámara , que mostró en la Quinta Reunión Anual de la Sociedad de Medicina Nuclear , en junio de 1958, en Los Ángeles[14].

La gammacámara es un equipo utilizado en medicina nuclear que permite la detección de fotones γ emitidos por el cuerpo del paciente al que se le ha suministrado un radiofármaco para luego producir una imagen. Tiene los siguientes componentes (Ver Figura 5.2):

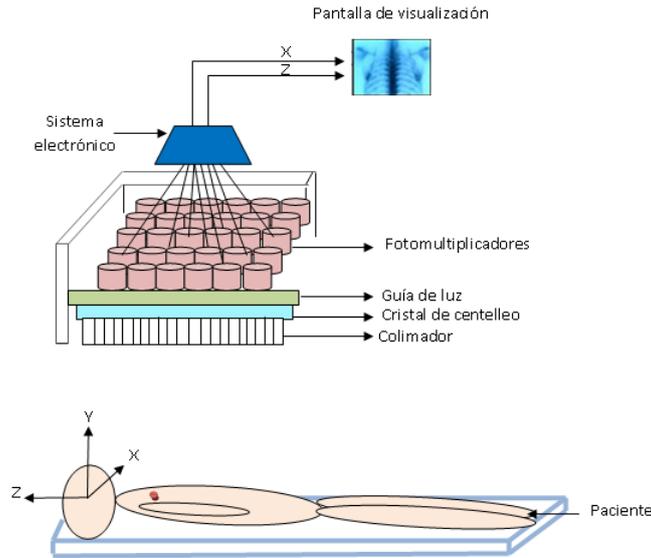


Figura 5.2: Componentes de una gammacámara. El paciente emite rayos gamma debido al radiofármaco que se encuentra distribuido en su interior, estos atraviesan el colimador e interaccionan con el cristal de centelleo, produciéndose los destellos luminosos. Cada destello es detectado por varios fotomultiplicadores y los impulsos que se obtienen de ellos son tratados por el sistema electrónico.

5.0.3. Colimador

El colimador es una matriz de agujeros y septos (espacio entre dos agujeros consecutivos), está formado por un material con alto número atómico y poder de frenado, tales como tungsteno, plomo y platino; donde el plomo es el material más utilizado en medicina nuclear debido a su alto número atómico ($Z= 82$) y alta densidad (11.3 g/cm^3), coeficiente másico de absorción de $2.2 \text{ cm}^2/\text{g}$ en 140 keV asociado con la emisión de ^{99m}Tc . La lámina de plomo de aproximadamente de 4 o 5 cm de espesor cubre en su totalidad al cristal.

La función de un colimador es filtrar y absorber la mayor parte de los fotones incidentes, dejando pasar únicamente los rayos que provienen de una dirección adecuada, de este modo se establece una relación unívoca entre la posición de detección y la dirección incidente [14].

5.0.3.1. Tipos de colimadores

Existen cuatro tipos diferentes de colimadores según su geometría: colimador paralelo, convergente, divergente y pinhole, los cuales se muestran en la Figura 5.3

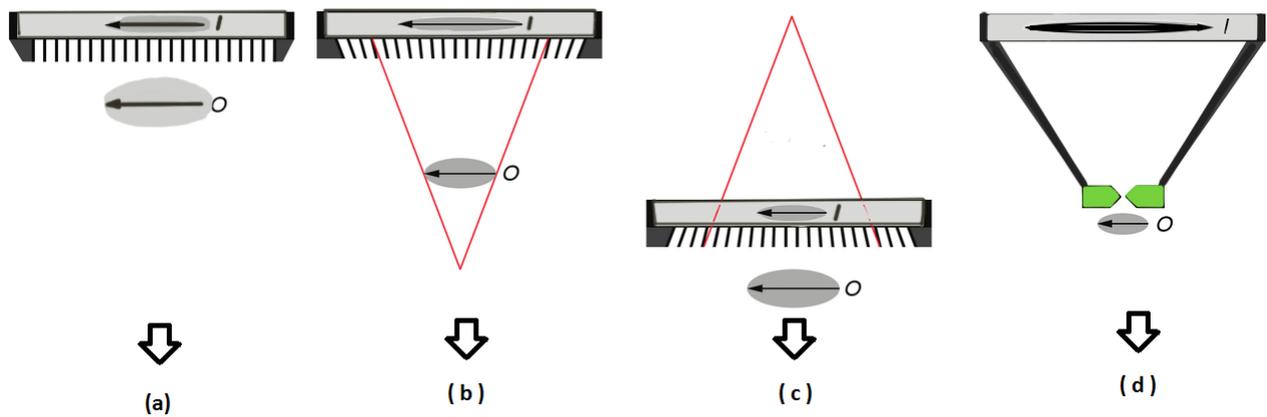


Figura 5.3: Configuraciones de colimadores (a) Paralelo, (b) Convergente, (c) Divergente, (d) Pin hole

1. **Paralelos:** (Figura 5.3a), los orificios son paralelos entre sí, y perpendiculares a la cara del detector, tienen entre 4000 y 46000 orificios dependiendo del diseño del colimador [11]. Son los de mayor uso en medicina nuclear, permiten obtener una imagen real, correspondiente con la proyección de la distribución del radiofármaco en el paciente, ya que sólo los rayos gamma que pasan por el interior de los orificios alcanzan el cristal de centelleo, y el resto son absorbidos en las paredes de los septos de acuerdo a la Figura 5.4.

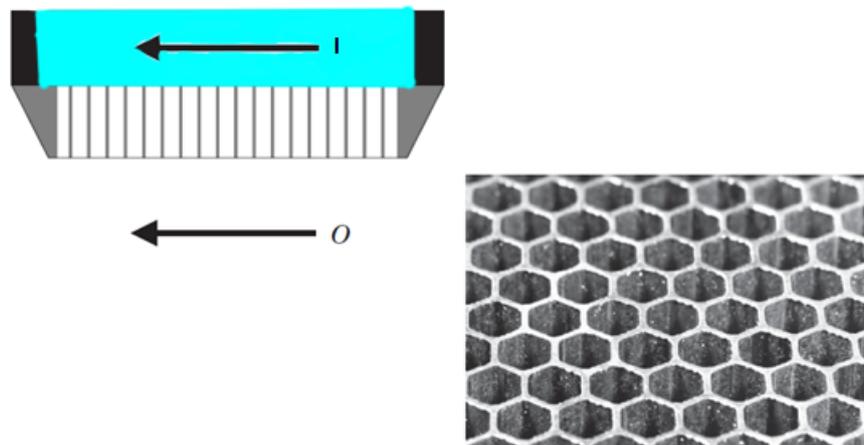


Figura 5.4: Colimador de orificios paralelos, imagen (I) - objeto (O). Este tipo de colimador es el más utilizado en un servicio de medicina nuclear, están conformados por un número de pequeños agujeros, separados por finos tabiques de plomo llamados septas, son paralelos entre sí y perpendiculares a la superficie del cristal. [14].

Dentro de este tipo de colimadores están:

- Baja energía propósito general, o también llamado, LEAP.
- Baja energía alta resolución, Low-Energy High-Resolution (LEHR)
- Baja energía alta sensibilidad, Low-Energy High-Sensitivity (LEHS)
- Media y alta energía, Medium- and High-Energy (ME, HE)

Los colimadores con los que cuenta el servicio de medicina nuclear de la IPS son los LEHR y ME, las principales características de los LEHR, tienen más septas o son más largas con unas décimas de milímetro (para un máximo de 150 keV rayos γ), esto ayuda a resolver los detalles finos y mejora la resolución espacial de las imágenes adquiridas. Los colimadores ME, son utilizados para radionúclidos de mediana energía como el ^{67}Ga , ^{131}I ; tienen mayor grosor de septos, presentan menor resolución espacial [14].

2. **Convergente** (Figura 5.3b), estos colimadores tienen un campo de visión menor, los orificios están convergiendo en un punto focal a 40 - 50 cm delante de la cámara, lo cual proporciona una vista ampliada de pequeños objetos que se encuentran en los lugares entre el colimador y el punto focal. Ellos son utilizados de forma particular en el cerebro en imágenes tomográficas y en algunas otras aplicaciones. La resolución del colimador convergente es máxima en la superficie y disminuye si se aleja la fuente; mientras que la sensibilidad aumenta gradualmente desde la superficie del colimador hasta que la fuente alcanza el punto focal. Los inconvenientes de éstos colimadores además del campo de visión es la insuficiencia de datos reducidos para reconstrucción 3D [21]. En la Figura 5.5 se observa los parámetros que se tienen en cuenta para la formación de la imagen que puede ser real, de mayor tamaño y no invertida.

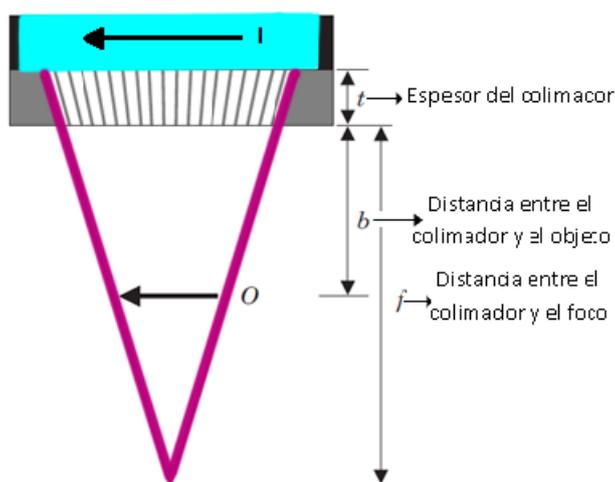


Figura 5.5: Parámetros de la relación imagen (I) - objeto(O) en colimadores convergentes, este tipo de colimador proyecta una imagen ampliada, no invertida, de la distribución fuente.

3. **Divergente** (Figura 5.3c), son utilizados usualmente en cámaras de campo de visión pequeño, para visualizar órganos grandes. Tienen los orificios dirigidos en un punto focal detrás de la cámara. Producen una imagen reducida, y aumenta a medida que el objeto se aleja de la cámara de acuerdo a la Figura 5.6. Una desventaja es que la imagen se modifica hacia los bordes a causa de la angulación de los septos.

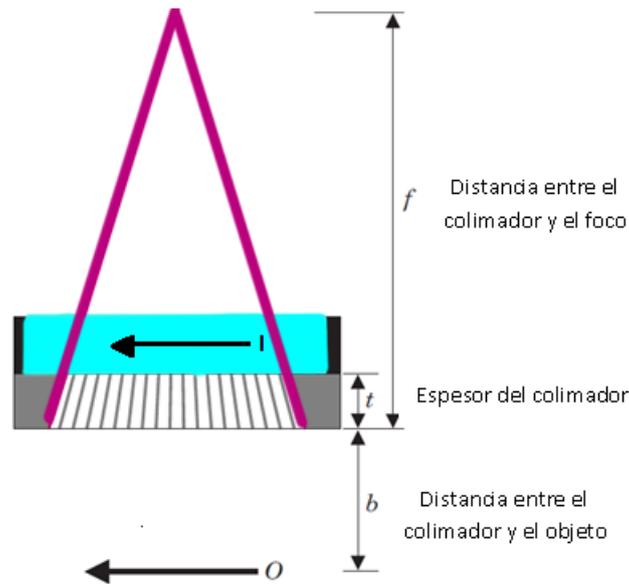


Figura 5.6: Relación imagen (I) - objeto(O) en colimadores divergentes. Los orificios divergen desde un punto típicamente 40 - 50 cm detrás del colimador, proyectando una imagen minimizada y no invertida de la distribución de la fuente al detector [14].

4. **Pin Hole** (Figura 5.3d): Se trata de un colimador con una única abertura de diámetro 3 a 5 mm de diámetro, hecha de plomo, tungsteno y platino. Es útil cuando los órganos que se quieren ver son pequeños (tiroides, huesos de la mano y pie). La imagen que produce es ampliada pero invertida de acuerdo a la Figura 5.7, son utilizados ya que poseen muy buena resolución muy baja sensibilidad.

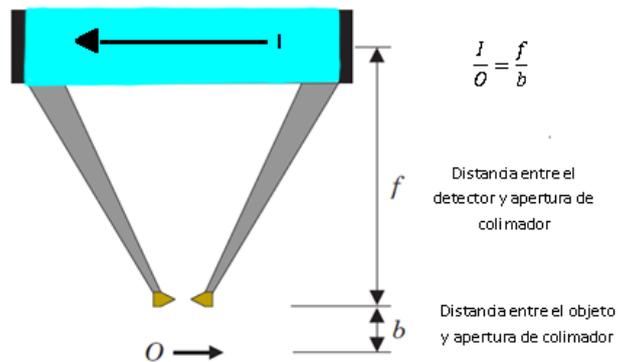


Figura 5.7: Geometría de la imagen de un colimador "pinhole". La imagen se amplía cuando la distancia b desde la fuente hasta la abertura es menor que la longitud del cono del colimador f ; se minimiza cuando la distribución de la fuente está más lejos [14].

5.0.4. Cristal de Centelleo

El cristal de centelleo es el segundo componente que se encuentran los fotones incidentes después de pasar los orificios del colimador. El tipo de detector que se utiliza en las gammacámaras es un detector de centelleo, el cristal que se suele utilizar es el NaI (Tl) (Sección 4.1.1) de forma circular que tienen dimensiones de 25 - 50 cm de diámetro y de 0.64 a 1.84 cm de espesor o Rectangular (38.7 × 61 cm o 45 × 66 cm). En la Sección 4.1 se menciona que su principal desventaja es que es altamente higroscópico y no resiste a cambios bruscos de

temperatura por tanto se requiere que esté encapsulado herméticamente.

La elección del espesor del cristal NaI (TI), es muy importante ya que existe una dependencia con la eficiencia de detección; ésta aumenta con el incremento del espesor, pero la resolución espacial intrínseca se deteriora con el aumento del espesor del cristal como se verá en la Sección 6.1.

5.0.5. Tubos Fotomultiplicadores

En una gammacámara los PMT (Sección 4.3) son los responsables de convertir la luz que se produce en el cristal centellador en una corriente eléctrica medible. Están acoplados ópticamente a la cara posterior del cristal y dispuestos en un patrón hexagonal (19 a 107 tubos). El tamaño de los tubos es de 5 cm de diámetro Figura 5.8. En cada tubo fotomultiplicador se pueden efectuar ajustes ligeros del voltaje o de la ganancia.



Figura 5.8: Tubos fotomultiplicadores en un detector rectangular de una gammacamara sobre un cristal Na(TI). [14].

Una interacción fotónica en una localización espacial particular del cristal, definida por un sistema de coordenadas X e Y produce en ese lugar un centelleo que se esparce por el cristal. La fracción de esa luz que llega al fotocátodo de cada fotomultiplicador, varía inversamente con la distancia que separa al fotomultiplicador del punto de la interacción fotónica [4].

La salida de cada tubo de PM es convertida en tres señales, dos de las cuales X e Y dan la ubicación espacial, creando las dos señales analógicas, X e Y, cuyas amplitudes son proporcionales a las coordenadas espaciales del centelleo original, mientras que la tercera Z representa la energía depositada en el cristal por el rayo gamma. La señal Z va a un analizador de altura de pulso (PHA) que comprueba si la energía de los rayos gamma se encuentra dentro del rango de valores esperados para el radionúclido particular. Como la intensidad de los centelleos y de la señal a la salida de los fotomultiplicadores aumenta con la energía de los fotones, las señales X e Y deben normalizarse para que la información posicional no sea dependiente de la energía fotónica.

Esto se logra en el circuito de corrección de la energía, mediante la división de las señales X e Y entre la señal Z [3,4], como se muestra en la Figura 5.9

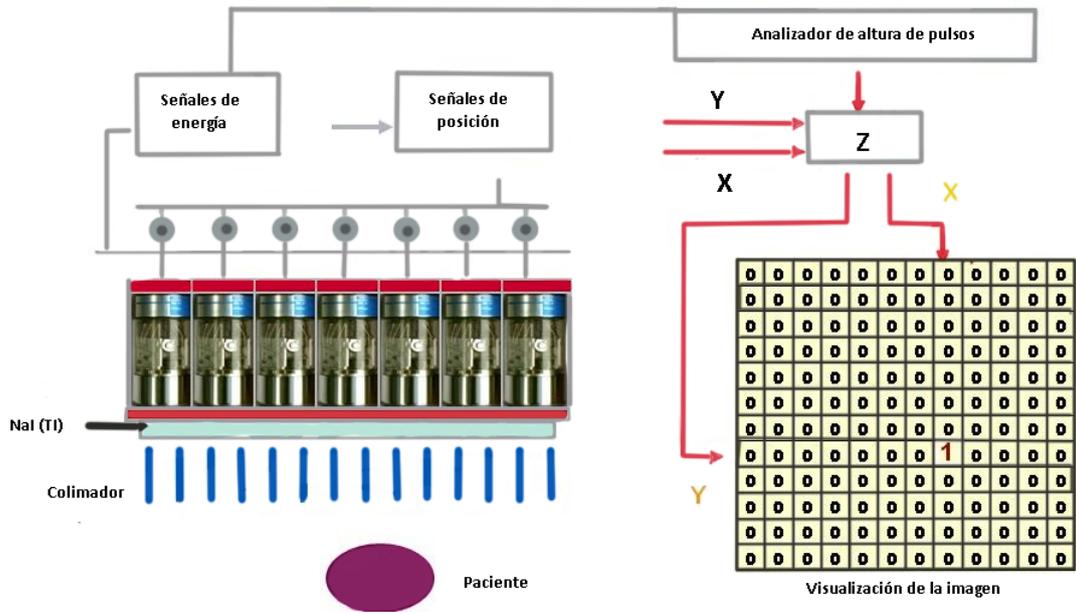


Figura 5.9: .Procesamiento de la señal en una gammacámara [41]

Capítulo 6

DESEMPEÑO DE LAS GAMMACÁMARAS

La calidad de las imágenes obtenidas por gammacámaras se ven afectadas por varios parámetros como la resolución espacial, la sensibilidad, la uniformidad y contraste.

6.1. Resolución espacial

La resolución espacial de una gammacámara es la capacidad del equipo de reproducir exactamente la imagen del objeto de estudio. La resolución en una imagen cuantifica la capacidad de apreciar dos pequeños objetos cercanos uno del otro como dos entidades ajenas entre sí. Mientras mayor sea la resolución, más cerca pueden estar dichos objetos sin que sus imágenes se traslapen o que se vean como uno solo.

Comprende tres componentes: resolución intrínseca, resolución del colimador y resolución de dispersión. La resolución general del sistema se puede expresar como una convolución (teoría matemática de convolución desarrollada como anexo en [14]) de las contribuciones de las tres resoluciones determinada por:

$$R = \sqrt{(R_i)^2 + (R_c)^2 + (R_d)^2} \quad (6.1)$$

donde R_i es la resolución espacial intrínseca, R_c es la resolución del colimador y R_d es la resolución de dispersión.

- **Resolución Intrínseca (R_i):** es el componente de la resolución espacial aportada por el detector y la electrónica asociada. Esta resolución está limitada por dos factores. El primero, es la dispersión múltiple de fotones dentro del detector, y el segundo factor son las fluctuaciones estadísticas, en la producción

de fotones de luz después de la interacción de los rayos γ con el detector y variaciones en el número de electrones emitidos procedentes del fotocátodo y dinodos en los PMT [11,14]. La resolución intrínseca empeora cuando disminuye la energía del rayo gamma debido a que se producen menor cantidad de fotones y aumentan las fluctuaciones estadísticas, es decir, $R_i \propto \frac{1}{\sqrt{E}}$, donde E es la energía de los rayos gamma según la Ecuación (6.1)

La resolución intrínseca también depende del espesor del cristal es así como los detectores más gruesos producen una mayor propagación de luz de centelleo antes de que llegue a los PMT y una mayor probabilidad de detectar múltiples eventos dispersos por Compton, por estas razones las gammacámaras utilizan detectores más delgados, un ejemplo de la relación de R_i con los espesores de los cristales se muestra en la Figura 6.2

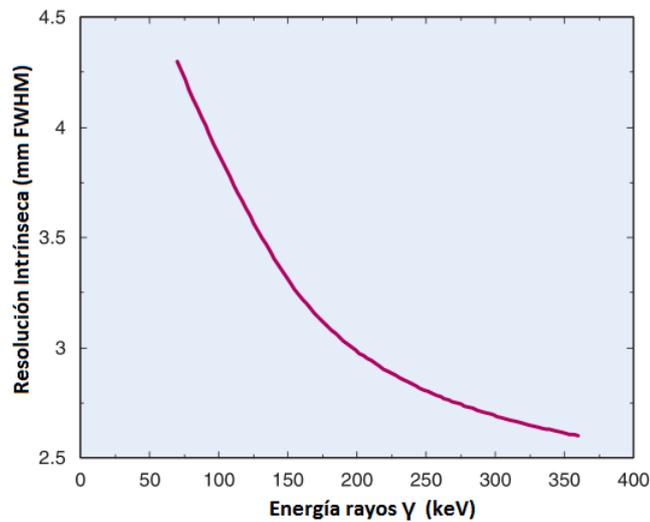


Figura 6.1: Resolución espacial intrínseca de una gammacámara en función de la energía de los rayos γ en un cristal de NaI(Tl) con espesor de 6.3 mm [14].

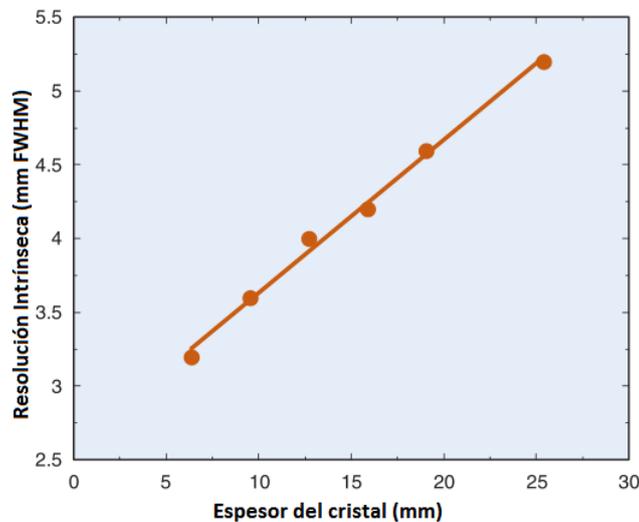


Figura 6.2: Resolución espacial intrínseca de una gammacámara en función de diferentes espesores de cristales para rayos γ de 140 keV [14].

- Resolución del colimador (R_C)**, se define como el Full Width at Half Maximum (FWHM), del perfil de radiación desde un punto o fuente de radiación proyectada por el colimador en el detector. Depende del tipo y el diseño del colimador utilizado, aquí se analiza la resolución del colimador de agujeros paralelos, para este tipo de colimador, la resolución se representa en la Figura 6.3 [14].

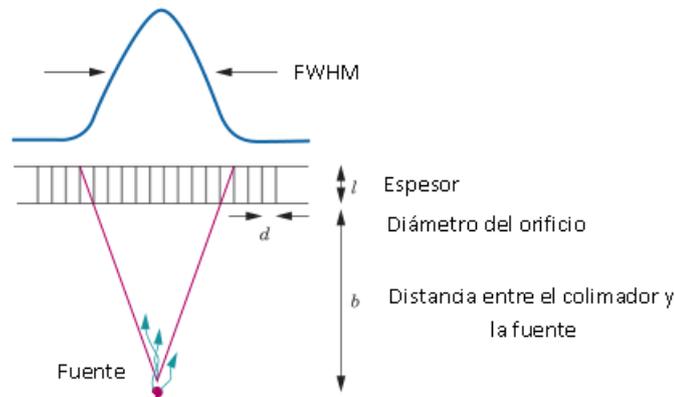


Figura 6.3: Un colimador de agujeros paralelos, con l espesor, diámetro del agujero d , y la fuente de radiación a una distancia b del colimador [14]

La ecuación de la resolución del colimador, viene dada matemáticamente por:

$$R_c = \frac{d(l_e + b)}{l_e} [mm] \quad (6.2)$$

donde d es el diámetro del orificio del colimador, b es la distancia entre el colimador y la fuente de radiación, y $l_e = 1 - \mu^{-1}$ es la “longitud efectiva” de los orificios del colimador, μ es el coeficiente de atenuación lineal de los fotones en el material del colimador.

La resolución del colimador es mejor si aumenta la longitud “ l ” de los agujeros del colimador o disminuye el diámetro “ d ” de los agujeros o se ve afectada cuando se aumenta la distancia entre el colimador y la fuente “ b ”; por lo tanto, agujeros largos y estrechos proporcionan mejor resolución espacial y entre más cerca se encuentren los pacientes en un estudio de medicina nuclear a los colimadores se obtendrá una mejor resolución de acuerdo a la Ecuación (6.2).

- Resolución de dispersión, (R_d)**, esta resolución se origina debido a las radiaciones dispersadas por la interacción con los tejidos en el paciente, y el detector, y es posible que entren al campo de visión y se registran como cuentas en el lugar equivocado en la imagen. La resolución de dispersión depende de la composición del medio de dispersión, la configuración de la fuente y los ajustes del Analizador de Altura de Pulso (siglas en inglés PHA) [11].

6.2. Eficiencia de Detección

La eficiencia del sistema o sensibilidad (E_s) de una gammacámara se define como el número de conteos por unidad de tiempo detectado por el dispositivo para cada unidad de actividad presentes en la fuente. Depende de la eficiencia geométrica del colimador (E_c), la eficiencia intrínseca del cristal (E_i), la configuración de discriminador PHA (f) [15]:

$$E_s = \frac{T_c}{A} [cpm/\mu Ci] \quad (6.3)$$

Donde $T_c = \text{tasa de conteo}$ y A es la actividad

$$E_s = E_c \cdot E_i \cdot f \quad (6.4)$$

- La eficiencia colimador E_c es la fracción de fotones emitidos por una fuente que penetran los orificios del colimador. Es una función de la distancia entre la fuente y el colimador y el diseño del colimador, de acuerdo a la siguiente ecuación:

$$E_c = K^2 \left(\frac{d}{l_e} \right)^2 \left[\frac{d^2}{(d+t)^2} \right] \quad (6.5)$$

donde K es una constante que depende de la forma del agujero ~ 0.24 para agujeros redondos en una matriz hexagonal, ~ 0.26 para los agujeros hexagonales en una matriz hexagonal, ~ 0.28 para agujeros cuadrados en una matriz cuadrada y t es el espesor del septo.

De acuerdo a la Ecuación (6.3) en la Sección 6.1 y la Ecuación 6.4 se puede afirmar que la relación entre la resolución del colimador y la eficiencia es:

$$R_c \propto R_s \quad (6.6)$$

La eficiencia del colimador, para colimadores de agujeros paralelos, aumenta con el incremento del diámetro de los agujeros del colimador y disminuye con el incremento de la longitud de los orificios del colimador y el espesor del septo (t), contrario a la resolución espacial.

- La eficiencia intrínseca (E_i), es la fracción de los fotones que penetran en el colimador e interactúan con el cristal de NaI (Tl), se determina por el espesor del detector y la energía de los fotones:

$$E_i = 1 - e^{-\mu x} \quad (6.7)$$

donde μ es el coeficiente de atenuación lineal del yoduro de sodio y x es el espesor del cristal.

La Tabla 6.1 resume las principales características de los colimadores de agujeros paralelos, la resolución del colimador es el FWHM de una fuente de 10 cm de la cara del colimador y la eficiencia del colimador se refiere al número relativo de rayos γ transmitidos por el colimador por el rayo γ emitido por la fuente.

Tabla 6.1: Características de los colimadores de agujeros paralelos

TIPO DE COLIMADOR	ENERGÍA MÁXIMA	EFICIENCIA	RESOLUCIÓN (FWHM a 10 cm)
	[keV]	(x10 ⁻⁴)	mm
Baja energía alta resolución (LEHR)	150	1.84	7.4
Baja energía proposito general (LEAP)	150	2.68	9.1
Baja energía alta sensibilidad (LEHS)	150	5.74	13.2
Media y alta energía (ME)	400	1.72	13.4

6.3. Resolución de Energía

La resolución de energía de una cámara de centelleo es una medida de su capacidad para distinguir las diferentes energías de la radiación incidente en el cristal. Una cámara con buena resolución de energía es capaz de rechazar en mayor fracción los fotones que son dispersados en las interacciones en los pacientes.

Para seleccionar las energías que serán aceptadas para la formación de la imagen adquirida se debe tener en cuenta la ventana de adquisición, es decir si se selecciona una ventana del 20% de apertura con respecto al fotopico, entonces la imagen se formará con los fotones entre 112 - 168 keV, para el fotopico de 140 keV, correspondiente al ^{99m}Tc. Las ventanas de alto rango incorporan más fotones por unidad de tiempo, aunque se reduce el tiempo de adquisición de imagen pasan los fotones que sufren Efecto Compton y habrá pérdida de resolución. Ventanas angostas reducen los fotones dispersos y mejoran la resolución, aunque logran pasar fotones degradados con el efecto Compton a pequeños ángulos, llegan al cristal y son detectados como si fueran primarios puesto que su energía queda dentro del rango definido de la ventana energética; ver Figura 6.4.

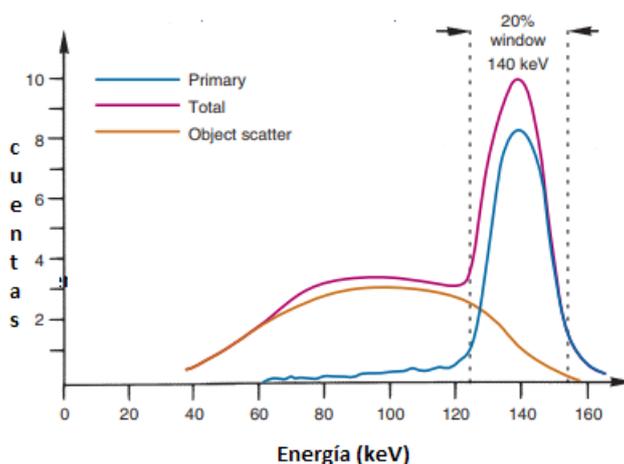


Figura 6.4: Espectro de NaI (Tl), la curva azul representa rayos γ no dispersos (primarios), la curva naranja representa los rayos γ dispersados por materiales alrededor de la fuente, y la curva roja representa la suma de los rayos γ primarios y dispersos [14]

La resolución de energía se mide mediante la exposición de la cámara a una fuente puntual de un radionúclido, por lo general ^{99m}Tc, emitiendo fotones monoenergéticos y la adquisición de un espectro de la energía (Z) pulsos. La resolución de energía se calcula a partir del FWHM del fotopico. La FWHM se divide por la energía del

fotón y es expresado como un porcentaje. A FWHM más amplio implica más pobre resolución de energía. La resolución de energía para gammacámaras es típicamente en 9 % a 11 % para el ^{99m}Tc .

$$R_E = \frac{FWHM}{E_\gamma} \quad (6.8)$$

donde E_γ es la energía del fotón.

Capítulo 7

IMAGEN EN MEDICINA NUCLEAR

7.1. FORMACIÓN DE LA IMAGEN

Las imágenes que se producen en medicina nuclear son analógicas, sin embargo se digitalizan con un conversor analógico digital para cuantificar la información.

Cada imagen está formada por píxeles organizados en filas y columnas, los cuales determinan una matriz. En cuanto al tamaño de las matrices utilizadas para formar la imagen, éstas varían entre 64×64 y 256×256 elementos. Para la elección de la matriz, debe tenerse en cuenta que tamaños pequeños de matriz (píxeles de tamaño grande) presentan mala resolución espacial y una buena estimación de la actividad. Por el contrario, tamaños de matriz grandes permiten una buena determinación de la posición (buena resolución espacial) pero producen una gran incertidumbre en el valor de actividad (imagen ruidosa), se ampliará más adelante [26].

Cada fotón gamma que interacciona con el cristal del detector, ya sea por efecto fotoeléctrico o Compton, cede toda o parte de su energía. Los rayos gamma son convertidos en destellos de luz por el cristal de centelleo. Una fracción de estos fotones incide sobre el fotocátodo de cada fotomultiplicador, produciendo a su salida una débil señal, que es amplificada mediante un preamplificador [26]. La fracción de esa luz que llega al fotocátodo de cada fotomultiplicador, varía inversamente con la distancia que separa al fotomultiplicador del punto de la interacción fotónica [4].

Luego las señales de salida de todos los fotomultiplicadores A_i , se conducen hacia un circuito, cuya señal es proporcional a la energía E cedida por el fotón:

$$E = k \sum A_i \quad (7.1)$$

donde k es una constante que se determina durante el proceso de calibración en energía del detector.

Además las señales de salida de los fotomultiplicadores también se conducen hacia un circuito de posicionamiento mediante el cual se obtienen las coordenadas que indican la posición en la que ha sido detectado el fotón, en un sistema de coordenadas cartesiano centrado en el detector. Estas coordenadas X e Y se obtienen

mediante las expresiones:

$$X = \frac{\sum A_i x_i}{\sum A_i} \quad (7.2)$$

$$Y = \frac{\sum A_i y_i}{\sum A_i} \quad (7.3)$$

siendo x_i y y_i las coordenadas del centro del fotomultiplicador i [26], para hacer imágenes coplanares en dirección X y Y.

A cada fotón detectado le corresponde un determinado píxel de la matriz imagen en función de las coordenadas (X,Y) del lugar de interacción. La formación de la imagen en el ordenador, se origina tras la inicialización a cero de los píxeles de la matriz, por acumulación durante un intervalo de tiempo, de los fotones detectados en los píxeles que le corresponda según sus coordenadas de posición. Cada píxel contiene el número de fotones detectados en la posición correspondiente [26].

Al finalizar la adquisición se realiza una representación de la matriz como se muestra en la Figura 7.1

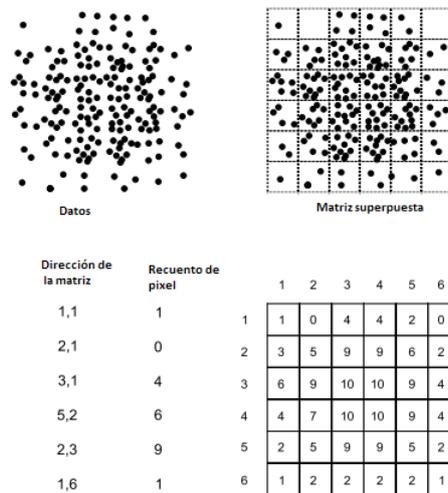


Figura 7.1: El almacenamiento de datos se puede visualizar como una matriz. Cada posición dentro de la matriz corresponde a un píxel dentro de la imagen y se le asigna una "dirección" única compuesta por la fila y la columna de su ubicación. Los datos se digitalizan asignando una posición de matriz a cada fotón aceptado [12].

7.1.1. Imagen planar

Los fotones gamma emitidos por el paciente pueden adquirirse en diversas formas: imágenes tomográficas estáticas, dinámicas, sincronizadas o planas.

En la imagen estática se recoge la información durante un periodo de tiempo incluyéndola en una sola imagen, permitiendo visualizar la distribución espacial del trazador en un momento determinado. Si la distribución del trazador en el órgano está cambiando rápidamente y es importante registrar este cambio, se adquieren múltiples imágenes rápidas de una región particular de interés, a este tipo de adquisición de imágenes se denomina imagen

dinámica.

En la imagen planar existen dos componentes: El fondo y la señal. Una buena imagen posee bajo fondo y alta señal.

7.2. CALIDAD DE IMAGEN

La Resolución espacial R, el Contraste imagen (C) y el Ruido aleatorio (Ra) son factores físicos que caracterizan y evalúan la calidad de las imágenes adquiridas en gammacámaras. Hay cantidades físicas complementarias que se utilizan con esos conceptos para mejorar la objetividad: Función de dispersión de punto (PSF), función de transferencia de modulación (MTF) y señal ruido.

7.2.1. Fundamento físico de la calidad de la imagen en medicina nuclear

Para la descripción física sobre los elementos que caracterizan y determinan la calidad de una imagen, se analiza a través del caso más sencillo como es el de la gammagrafía planar. Para iniciar se supone que durante la adquisición de una imagen, el radiofármaco permanece un tiempo largo, para que no halla dependencia de éste con una función continua $A(x,y,z)$ que corresponde a la distribución de la actividad que se acumula en un órgano de interés en el interior del paciente, dentro de un volumen V (parte del cuerpo del paciente afectado por el estudio) y S es la superficie útil del detector (UFOV) enfocada en una dirección particular, que recibe, en cada elemento dS de esta, la radiación proveniente de un ángulo sólido $d\Omega$, con origen en un elemento de volumen dV en el cuerpo del paciente [31].

Para un plano bidimensional x,y se cumpliría en el caso ideal, que para cada punto de la imagen [31]:

$$\frac{1}{V} \int \int \int_V A(x, y, z) dV \alpha \frac{1}{S} \iint_S C(x,y) dx dy \quad (7.4)$$

donde $C(x, y)$ representa el número de conteos promedio adquiridos en el elemento de imagen dS que se corresponde con el elemento de volumen dV en el cuerpo del paciente.

La función $C(x, y)$ es discreta puesto que en medicina nuclear una imagen digital es una matriz cuadrada de n elementos de imagen, donde, en cada uno, la información contenida se corresponde con el número de conteos detectado (C_{ij}) en la porción de campo visual de la cámara (Plano x,y imagen), correspondiente al elemento de volumen enfocado. En este caso la Ecuación 7.4 se transforma en un problema discreto, así:

$$\frac{1}{V} \int \int \int A(x, y, z) dV \alpha \frac{1}{n^2} \sum_{ij} C_{ij} \quad (7.5)$$

La calidad de la imagen, por su parte, se describe como una función dependiente de X_i variables ($i=1\dots n$)

Los factores físicos fundamentales que caracterizan la calidad de una imagen (y) adquirida con gammacámara son: el contraste imagen (C), el ruido aleatorio (Ra) y la resolución espacial [31]. A continuación se describirán:

7.2.1.1. RESOLUCIÓN ESPACIAL

En el capítulo 6.1 se describió que dentro de la resolución espacial de una gammacámara existen factores que afectan la calidad de las imágenes, como son la resolución del colimador y la resolución intrínseca. Existen dos parámetros importantes para evaluar la resolución espacial como son la Función de Transferencia de Modulación (modulation transfer function MTF) y la Función de Dispersión de Punto (Point Spread Function, PSF), ambos son funciones de la función de respuesta a una línea (Line Spread Function, LSF) [32].

7.2.1.2. Función de Dispersión de Punto (PSF)

La función de dispersión de punto (PSF), describe la respuesta de una gammacámara a una fuente puntual. Idealmente la imagen de una fuente puntual de actividad también debe ser un punto, pero la imagen va sufriendo degradaciones a medida que se procesa en el equipo, da una distribución gaussiana. Se determina la PSF con un perfil de imagen como se observa en la Figura (7.2)

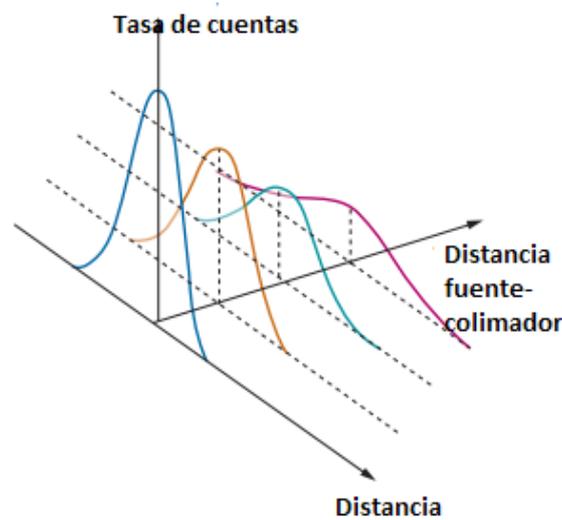


Figura 7.2: Funciones de dispersión de puntos vs distancia para un colimador de agujeros paralelos. Tomado de [14].

7.2.1.3. Función de Transferencia de Modulación (MTF)

Una representación más completa y cuantitativa de la resolución espacial es dada por la función de transferencia de modulación (MTF), la cual establece una relación entre el contraste imagen y la resolución espacial para todo el rango de frecuencias espaciales.

Esta función muestra la capacidad del equipo para reproducir las ondas en cada frecuencia espacial; cada gammacámara tiene una respuesta de frecuencia única. En los sistemas de medicina nuclear las frecuencias altas son necesarios para reproducir los bordes y los detalles finos de una imagen y las frecuencias bajas y medias producen el resto de la imagen. En general la MTF expresa la respuesta del sistema, los componentes del sistema

o las distribuciones sinusoidales moduladas del parámetro de objeto cuando la frecuencia varía [19].

El método para determinar MTF supone que una fuente de actividad (por ejemplo, un paciente) tiene una distribución sinusoidal con picos (actividad máxima, A_{max}) y valles (actividad mínima, A_{min}), y la distribución da una frecuencia espacial ν (ciclos/cm o ciclos/mm); por tanto la modulación de entrada (M_{in}) está definida [14]:

$$M_{in} = \frac{A_{máx} - A_{mín}}{A_{máx} + A_{mín}} \quad (7.6)$$

Debido a que los equipos de imagen no son ideales (no representan la imagen fiel de la fuente), la modulación de la imagen de la salida M_{out} , está dada por :

$$M_{out} = \frac{O_{máx} - O_{mín}}{O_{máx} + O_{mín}} \quad (7.7)$$

Donde $O_{máx}$ es el pico y $O_{mín}$ es el valle en la señal de salida y son más pequeños en magnitud que $A_{máx}$ y $A_{mín}$. Ver Figura 7.3

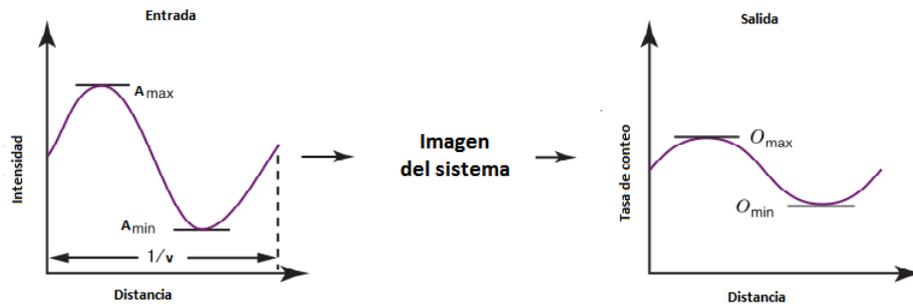


Figura 7.3: Principios básicos para la determinación de la función de transferencia de modulación de un instrumento de formación de imágenes . Entrada contraste se mide en términos de la radiactividad del objeto o tasa de emisión. Contraste de salida se mide en términos de tasa de conteo o intensidad de la imagen, frecuencia espacial es ν .

La relación de la modulación de entrada y salida es la MTF de la frecuencia espacial ν :

$$MTF(\nu) = \frac{M_{out}}{M_{in}} \quad (7.8)$$

A medida que la frecuencia espacial aumenta, la amplitud de la señal disminuye. Una curva de la MTF comienza en 1 para la frecuencia cero y disminuye conforme aumenta la frecuencia.

En general la MTF se define para todas las frecuencias como la relación de las modulaciones o contrastes en la imagen y en el objeto. Ver Figura 7.4

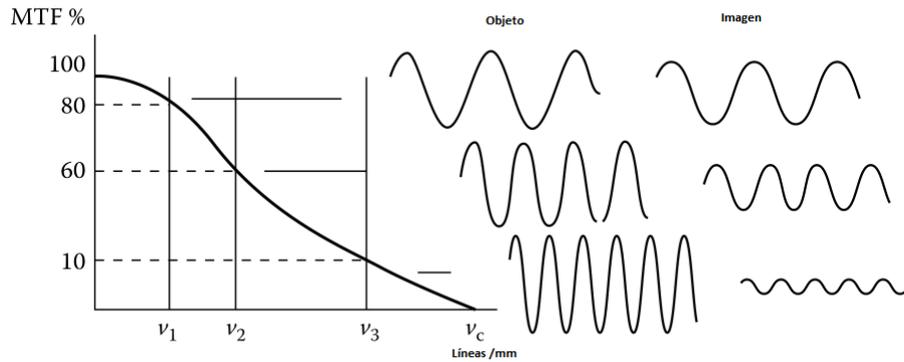


Figura 7.4: Función de transferencia de modulación Vs.Frecuencia espacial ν

Con la MTF se establece una relación entre el contraste imagen y la resolución espacial para todo el rango de frecuencias espaciales. Una curva de la MTF comienza en 1 o 100% para la frecuencia cero y disminuye conforme aumenta la frecuencia.

Cuando la distribución de la actividad es tal que aumenta la frecuencia espacial, los picos y los valles se acercan. Cuando los picos y valles están demasiado cerca, el dispositivo de imagen no se puede definir, y la MTF tiende a 0, produciendo la resolución espacial más pobre del sistema. Los valores de la MTF entre 0 y 1 dará resoluciones espaciales intermedias [11].

La MTF, la LSF y la PSF, están relacionadas entre sí, por transformadas integrales, la solución de cada relación empleando transformadaa no está al alcance de este trabajo, solo se plantean por ser parámetros importantes para la evaluación de la resolución.

La MTF de un sistema es el resultado de la transformada de Fourier de la LSF [32]:

$$MTF(f) = \left| \frac{\int_{-\infty}^{\infty} LSF(x) \exp(-j^2 \pi f x) dx}{\int_{-\infty}^{\infty} LSF(x) dx} \right| \quad (7.9)$$

La relación entre la PSF y LSF es el resultado de la transformada de Abel:

$$PSF(r) = -\frac{1}{\pi} \int_r^{-\infty} \frac{d[LSF(x)]/dx}{(x^2 - r^2)^{1/2}} dx \quad (7.10)$$

donde r es el radio de la PSF y x es la longitud de la LSF

7.2.2. CONTRASTE

El Contraste C, de la imagen se refiere a las diferencias en intensidad en partes de la imagen correspondientes a niveles de captación radiactiva en el paciente. En medicina nuclear un componente importante de contraste de la imagen se determina por la actividad que se administra, además muestra correlación estadística con la

resolución espacial del sistema de detección, debido a las dimensiones finitas de los píxeles [14]. El contraste C , se define entonces como:

$$C = \frac{R - R_0}{R_0} \quad (7.11)$$

Donde R es la tasa de conteos en la región de interés y R_0 es la tasa de conteo del fondo.

Algunos factores afectan el contraste de la imagen como la radiación dispersa que se ajusta con el ancho de la ventana, el tamaño de la lesión, el movimiento del paciente que produce la superposición de áreas normales y anormales.

7.2.3. RUIDO

En medicina nuclear, el ruido resulta de la naturaleza aleatoria del proceso de desintegración radiactiva. Cada átomo de un radionúclido tiene la misma probabilidad de descomposición, que es independiente del tiempo, y la probabilidad de descomposición de cada átomo es independiente de otros átomos. Por lo tanto, para una gran cantidad de átomos, la descomposición se rige por las estadísticas de Poisson [34].

El ruido de la imagen puede caracterizarse por ser aleatorio o ser estructurado. El ruido estructurado se refiere a las variaciones no aleatorias en la tasa de conteo que se superponen e interfieren con la estructura de interés o surgen de la misma distribución del radionúclido [14].

El ruido aleatorio en las imágenes planares de medicina nuclear, se define como la raíz cuadrada del número de fotones que se utilizan para formar la imagen en cada punto de esta \sqrt{N} , donde N es el número de fotones que se utilizan en la formación de la imagen. Para el SPECT es $\sqrt{N_r} / \sqrt[4]{R}$, donde N_r es el número de cuentas "reconstruidas" por píxel y R la cantidad de píxeles que contienen actividad.

El ruido aleatorio depende de la actividad radionúclida administrada al paciente y del tamaño de la matriz de adquisición, por tanto del tamaño del píxel. Píxeles grandes contienen mayor estadística de conteo y por tanto menor ruido. Pero si es mayor el tamaño del píxel peor resolución espacial se tendrá. Del mismo modo, matrices más grandes contienen más estadística de cuentas, y por tanto menos ruido, pero a la vez serán menos resolutivas; de ahí que para SPECT se trabaje generalmente con matrices de 64 x 64 píxeles, mientras que en medicina nuclear planar, el tamaño característico es 128 x 128 píxeles [15, 31, 33].

Un método utilizado para remover el ruido es aplicando un filtro de suavizado que consiste en promediar las cuentas por píxel en la imagen. El filtro más común es el de 9 puntos. Este suavizado de 9 puntos mueve una "submatriz" formada por un bloque de 3x3 píxeles (kernel de convolución) por encima de toda la matriz original de la imagen y cada uno tiene un valor de 1/9 del total de cuentas en submatriz. Cuando ésta se superpone a un conjunto de 9 píxeles de la imagen original, hace que el píxel central se parezca más a sus píxeles vecinos porque reemplaza las cuentas originales que contiene por el promedio de cuentas de esos nueve píxeles. A medida que la submatriz continúa desplazándose sobre la matriz original, cada píxel central sufre el mismo proceso hasta

que al final se forma una imagen procesada en la cual cada pixel se distingue menos de sus pixeles vecinos. La nueva imagen tendrá un aspecto más "borroso" pero más homogéneo que la imagen original, al eliminar las fluctuaciones del conteo estadístico [30].

7.2.4. Relación Señal - Ruido

La emisión radiactiva responde a un fenómeno estocástico, por lo que la distribución de probabilidad para detectar el número de eventos sigue una estadística de Poisson. Para estas distribuciones la relación señal /ruido SNR (Signal to Noise Ratio), se define como:

$$SNR = \frac{N}{\sqrt{N}} = \sqrt{N} \quad (7.12)$$

La SNR es proporcional a la raíz del número de fotones detectados.

La SNR se puede definir también como el cociente entre el valor promedio de las cuentas en la región de interés y su desviación estándar.

$$SNR = \frac{\mu}{\sigma} = \frac{S_a - S_b}{\sigma_b} \quad (7.13)$$

siendo N el promedio μ de partículas detectadas; S_a es la medida de la región de interés y S_b es la medida de la región del fondo y $\sigma = \sqrt{N}$ [37].

Para reducir el ruido se debe aumentar el tiempo de exploración o la actividad administrada, pero si se aumenta la actividad administrada aumenta la exposición de los pacientes y si se alarga el tiempo de exploración se vería afectada la calidad de la imagen debido al número total de fotones detectados que se requieren para la formación de la imagen y la inmovilidad del paciente durante el estudio.

7.3. CONTROL DE CALIDAD EN GAMMACÁMARAS

El desempeño de una gammacámara puede ser afectado por cambios, fallas de los componentes individuales del sistema o subsistemas y condiciones del medio ambiente como cortes o fluctuaciones eléctricas, golpes físicos, cambios en la temperatura, humedad, polvo o radiación de fondo [29]. Esto trae como consecuencias degradaciones en la calidad de la imagen, error en un diagnóstico y el manejo inadecuado del paciente.

La OIEA, NEMA y American College Radiology (ACR) son algunas de las organizaciones internacionales que dictan normas y procedimientos que regulan la operación de los instrumentos nucleares, a través de publicaciones sobre protocolos de control de calidad a los instrumentos utilizados en medicina nuclear.

7.3.1. Preparación de la fuente puntual

Para determinar el desempeño del equipo, se deben realizar pruebas de aceptación y pruebas de rutina [4], de acuerdo al protocolo IAEA-TECDOC-602/S que se sigue en este trabajo, y alguna de ellas requiere que se preparen fuentes puntuales.

Una fuente puntual usa la menor cantidad de líquido posible, y debe contener el material radiactivo necesario para conseguir la actividad deseada.

Para las pruebas de control de calidad que se realizaron, se utilizó una torunda de algodón que se introdujo en un portamuestra plástico, y con una jeringa, previamente medida se le coloca unas gotas del material radiactivo, en este caso del ^{99m}Tc . En la Tabla (7.1) se muestra la actividad de material radiactivo recomendado para la realización de los controles de calidad de las gammacámaras.

Tabla 7.1: Actividad de ^{99m}Tc recomendadas para las pruebas de control de calidad en la gammacámaras

Pruebas de control de calidad	Actividad
Llevar a Pico y Tuning	25 μCi
Uniformidad intrínseca diaria	25 μCi
Uniformidad intrínseca mensual	25 μCi
Resolución espacial	1 mCi
Sensibilidad	1 mCi
Centro de Rotación	1 mCi

7.3.1.1. Pruebas de aceptación

Consiste en un conjunto de controles realizados para evaluar que la calidad de la operación del equipo corresponde con las especificaciones técnicas y de operación establecidas por el fabricante y proveer un estándar para todas las evaluaciones subsiguientes. Los datos más útiles para determinar la aceptabilidad del desempeño de una gammacámara son:

1. La uniformidad del campo
2. La resolución espacial
3. La linealidad
4. La sensibilidad [29].

7.3.1.2. Pruebas rutinarias

Estas pruebas se deben efectuar regularmente en el equipo para asegurar la continuidad de operación óptima y determinar la velocidad y el grado de deterioro funcional en relación con el tiempo [4].

A continuación se mencionarán los controles de calidad recomendados para determinar el desempeño del equipo:

7.3.2. CALIBRACION ENERGETICA Y SINTONIZACIÓN DE LOS TUBOS FOTOMULTIPLICADORES (“Peaking” y “Tune”)

7.3.2.1. Peaking

Antes de la formación de imágenes, el PHA puede requerir un ajuste para centrar la ventana de energías de los fotones aceptados [12]. A través de esta prueba se observa y corrige el corrimiento del fotopico; un seguimiento de esta prueba evita artefactos significativos en las imágenes. Durante un procedimiento en el servicio de medicina nuclear se puede ajustar la ubicación y la anchura de la ventana, un ajuste estándar por ejemplo para el ^{99m}Tc es un fotopico de 140 keV y una ventana de 20 % . La ventana se encuentra entre 112 keV y 168 keV. En el próximo capítulo se describirá como se realizó esta prueba en el servicio de medicina nuclear de la IPS.

7.3.2.2. Tune

En esta prueba ajusta la ganancia de los tubos fotomultiplicadores para que el sistema registre el fotopico exactamente a la energía del radionúclido. Durante esta prueba se pueden realizar un ajuste fino o un ajuste grueso. El ajuste fino sólo ocupa un intervalo de ganancias limitado para efectuar el ajuste, mientras que el ajuste grueso puede tomar todas las ganancias disponibles por el equipo [12]. Después de terminar el tune, se efectúa otro peaking. Esta prueba se recomienda cuando existe algún cambio en la imagen de homogeneidad referente a los tubos fotomultiplicadores.

7.3.3. UNIFORMIDAD INTRINSECA

La prueba de uniformidad intrínseca de una gammacamara es una medida de la respuesta de la gammacamara a un flujo uniforme incidente en el detector, cuando al sistema se le retiran los colimadores (intrínseca). Tiene el propósito de detectar cambios en el rendimiento del equipo que pueden afectar la interpretación de los estudios clínicos en medicina nuclear [28].

La uniformidad pueden ser afectada por problemas en las respuestas de los tubos fotomultiplicadores, defectos de los componentes del sistema de detección, no linealidad [14].

Durante la prueba se miden dos parámetros diferentes, uniformidad integral y uniformidad diferencial. Estos se calculan tanto para el Campo de Visión Central (en inglés CFOV), y el Campo de Visión Útil (en ingles UFOV) de la gammacámara. El UFOV se define como el campo de visión total del detector enmascarando los bordes del mismo, por su parte el CFOV es el promedio a través del campo central de visión que tiene unas dimensiones lineales escaladas a un 75 % del UFOV [14].

7.3.3.1. Uniformidad Integral (UI)

La Uniformidad Integral (UI) es un parámetro siempre presente en el control de calidad de las gammacámaras de los servicios de medicina nuclear. Su medida tiene como objetivo la determinación de la uniformidad de campo,

es decir sirve para cuantificar la capacidad de la gammacámara de responder con una intensidad superficial de conteo constante cuando se la somete a un flujo de radiación uniformemente distribuido [28]. Se expresa como un porcentaje:

$$\%UI = \frac{Pixel_{m\acute{a}x} - Pixel_{m\acute{i}n}}{Pixel_{m\acute{a}x} + Pixel_{m\acute{i}n}} \quad (7.14)$$

donde $Pixel_{m\acute{a}x}$ se refiere al mayor número de cuentas en un píxel y $Pixel_{m\acute{i}n}$ se refiere al menor número de cuentas en un píxel. Es calculado para el UFOV y CFOV. La uniformidad integral tiene valores típicos de 2 % a 4 % [14].

7.3.3.2. Uniformidad Diferencial (UD)

Se expresa también como un porcentaje de acuerdo a la Ecuación 7.15:

$$\%UD = \frac{V_{m\acute{a}x} - V_{m\acute{i}n}}{V_{m\acute{a}x} + V_{m\acute{i}n}} \times 100 \quad (7.15)$$

donde $V_{m\acute{a}x}$ se refiere a la máxima diferencia en cuentas entre cualquiera de cinco píxeles consecutivos y $V_{m\acute{i}n}$ se refiere a la mínima diferencia en cuentas entre cualquiera de cinco píxeles consecutivos. Estos valores deben estar en el rango de 1 a 2 % [11].

7.3.4. RESOLUCIÓN ESPACIAL

Como se mencionó en el capítulo 6 la resolución espacial de una gammacámara es la capacidad del equipo de reproducir exactamente la imagen del objeto de estudio. Este parámetro se puede evaluar por inspección visual de las imágenes obtenidas utilizando un simulador físico de barras de cuatro cuadrantes Figura 7.5.



Figura 7.5: Simulador físico de barras de cuatro cuadrantes. En la parte inferior izquierda las barras son de 2 mm, superior izquierda de 2.5 mm, superior derecha de 3 mm e inferior derecha 3.5 mm

Este simulador está hecho de barras de plomo espaciadas a intervalos regulares de 3.5 mm, 3 mm, 2.5 mm y 2 mm, encerrado en lucite. La evaluación de la resolución intrínseca es similar a la uniformidad intrínseca, pero en esta prueba se coloca el simulador lo más cercano al detector.

Con esta prueba se puede evaluar simultáneamente la linealidad espacial si las líneas de las barras se observen rectas en la imagen. La prueba se realiza de manera mensual cubriendo en cada ocasión un cuadrante del detector, de tal forma que al cabo de 4 meses, cada sector del detector haya adquirido una imagen de cada sector del patrón de barras paralelas [35]. Para calcularla:

$$FWHM = 1.75B \quad (7.16)$$

donde B es el ancho menor de las barras detectadas.

Cada cuadrante del simulador físico puede ser evaluado con el software de Image J, a través del plot profile donde al seleccionar una línea o selección rectangular muestra un gráfico bidimensional de las intensidades de píxeles. El eje X representa la distancia a lo largo de la línea y el eje Y es la intensidad de píxel del plot profile. Como se muestra en la Figura 7.6

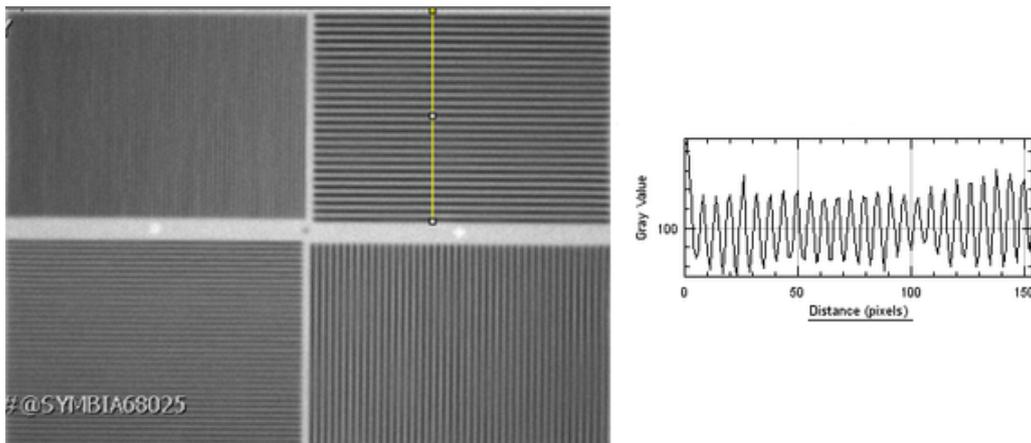


Figura 7.6: Perfil de intensidades de una imagen, obtenida con el simulador físico de barras de cuatro cuadrantes

La prueba de resolución espacial se puede realizar de forma extrínseca (con los colimadores comúnmente utilizados en el servicio) colocando el simulador al contacto con el colimador, como veremos mas adelante.

7.3.5. SENSIBILIDAD

Otras de las pruebas que hacen parte de un control de calidad en gammacámaras es la Sensibilidad planar, en esta prueba se evalúa la respuesta de la cámara de centelleo a una fuente radiactiva de actividad conocida [4]. La sensibilidad del sistema depende de varios factores como la energía del foton gamma, ventana energética, selección del colimador y la resolución temporal de la gammacamara. La sensibilidad en las gammacámaras está expresada como el número de cuentas por minuto detectadas (cpm) al emplear una cantidad dada de actividad (CPM/ μ Ci) [21]. Una desviación mayor al $\pm 10\%$ indica daños en el colimador e inestabilidad en el sistema.

Las sensibilidades de detección se obtienen dividiendo el valor de contaje (descontado el contaje del fondo) entre la actividad de la fuente (corregida por decaimiento) y se analiza el promedio y la variación entre ellas para cada detector. De acuerdo a [38], la sensibilidad total del sistema (S_T) se calcula teniendo en cuenta.

- a) La corrección por decaimiento de la tasa de cuentas R_t
- b) Cuentas sumadas sobre el ROI circular en la imagen C_o
- c) Tiempo de inicio de la adquisición $t_{inicial}$
- d) Duración de la adquisición t_{adq} ,
- e) Tiempo de calibración de la actividad t_{medido}
- f) Periodo de semidesintegración $T_{1/2}$ así:

$$S_T = \frac{R_t}{A_{cal}} \quad (7.17)$$

La corrección por decaimiento de la tasa de cuentas, está determinada por

$$R_t = \frac{1-e^{-x}}{x}, \quad x = \ln 2 * \frac{t_{adq}}{T_{1/2}}$$

La actividad corregida por decaimiento, está dada por:

$$A_{cal} = A_{medida} * e^{-y}, \quad y = \frac{\ln 2 * (t_{inicial} - t_{medido})}{T_{1/2}}$$

La sensibilidad intrínseca se relaciona directamente con el espesor del cristal y con la amplitud de la ventana del PHA, y en forma inversa con la energía fotónica. Los factores principales que degradan la sensibilidad planar intrínseca son: pérdida de cuentas debido a tasas elevadas de conteo, sintonización incorrecta de las ganancias de los fotomultiplicadores, fallas en uno o varios fotomultiplicadores, faltas de linealidad espacial, defectos o deterioro del cristal, separación física del cristal y del ensamble de los fotomultiplicadores y la guía de luz, y el ajuste incorrecto de la posición y de la amplitud de la ventana del PHA [4].

7.4. CONTROL DE CALIDAD EN UN SPECT

De acuerdo al IAEA-TECDOC-602/S el rendimiento de las cámaras SPECT, se evalúan a través de las siguientes pruebas de control de calidad [4]:

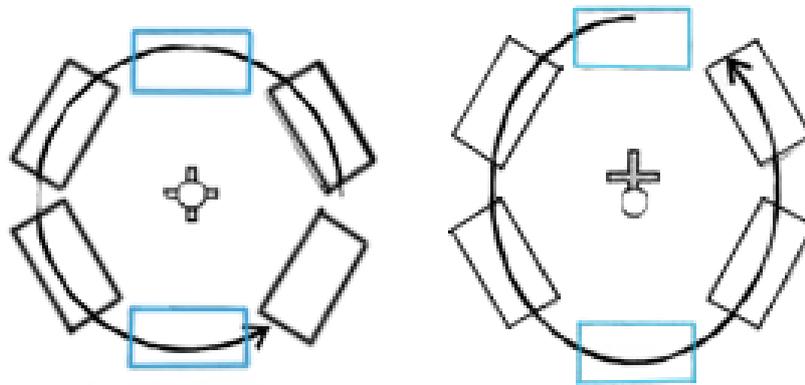
7.4.1. UNIFORMIDAD TOMOGRÁFICA

Es la uniformidad determinada en un corte reconstruido correspondiente a una distribución de actividad uniforme. La falta de uniformidad planar es magnificada por el proceso de reconstrucción tomográfica, siendo este incremento inversamente proporcional a la distancia de la zona no uniforme al eje de rotación [21], causando un artefacto de anillo en la imagen sobre todo en el centro de rotación.

7.4.2. CENTRO DE ROTACION (COR)

El centro de rotación, corresponde al desplazamiento del centro de detector con respecto al centro de sistema de rotación. Se supone que los cabezales de la cámara girarán en un círculo casi perfecto (o elipse) y que los cabezales se mantendrán casi exactamente alineados en sus posiciones opuestas, mas sin embargo pueden haber errores mecánicos como la no nivelación del cabezal del equipo, choques con la camilla entre otros, causan pérdida en la resolución.

La Figura 7.7a muestra un camino perfecto de rotación circular y la Figura 7.7b ilustra una órbita elíptica causada por la influencia de la gravedad.



(a) Ilustra un camino perfecto de rotación circular en una gammacámara.

(b) Ilustra una órbita elíptica causada por una cámara pesada la cabeza que en la parte inferior de sus derivas órbita hacia abajo bajo la influencia de la gravedad [22].

La gravedad y los engranajes hacen que ocurran desviaciones en el COR, y esto conlleva a una posible pérdida de la resolución en las imágenes

El COR incluye el desplazamiento axial y el ángulo de proyección axial etc., el desplazamiento axial indica desplazamiento de los detectores de uno con respecto al otro y el ángulo de proyección axial es el desplazamiento angular de los detectores de uno con respecto al otro [22].

Capítulo 8

ACTIVIMETRO

8.1. Descripción

Un activímetro es una cámara de ionización en forma de pozo en cuyo interior se le coloca la fuente radiactiva para medir su actividad [23]. En la Figura 8.1 se muestra un diagrama de un activímetro básico:

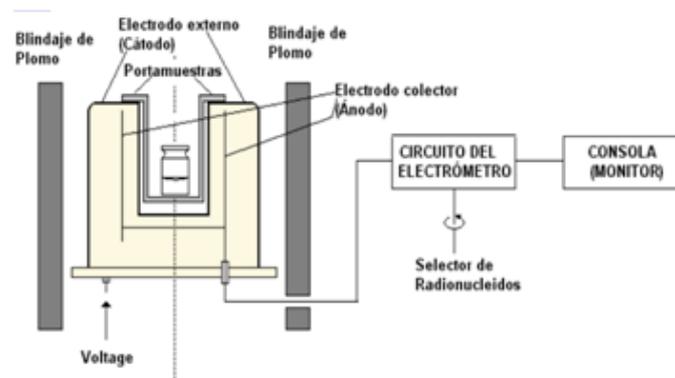


Figura 8.1: Diagrama de un activímetro. Tomado de Organismo Internacional de Energía Atómica. Control de calidad de los instrumentos de medicina nuclear, 1991.

La actividad del material radiactivo se mide en función de la corriente de ionización producida por las radiaciones emitidas por el radioisótopo que interactúa con el gas. La cámara está sellada, el gas de llenado se encuentra a una presión superior a la atmosférica, normalmente entre 10 y 20 atmósferas, con el objeto de tener una buena eficiencia, cuenta con dos electrodos cilíndricos coaxiales, aislados entre sí, el espacio axial constituye el pozo.

El electrómetro asociado convierte la corriente de ionización en una señal de voltaje que es amplificada, se procesa y finalmente se presenta, generalmente en forma digital, en unidades de actividad: Becquerel (Bq) o Curie (Ci). Esto es posible dado que para un determinado radionúclido, suponiendo una geometría fija y una respuesta lineal, la corriente de ionización es directamente proporcional a la actividad. Sin embargo, la respuesta de una cámara de ionización a diferentes radionúclidos varía de acuerdo con el tipo, la energía y la abundancia

de ellas, siendo la tasa de la emisión de la energía fotónica la consideración más importante a sus energías. Por lo tanto, se necesita ajustar apropiadamente la amplificación de la señal de voltaje para el tipo de radioisótopos que se mide; esto se logra colocando en el activímetro selectores de isótopos [24].

8.1.1. Respuesta Característica de un activímetro en función de la energía de los fotones

La respuesta característica de un Activímetro (Curva Típica de Sensibilidad) en función de la energía de los fotones se muestra en la Figura 8.2:

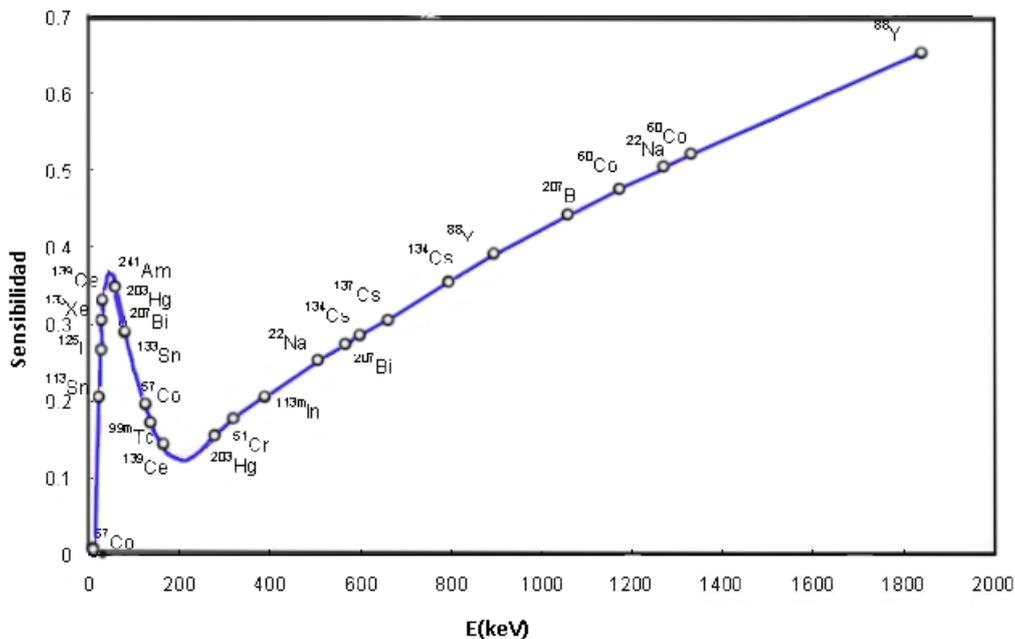


Figura 8.2: Curva característica de respuesta de un activímetro en función de la energía de la radiación. Tomado de Estudio de los parámetros de calibración de activímetros en medicina nuclear [24].

La curva crece inicialmente hasta un máximo relativo a baja energía, alrededor de 40 keV a 45 keV, descendiendo de nuevo hasta comenzar una subida monótona por encima de unos 200 keV. El comportamiento a bajas energías está dominado por dos factores fundamentales: la atenuación de los fotones al atravesar las paredes y a la contribución del efecto fotoeléctrico (interacción de los fotones con los iones del gas). Cuando la energía de los fotones crece y la importancia de estos fotones disminuye, se produce una disminución de la eficiencia o sensibilidad, hasta que comienza a crecer de nuevo debido a la contribución de los electrones Compton producidos en la interacción de los fotones con las paredes de la cámara y el gas de llenado [24].

8.1.2. FACTORES DE CORRECCION

De acuerdo al Protocolo para la calibración y el uso de activímetros [23], existen factores que afectan la respuesta del activímetro en el proceso de calibración como son: blindaje, pureza radionucleica y electrónica.

Para corregir esos errores y garantizar las condiciones de operación del sistema proponen la determinación de los factores de calibración y de geometría. En este trabajo aplicaremos el procedimiento recomendado por la Sociedad Española de Medicina Nuclear y de Física Médica para hallar el factor de calibración de los cuatro activímetros del servicio de medicina nuclear de la IPS; el cual se detallará a continuación:

8.1.2.1. Factor de Calibración

En el proceso de calibración se mide la actividad de varias fuentes de referencia (^{57}Co , ^{133}Ba , ^{137}Cs , ^{60}Co) y se comparan con los resultados dados por el activímetro de los radioisótopos utilizados en medicina nuclear (^{99m}Tc , ^{131}I) esto con el fin de determinar el factor de calibración f_c , definido como:

$$f_c = \frac{A_0}{A_f} \quad (8.1)$$

dónde:

A_0 es la Actividad inicial (referencia en el certificado de la fuente y a la fecha indicada)

A_f Valor indicado por el activímetro (= lectura (d) - fondo(b))

El factor de calibración, f_c , es un número adimensional, que corresponde a un radionúclido determinado.

Para determinar el f_c , para cada una de las fuentes certificadas; en este trabajo se siguieron los pasos [23]:

1. Se mide el fondo radiactivo, b .
2. Se coloca la fuente de referencia certificada, de actividad A_o , en una posición fija y reproducible.
3. Se registra el valor de actividad indicado por el activímetro, d .
4. Se repiten los pasos 2 y 3 varias veces, colocando cada vez de nuevo la muestra en el activímetro. El valor medio de la serie de medidas obtenidas proporciona el valor de d .
5. El valor del factor de calibración f_c se obtiene como:

$$f_c = \frac{A_o}{d - b} \quad (8.2)$$

8.2. CONTROL DE CALIDAD DE UN ACTIVIMETRO

Es importante realizar controles de calidad del activímetro ya que la medida clínicamente confiable de la dosis radiactiva administrada al paciente, depende del funcionamiento de éste. Para la protección radiológica del paciente adulto o pediátrico y del personal ocupacionalmente expuesto es necesario aplicar el principio ALARA son las siglas de As Low As Reasonably Achievable ,es decir tan bajo como sea razonablemente posible [39]. Una dosis demasiado alta producirá una exposición innecesaria del paciente a la radiación y una dosis demasiado baja extenderá el tiempo de estudio e imágenes de baja calidad para estudios diagnósticos, mientras que para radionúclidos de uso terapéutico se debe evitar la irradiación excesiva de tejidos sanos.

Para asegurar un correcto funcionamiento, se requiere un cierto número de procedimientos de control de calidad para asegurar el funcionamiento exacto y confiable del activímetro, los Ministerios de Minas y Energía y de Salud contemplan esta necesidad:

El Ministerio de Minas y Energía, en la resolución 90874 de agosto de 2014, indica como requisito dentro del manual de protección radiológica el control de calidad en el Servicio de medicina nuclear [8] y su seguimiento periódico de los entes reguladores.

De igual forma el Ministerio de salud y protección Social en la resolución 2003 de 2014 en su artículo 62 para la habilitación de servicios de salud, tiene como criterio en medicina nuclear que el servicio cuente con Protocolos para garantía de calidad de equipos detectores y detectores de radiación [9] y en la Resolución 482 de 2018, en la cual se reglamenta el “uso de equipos generadores de radiación ionizante, su control de calidad, la prestación de servicios de protección radiológica [7].

8.2.1. Pruebas para el control de calidad de los activímetros

De acuerdo al IAEA-TECDOC-602/S “ Control de calidad en instrumentos de medicina nuclear” las pruebas recomendadas para asegurar la confiabilidad de las medidas del activímetro son las siguientes:

- Pruebas de aceptación: una vez instalado el equipo se le debe aplicar unas pruebas para asegurar que la calidad de la operación del instrumento corresponde con las especificaciones técnicas y de operación establecidas por el fabricante.
- Pruebas de referencia: sirven para obtener datos con los cuales se pueda comparar los controles periódicos, deben repetirse después de reparaciones o cambio de lugar físico. En caso que no se hayan realizado pruebas de aceptación, deben llevarse a cabo en el momento de iniciar los controles periódicos.
- Pruebas rutinarias: son aquellas que se deben efectuar regularmente en el equipo, para asegurar su funcionamiento óptimo en todo momento y determinar la velocidad y el grado de su deterioro funcional en relación con el tiempo.

Las pruebas que se recomiendan para el control de calidad de los activímetros son las siguientes [4]:

1. Inspección física
2. Exactitud y precisión
3. Linealidad
4. Geometría
5. Fondo
6. Reproducibilidad

8.2.1.1. Inspección Física

El objetivo de la prueba es examinar las condiciones físicas del activímetro. En esta prueba se debe:

- Inspeccionar el exterior del activímetro en busca de evidencias de daño.
- Reconocer todos los controles, teclas e interruptores.
- Revisar todos los conectores.
- Inspeccionar todos los accesorios
- Comprobar la existencia de los manuales de operación y de servicio
- Anotar la localización de los fusibles y verificar la provisión de reemplazos
- Realizar un inventario del activímetro y de sus accesorios, registrando sus condiciones en el momento de recibirlo, con referencia particular a cualquier daño, deficiencia o defecto y a las acciones que se sugieren para su corrección.

8.2.1.2. Prueba de Exactitud

El objetivo de esta prueba es comprobar la exactitud de un calibrador de dosis, en la medición de la actividad en las condiciones geométricas usuales y con energías selectas de radiación gamma.

En los activímetros, la exactitud se determina comparando la actividad medida de una fuente de actividad certificada con semiperiodos de desintegración largos pero con fotones gamma de energía similar a los radionúclidos utilizados en medicina nuclear, con la actividad teórica que debería tener en la fecha y en su caso, la hora en que se realiza la medida.

El protocolo de IAEA-TECDOC-602/S que se siguió en este trabajo para diseñar los protocolos de control de calidad en los activímetros, recomienda usar radionúclidos de baja, media y alta energía con una incertidumbre de $\pm 5\%$. Las fuentes utilizadas fueron ^{57}Co , ^{133}Ba y ^{137}Cs , que emiten fotones gamma de energía similar al ^{99m}Tc , ^{131}I y ^{18}F ver Tabla 8.1.

Tabla 8.1: Característica principales de las fuentes utilizadas

RADIONUCLIDO	ENERGÍA DEL FOTÓN PRINCIPAL (keV)	VIDA MEDIA	ACTIVIDAD INICIAL
^{57}Co	122	271 días	5245mCi
^{133}Ba	81 - 356	10.7 años	254.5μCi
^{60}Co	1173 - 1332	5.27 años	102.μCi
^{137}Cs	662	30 años	213μCi

Para evaluar la exactitud, se debe calcular la actividad corregida de la fuente con la siguiente ecuación:

$$A = A_o e^{-\ln_2 \left(\frac{t}{t_{1/2}} \right)} \quad (8.3)$$

Donde: A_o es la actividad inicial (referencia en el certificado de la fuente y a la fecha indicada)

t es el tiempo que ha transcurrido desde una actividad conocida (referenciada en el certificado de la fuente).

$t_{1/2}$ es el tiempo de vida media de la fuente

Y se halla la diferencia porcentual entre la actividad promedio que se midió y la actividad certificada de la fuente, corregida por su decaimiento radiactivo al día de la medida, A. Esto es:

$$Exactitud = \frac{(\bar{A} - A)}{A} \times 100\% \quad (8.4)$$

Donde:

\bar{A} es la actividad promedio

A es la actividad corregida

De acuerdo al protocolo IAEA-TECDOC-602/S el test de exactitud en el activímetro, se recomiendan hacer 10 medidas de cada fuente utilizada y calcular el error relativo de la actividad medida respecto al valor de actividad teórica de la fuente en la fecha en la que se realiza la medida. El límite normalmente aceptado para el error relativo es del $\pm 10\%$. La exactitud se considera como una prueba de aceptación y de referencia y la periodicidad recomendada para la misma es trimestral.

8.2.1.3. Prueba de Precisión

El objetivo de la prueba es comprobar la precisión de un calibrador de dosis, en la medición de la actividad en las condiciones geométricas usuales y con energías selectas de la radiación gamma. Para evaluar la precisión de acuerdo al protocolo de la IAEA [4], se calcula para cada fuente radiactiva mencionadas anteriormente, las diferencias porcentuales entre las actividades medidas individualmente, A_i , y su promedio \bar{A} . Esto es:

$$Precisión = \frac{(A_i - \bar{A})}{\bar{A}} \times 100\% \quad (8.5)$$

Donde:

A_i es la actividad medida para cada fuente.

\bar{A} es el promedio de las medidas de la actividad por cada fuente.

También se realizan 10 medidas de cada una de las fuentes pero lo que se calcula es el error relativo de cada medida respecto de la media. Las desviaciones obtenidas no deben ser mayores del $\pm 5\%$. Como se mostrará en el protocolo Sección 9.2.3 .

8.2.1.4. Prueba de la Linealidad de la Respuesta a la Actividad

Esta prueba determina la capacidad del activímetro para realizar medidas exactas en un amplio rango de actividades. Para muestras de actividades altas los activímetros dejan de comportarse en forma lineal, es decir no suministran una respuesta proporcional a la actividad. Ello se debe a variaciones en la recombinación de la carga creada en el volumen activo de la cámara de ionización. Este efecto depende del radionúclido medido y debe evaluarse para determinar el intervalo de actividad en el cual el activímetro puede utilizarse en forma fiable y establecer las correcciones que sea necesarias [24].

Hay fundamentalmente tres métodos para llevar a cabo un test de linealidad:

1. Método del decaimiento.
2. Método del blindaje.
3. Método de la dilución de la fuente.

En este trabajo nos centramos en el método del decaimiento, consiste en tomar una fuente de ^{99m}Tc y medirla a distintos tiempos en el activímetro, hasta que decaiga. Los tiempos recomendados son 0, 6, 24, 30 y 48 horas. El protocolo Nacional [24] propone tomar al menos 8 valores a diferentes tiempos siendo cada valor obtenido la media de 3 medidas. Se registran los resultados en hojas de cálculo con la escala logarítmica, que correlacione la actividad medida con el tiempo transcurrido la linealidad de la respuesta a la actividad debe ser tal que todas las actividades individuales medidas durante la prueba se encuentran dentro de $\pm 10\%$ de los valores correspondientes a la línea recta ajustada a los puntos de datos ver Figura 8.3

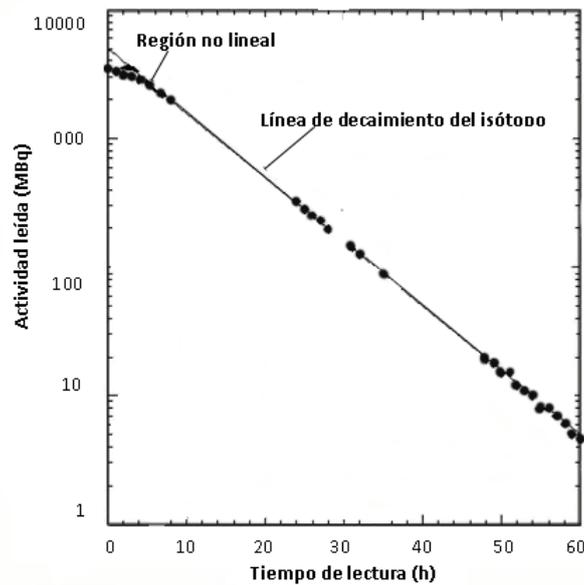


Figura 8.3: Comportamiento lineal y no lineal de un Activímetro observado al seguir el decaimiento de una fuente radiactiva. Tomado de Estudio de los parámetros de calibración de activímetros en medicina nuclear [24]

El test de linealidad se considera como una prueba de aceptación y referencia y de periodicidad trimestral.

8.2.1.5. Pruebas de la Respuesta al Fondo

El propósito de esta prueba es comprobar la respuesta al fondo de un activímetro, en condiciones en las que es más fácilmente observable cualquier aumento en la respuesta, revelando la existencia de ruido electrónico, contaminación radiactiva del calibrador, presencia cercana de fuentes radiactivas relativamente intensas y necesidad de mejor blindaje. La existencia de un fondo de radiación en la zona donde esté situado el activímetro da lugar a una corriente de ionización que debe descontarse de la medida de cualquier fuente. Un activímetro sin control para ajustar el cero siempre debe mostrar una respuesta medible al fondo. Lo contrario puede indicar

un error en el ajuste preestablecido del cero, mismo que puede provocar mediciones erróneas de la actividad, especialmente al medir actividades bajas. El fondo general causado por la radiación ambiental puede sufrir fluctuaciones, pero no se espera cambios notables en la respuesta al fondo en comparación con los que se observaron durante las pruebas para la aceptación o de referencia. Un incremento importante de la respuesta de fondo puede indicar una contaminación radiactiva del instrumento, o un aumento de la radiación ambiental proveniente de fuentes radiactivas locales. Si se observa un incremento de este tipo debe sacarse el forro del pozo del instrumento antes de repetir la prueba [4].

8.2.1.6. Prueba de la Reproducibilidad

El objetivo de la prueba permite conocer el estado de reproducibilidad de las mediciones día a día, asegurando así que las lecturas no difieran de la medida original. Para la prueba son apropiadas fuentes calibradas de ^{133}Ba y ^{137}Cs por tener una energía similar a la más usada en el servicio de medicina nuclear. Se hace seguimiento conociendo la actividad de calibración y se puede conocer la actividad al día de la medición mediante decaimiento radiactivo del radionúclido.

Una vez que se tenga la actividad teórica de las fuentes utilizadas, se mide la actividad de la fuente en el activímetro y se calcula la desviación porcentual con respecto al valor teórico. Los límites de aceptación de las actividades medidas individualmente sea inferior al $\pm 5\%$. Un resultado individual presente fuera de estos límites puede indicar una operación defectuosa del activímetro.

Se registran los resultados en una gráfica que correlacione la actividad aparente con la fecha de la lectura de acuerdo a la Figura 8.4

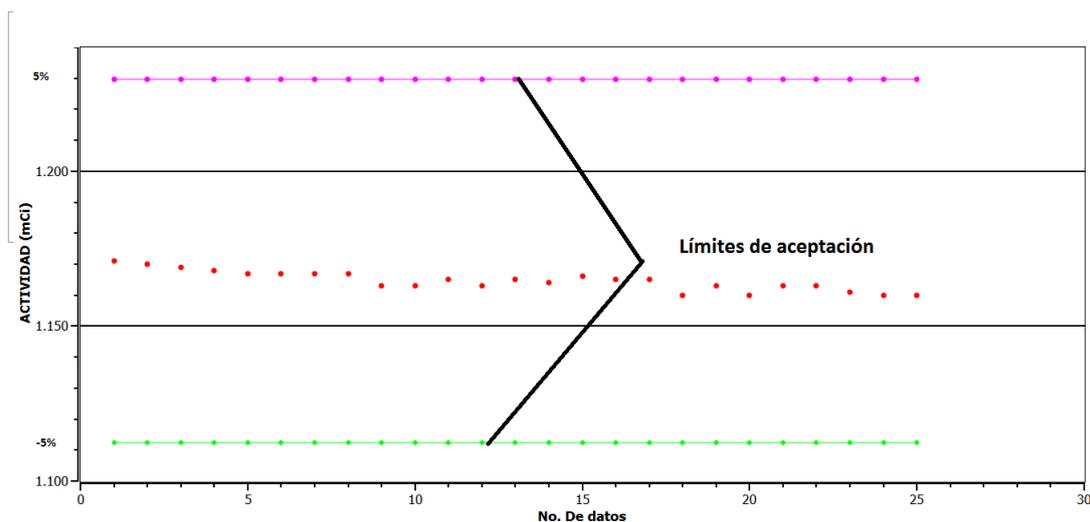


Figura 8.4: Verificación de la reproducibilidad. Los límites para la aceptación que se indican corresponden a $\pm 5\%$ de la actividad esperada.

Capítulo 9

METODOLOGÍA

9.1. PRUEBAS DE CONTROL DE CALIDAD GAMMACÁMARAS

Para la realización del control de calidad de las gammacámaras realizadas en el servicio de medicina nuclear de la IPS, se utilizaron los siguientes equipos y materiales:

a. Una gammacámara Siemens E. Cam, con doble cabezal , dos cristales de NaI(Tl) de 59.1 x 44.5 x 0.95 cm y una matriz hexagonal de 59 tubos fotomultiplicadores para cada cristal. Ver Figura 9.1



Figura 9.1: Imagen de la Gammacámara Siemens E.cam, ubicada en el servicio de medicina nuclear de la IPS de alta complejidad

b. Una gammacámara Siemens Symbia Spect (ver Figura 9.2)



Figura 9.2: Imagen de Siemens Symbia Spect de la IPS de alta complejidad de Bogotá

- c. Fuente de ^{99m}Tc . Para la realización de las pruebas se utilizan fuentes puntuales; éstas se realizan con torundas de algodón y se colocan en un tubo de ensayo o frasco pequeño de plástico.
- d. Simuladores cuatro cuadrantes, como se muestra en la Figura 7.5
- e. Simulador para evaluar el centro de rotación, ver la Figura 9.3

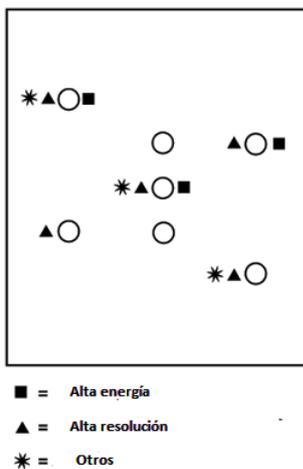


Figura 9.3: Imagen del simulador empleado para evaluar el Centro de Rotación COR/NCO, en el Spect, de la IPS de acuerdo a los colimadores

A continuación se detallarán los protocolos que se usaron y adaptaron para realizar las pruebas de control de calidad a las gammacámaras del Servicio de Medicina Nuclear de la IPS de alta complejidad de Bogotá con base en los protocolos de referencia .

- Identificación del Equipo
- Objetivo
- Recursos

- Periodicidad
- Responsable
- Tiempo Aproximado
- Procedimiento
- Formatos de seguimiento

Para el diseño de los protocolos se tuvo en cuenta las recomendaciones de los fabricantes, el protocolo “Control de Calidad de los Instrumentos de Medicina Nuclear” IAEA-TECDOC-602/S [4], NEMA.

9.1.1. PROTOCOLO 1. UNIFORMIDAD INTRÍNSECA SEMANAL

PRUEBA UNIFORMIDAD INTRINSECA DIARIA				FORMATO 01	
SERVICIO DE MEDICINA NUCLEAR					
EQUIPO	ECAM	SYMBIA	UBICACION	MEDICINA NUCLEAR	
OBJETIVO: Evaluar la respuesta de la cámara a un flujo uniforme incidente en el detector, empleando una ventana simétrica centrada en el fotopico.					
RECURSOS: Fuente puntual Tc-99m de 25 µ Ci		TIEMPO APROXIMADO: 30 min	PERIODICIDAD: Diaria		
VALORES ACEPTADOS					
UNIFORMIDAD INTEGRAL		FOV CENTRAL	FOV ÚTIL		
DIFERENCIAL		≤2.94 %	≤ 3.74%		
		≤2.54 %	≤ 2.74%		
PROCEDIMIENTO					
OBSERVACIONES					
<ol style="list-style-type: none"> 1. Crear paciente "Calibration QC" 2. Quitar los colimadores 3. Compruebe que los detectores estén en 180°, el detector 1 debe estar arriba. 4. Coloque una fuente de Tc-99m de 25 µ Ci en el soporte 5. Asegúrese que la tasa de conteo no exceda los 75 kcps 6. Inicie la prueba con 30000 kcts 7. Actualice la imagen y prepare la adquisición 					
Formato 1 "Control de Calidad Gammacámara. Prueba de Uniformidad Intrínseca Diaria"					
DETECTOR 1					
UNIFORMIDAD INTEGRAL	FOV CENTRAL (%)	FOV ÚTIL (%)			
DIFERENCIAL					
DETECTOR 2					
UNIFORMIDAD INTEGRAL	FOV CENTRAL (%)	FOV ÚTIL (%)			
DIFERENCIAL					
FIRMA:			VALORES ACEPTADOS		SI NO
RECUERDE tomar las medidas de protección radiológica adecuadas					

9.1.2. PROTOCOLO 2. PRUEBA PICO Y TUNING

PRUEBA LLEVAR A PICO Y TUNING				FORMATO 02	
SERVICIO DE MEDICINA NUCLEAR					
EQUIPO	ECAM	SYMBIA	UBICACION	MEDICINA NUCLEAR	
OBJETIVO: Evaluar los PMT centrales y de los PMT de los bordes					
RECURSOS:		TIEMPO APROXIMADO: 30 min		PERIODICIDAD: Mensual	
Fuente puntual Tc-99m de 25 µ Ci		Ajuste fino PMT centrales		RESPONSABLE: Físico médico, tecnólogo en medicina nuclear	
		Ajuste fino PMT Bordes		entre -0.7% y 0.7%	
				entre -1.5% y 1.5%	
PROCEDIMIENTO			OBSERVACIONES		
<ol style="list-style-type: none"> 1. Crear paciente "Calibration QC" 2. Quitar los colimadores 3. Compruebe que los detectores estén en 180°, el detector 1 debe estar arriba. 4. Coloque una fuente de Tc-99m de 25 µ Ci en el soporte 5. Seleccione en Categoría "Service", y luego TUNING 6. Seleccione "Iniciar ajuste fino" 7. En la pestaña Ajustar/Llevar a pico. Seleccione "Iniciar llevar a pico" 8. Dar Click en preparar adquisición y en inicio 9. Diligencie los datos 					
Formato 2 "Control de Calidad Gammacámara. Prueba llevar a Pico y Tuning"					
DETECTOR 1					
Ajuste fino PMT centrales					
Ajuste fino PMT Bordes					
DETECTOR 2					
Ajuste fino PMT centrales					
Ajuste fino PMT Bordes					
FIRMA Y FECHA:				VALORES ACEPTADOS	
				SI	
				NO	
RECUERDE tomar las medidas de protección radiológica adecuadas					

9.1.3. PROTOCOLO 3. UNIFORMIDAD INTRINSECA MENSUAL

PRUEBA UNIFORMIDAD INTRINSECA MENSUAL			
SERVICIO DE MEDICINA NUCLEAR			
EQUIPO		SYMBIA	UBICACION
ECAM			MEDICINA NUCLEAR
FORMATO 03			
OBJETIVO: Evaluar la respuesta de la cámara a un flujo uniforme incidente en el detector, empleando una ventana simétrica centrada en el fotopico.			
RECURSOS: Fuente puntual Tc-99m de 25 µ Ci		TIEMPO APROXIMADO: 2H	PERIODICIDAD: MENSUAL
		VALORES ACEPTADOS	
		UNIFORMIDAD INTEGRAL	FOV CENTRAL ≤ 3.94 %
		DIFERENCIAL	± 2.74%
		RESPONSABLE: Físico médico, tecnólogo en medicina nuclear	
PROCEDIMIENTO			
OBSERVACIONES			
<ol style="list-style-type: none"> 1. Crear paciente "Calibration QC" 2. Quitar los colimadores 3. Compruebe que los detectores estén en 180°, el detector 1 debe estar arriba. 4. Coloque una fuente de Tc-99m de 25 µ Ci en el soporte 5. Asegúrese que la tasa de conteo no exceda los 75 kcps 6. Inicie la prueba con 20000 kcts 7. Actualice la imagen y prepare la adquisición 			
Formato 3 "Control de Calidad Gammacámara. Prueba de Uniformidad Intrínseca Mensual"			
DETECTOR 1			
UNIFORMIDAD INTEGRAL	FOV CENTRAL (%)	FOV ÚTIL (%)	
DIFERENCIAL			
DETECTOR 2			
UNIFORMIDAD INTEGRAL	FOV CENTRAL (%)	FOV ÚTIL (%)	
DIFERENCIAL			
		VALORES ACEPTADOS	SI NO
FIRMA Y FECHA:			
RECUERDE tomar las medidas de protección radiológica adecuadas			

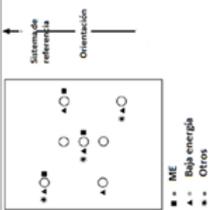
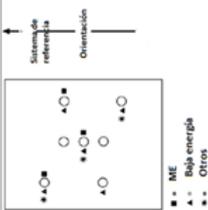
9.1.4. PROTOCOLO 4. RESOLUCIÓN ESPACIAL

PRUEBA RESOLUCIÓN ESPACIAL				FORMATO 04	
SERVICIO DE MEDICINA NUCLEAR					
EQUIPO		ECAM	SYMBIA	UBICACION	MEDICINA NUCLEAR
OBJETIVO: Verificar la resolución espacial intrínseca de una cámara de centelleo, en términos de la amplitud total a la mitad de la altura máxima (FWHM) de la dispersión de una línea. RECURSOS: Fuente puntual Tc-99m TIEMPO APROXIMADO: 20min PERIODICIDAD: Mensual RESPONSABLE: Físico médico, tecnólogo en medicina nuclear					
Simulador de cuatro cuadrantes					
PROCEDIMIENTO				OBSERVACIONES	
1. Crear paciente "Calibration QC" 2. Quitar los colimadores 3. Configure el gantry poniendo los detectores a 90 grados 4. Posteriormente rote el detector 1 hasta 180 grados 5. Posicione el simulador de barras en el detector 1 6. Suspnda la fuente puntual 7. Asegurése que la tasa de conteo del detector a analizar esté entre 5 kcps a 25 kcps 8. Actualice la imagen y prepare la adquisición 9. Siga los pasos 3 a 8 con el detector 2 10. Diligencie los datos Formato 4 "Control de calidad Gammacámara- Prueba Resolución Espacial"					
DETECTOR 1		SI	NO		
VALORES					
DETECTOR 2					
VALORES					
FIRMA Y FECHA:					

9.1.5. PROTOCOLO 5. SENSIBILIDAD

PRUEBA SENSIBILIDAD					FORMATO 05	
SERVICIO DE MEDICINA NUCLEAR						
EQUIPO	ECAM	SYMBIA	UBICACION	MEDICINA NUCLEAR		
OBJETIVO: Evaluar los cambios en la respuesta de la gammacámara a una fuente radiactiva de actividad conocida.						
RECURSOS: Fuente puntual Tc-99m 1 mCi Caja de petri		TIEMPO APROXIMADO: 2H		PERIODICIDAD: Mensual		
				RESPONSABLE: Físico médico, tecnólogo en medicina nuclear		
PROCEDIMIENTO				OBSERVACIONES		
1. Crear paciente "Calibration QC"						
2. Seleccione protocolo de rastreo						
3. Cubra la superficie del colimador con un pliego de plástico						
4. Colocar la caja de petri con la solución del mCi de Tc-99m						
5. La adquisición debe ser de 10000 cuentas						
6. Anote hora exacta de adquisición						
7. Retire la caja de petri						
FIRMA Y FECHA:						
RECUERDE tomar las medidas de protección radiológica adecuadas						

9.1.6. PROTOCOLO 6. CENTRO DE ROTACIÓN

PRUEBA CENTRO DE ROTACION				FORMATO 06	
SERVICIO DE MEDICINA NUCLEAR					
EQUIPO		ECAM	SYMBIA	UBICACION	MEDICINA NUCLEAR
OBJETIVO: Evaluar el comportamiento de los colimadores					
RECURSOS: 5 Fuentes puntuales Tc-99m de 1mCi		TIEMPO APROXIMADO: 2H		PERIODICIDAD: Mensual	
Simulador NEMA			VALORES ACEPTADOS		
PARAMETROS			VALOR	PARAMETROS	VALOR
CENTRO DE ROTACION (mm)			≤ 10	Max. X (Píxeles)	< 1
DESPLAZAMIENTO EN X (mm)			< 5	Min. Y (Píxeles)	< 1
ANGULO DE PROYECCION DE FONDO			< 0.8º	RMS (Píxeles)	< 0.5
SISTEMA DE RESOLUCION			20 cm	Centro de rotación	< ±0.5
PROCEDIMIENTO					
1. Crear paciente "Calibration QC"					
2. Iniciar con los colimadores ME					
3. Seleccione MHR 180 - 3 points					
4. Ubique el simulador NEMA con tres fuentes puntuales, como muestra la figura					
					
5. Prepare la adquisición de 30000 cts					
6. Seleccione MHR/COR completo					
7. Retire el simulador y repita los pasos para MHR 90 - 3 fuentes					
8. Realice lo mismo para los colimadores de baja energía. MHR 90- 5 fuentes, adquisición 50000 cts. MHR 180.					
9. Formato 5. Centro de rotación - gammacámara".					
DETECTOR 1			DETECTOR 2		
PARAMETRO	VALORES		PARAMETRO	VALORES	
CENTRO DE ROTACION (mm)			CENTRO DE ROTACION (mm)		
DESPLAZAMIENTO EN X (mm)			DESPLAZAMIENTO EN X (mm)		
ANGULO DE PROYECCION DE FONDO			ANGULO DE PROYECCION DE FONDO		
SISTEMA DE RESOLUCION			SISTEMA DE RESOLUCION		
Max. X (Píxeles)			Max. X (Píxeles)		
Min. Y (Píxeles)			Min. Y (Píxeles)		
RMS (Píxeles)			RMS (Píxeles)		
Centro de rotación			Centro de rotación		
FIRMA					

9.2. PRUEBAS DE CONTROL DE CALIDAD ACTIVÍMETROS

Para evaluar cada una de las pruebas, se utilizaron cuatro activímetros de la IPS de alta complejidad en la ciudad de Bogotá. Los equipos fueron los siguientes:

1. Un Activímetro Nuclear Associates 34-056 Deluxe Dose Calibrator (de 25 keV a 3 MeV); unidad de Control de 286 mm de ancho x 146 mm de alto x 305 mm de largo. Con un poder de consumo de 10 W; 115 V a 220 V y 50 Hz a 60 Hz (Figura 9.4). Este se encuentra ubicado en el cuarto caliente del servicio de medicina nuclear.



Figura 9.4: Imagen del Activímetro Nuclear Associates 34-056, ubicado en el cuarto caliente.

2. Una Cámara de Ionización de tipo Pozo 34-056: Unidad de Detector: Base 220 mm x Altura de la Cámara 427 mm , con una Presión de Argón en su interior de 12 atm. completamente protegido con 3.2 mm de plomo. (Figura 9.5)



Figura 9.5: Cámara de ionización tipo pozo 34-056 en este se realizan las mediciones de la actividad de los radionúclidos utilizados en el servicio de medicina nuclear

3. Un activímetro Capintec CRC (®) -30BC, con unidad de control de 39 cm de ancho x 17 cm de alto y 43 de largo. Rango de voltaje de 100 V a 240 V y frecuencia de 60 Hz. Figura 9.6



Figura 9.6: Imagen del Activímetro Capintec CRC 30BC, utilizado en medicina nuclear para la dosis a pacientes

4. Una cámara de ionización tipo pozo de 17 cm de diámetro y 41 cm de alto. Figura 9.7



Figura 9.7: Cámara de ionización del Capintec CRC 30BC

5. Dos activímetros Capintec CRC 55tR, dimensiones de la consola 42 x 23 x 27 cm, 100-240 VAC (50/60 Hz), (Figura 9.8)



Figura 9.8: Modelo del Activímetro Capintec 55tR, utilizado en la IPS

6. Dos cámaras de ionización tipo pozo de 17.2 cm de diámetro y 43.8 de alto, Con una presión de Argón en su interior de 12 atm. (Figura 9.9)



Figura 9.9: Imagen de la Cámara de ionización del activímetro del Capintec CRC55tR,

7. Cuatro fuentes certificadas, cada una en sus contenedores de plomo:

Tabla 9.1: Fuentes certificadas utilizadas para las pruebas en los activímetros

RADIONUCLIDO	^{133}Ba	^{60}Co	^{137}Cs	^{57}Co
ACTIVIDAD	254.5 μCi	102 μCi	213.1 μCi	5245 mCi
FECHA DE CALIBRACIÓN	1-12-2014	15-12-2014	1-12-2014	1-12-2014
TIEMPO DE VIDA MEDIA	10.7 años	5.27 años	30 años	271 días

8. Material Radioactivo: ^{99m}Tc - de 23 mCi, 28.9 mCi, 15.3 mCi y 22.1 mCi para las pruebas de Linealidad

9. Jeringas, guantes.

A continuación se detallarán los protocolos diseñados para realizar las pruebas de control de calidad a los activímetros .

Cada protocolo está constituido por:

- *Identificación del Equipo
- *Objetivo
- *Recursos
- *Periodicidad
- *Responsable
- *Tiempo Aproximado
- *Procedimiento
- *Formatos de seguimiento

Para el diseño de los protocolos se tuvo en cuenta las recomendaciones de los fabricantes, el protocolo “Control de Calidad de los Instrumentos de Medicina Nuclear” IAEA-TECDOC-602/S [4]:

9.2.1. PROTOCOLO 1. INSPECCIÓN FÍSICA

PRUEBA INSPECCION FISICA				FORMATO 07			
SERVICIO DE MEDICINA NUCLEAR							
EQUIPO	ACTIVIMETRO 1	ACTIVIMETRO 2	ACTIVIMETRO 3	ACTIVIMETRO 4			
OBJETIVO: Examinar las condiciones físicas del activimetro							
RECURSOS: Activimetro							
		TIEMPO APROXIMADO: 15 min		PERIODICIDAD: Diaria			
		Si		No		No Aceptable	
No.	PREGUNTAS						
1	¿Reconoce los controles, módulos enchufables, cableados, teclas, interruptores, entre otros?						
2	¿Se evidencian daños en la superficie?						
3	¿Están todos los conectores necesarios para el buen funcionamiento del equipo?						
4	¿Se observa algún daño en los equipos, algún golpe o caída?						
5	¿El equipo prende y apaga correctamente?						
6	¿El equipo detecta la radiación de fondo?						
Firma Responsable:							
RESPONSABLE: Físico médico							
OBSERVACIONES							
FIRMA Y FECHA:							

9.2.2. PROTOCOLO 2. EXACTITUD

PRUEBA DE EXACTITUD

SERVICIO DE MEDICINA NUCLEAR					CANAL	FORMATO
EQUIPO	Activimetro 1	Activimetro 2	Activimetro 3	Activimetro 4	⁵⁷ Co	08
RECURSOS: Activimetro, fuentes ⁵⁷ Co, ¹³³ Ba, ¹³⁷ Cs 0 ⁶⁰ Co					RESPONSABLE: Físico médico	
TIEMPO				PERIODICIDAD: Trimestral		
Objetivo: Comprobar la exactitud de un calibrador de dosis, en la medición de la actividad en las condiciones geométricas usuales y con energías selectas de radiación gamma						
Actividad corregida: $A = A_0 e^{-\ln 2 \left(\frac{t}{T_{1/2}} \right)}$ $Exactitud = \frac{(\bar{A} - A)}{A} * 100$						
FECHA: _____ El valor obtenido, no deberá superar el 10%.						
Fuente:	⁵⁷ Co	¹³³ Ba	¹³⁷ Cs	⁶⁰ Co	⁵⁷ Co	¹³⁷ Cs
Radiación de fondo						
Medida	Actividad (mCi)	Actividad (mCi)	Actividad (mCi)	Actividad (mCi)	Actividad (mCi)	Actividad (mCi)
1						
2						
3						
4						
5						
6						
7						
8						
9						
10						
(A) Promedio						
Observaciones:					REVISADO POR	
Responsible:					Responsible:	
					FECHA Y FIRMA:	

9.2.3. PROTOCOLO 3. PRECISIÓN

PRUEBA DE PRECISION

SERVICIO DE MEDICINA NUCLEAR					CANAL	FORMATO																																																																																																		
EQUIPO	Activimetro 1	Activimetro 2	Activimetro 3	Activimetro 4	<table border="1" style="width:100%; border-collapse: collapse;"> <tr><td style="text-align: center;">Fuente</td><td style="text-align: center;">⁵⁷Co</td></tr> <tr><td style="text-align: center;">Radiación de fondo</td><td style="text-align: center;"> </td></tr> <tr><td style="text-align: center;">Medida</td><td style="text-align: center;">Actividad (Ai)</td></tr> <tr><td style="text-align: center;">1</td><td style="text-align: center;"> </td></tr> <tr><td style="text-align: center;">2</td><td style="text-align: center;"> </td></tr> <tr><td style="text-align: center;">3</td><td style="text-align: center;"> </td></tr> <tr><td style="text-align: center;">4</td><td style="text-align: center;"> </td></tr> <tr><td style="text-align: center;">5</td><td style="text-align: center;"> </td></tr> <tr><td style="text-align: center;">6</td><td style="text-align: center;"> </td></tr> <tr><td style="text-align: center;">7</td><td style="text-align: center;"> </td></tr> <tr><td style="text-align: center;">8</td><td style="text-align: center;"> </td></tr> <tr><td style="text-align: center;">9</td><td style="text-align: center;"> </td></tr> <tr><td style="text-align: center;">10</td><td style="text-align: center;"> </td></tr> <tr><td style="text-align: center;">(\bar{A}) Promedio</td><td style="text-align: center;"> </td></tr> </table>	Fuente	⁵⁷ Co	Radiación de fondo		Medida	Actividad (Ai)	1		2		3		4		5		6		7		8		9		10		(\bar{A}) Promedio		<table border="1" style="width:100%; border-collapse: collapse;"> <tr><td style="text-align: center;">Fuente</td><td style="text-align: center;"> </td></tr> <tr><td style="text-align: center;">Radiación de fondo</td><td style="text-align: center;"> </td></tr> <tr><td style="text-align: center;">Medida</td><td style="text-align: center;">Actividad (Ai)</td></tr> <tr><td style="text-align: center;">1</td><td style="text-align: center;"> </td></tr> <tr><td style="text-align: center;">2</td><td style="text-align: center;"> </td></tr> <tr><td style="text-align: center;">3</td><td style="text-align: center;"> </td></tr> <tr><td style="text-align: center;">4</td><td style="text-align: center;"> </td></tr> <tr><td style="text-align: center;">5</td><td style="text-align: center;"> </td></tr> <tr><td style="text-align: center;">6</td><td style="text-align: center;"> </td></tr> <tr><td style="text-align: center;">7</td><td style="text-align: center;"> </td></tr> <tr><td style="text-align: center;">8</td><td style="text-align: center;"> </td></tr> <tr><td style="text-align: center;">9</td><td style="text-align: center;"> </td></tr> <tr><td style="text-align: center;">10</td><td style="text-align: center;"> </td></tr> <tr><td style="text-align: center;">(\bar{A}) Promedio</td><td style="text-align: center;"> </td></tr> </table>	Fuente		Radiación de fondo		Medida	Actividad (Ai)	1		2		3		4		5		6		7		8		9		10		(\bar{A}) Promedio																																											
Fuente	⁵⁷ Co																																																																																																							
Radiación de fondo																																																																																																								
Medida	Actividad (Ai)																																																																																																							
1																																																																																																								
2																																																																																																								
3																																																																																																								
4																																																																																																								
5																																																																																																								
6																																																																																																								
7																																																																																																								
8																																																																																																								
9																																																																																																								
10																																																																																																								
(\bar{A}) Promedio																																																																																																								
Fuente																																																																																																								
Radiación de fondo																																																																																																								
Medida	Actividad (Ai)																																																																																																							
1																																																																																																								
2																																																																																																								
3																																																																																																								
4																																																																																																								
5																																																																																																								
6																																																																																																								
7																																																																																																								
8																																																																																																								
9																																																																																																								
10																																																																																																								
(\bar{A}) Promedio																																																																																																								
RECURSOS: Activimetro, fuentes ⁵⁷ Co, ¹³³ Ba, ¹³⁷ Cs o ⁶⁰ Co					PERIODICIDAD: Trimestral	RESPONSABLE: Físico médico																																																																																																		
TIEMPO APROXIMADO: 30 min																																																																																																								
<p>Objetivo: Comprobar la precisión de un calibrador de dosis, en la medición de la actividad en las condiciones geométricas usuales y con energías selectas de la radiación gamma</p> <p style="text-align: center;">$Precisión = \frac{(A_i - \bar{A})}{\bar{A}} * 100\%$</p>																																																																																																								
<p>FECHA: _____</p> <p style="text-align: center;">El valor obtenido, no deberá superar el 5%.</p>																																																																																																								
<table border="1" style="width:100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 20%;">Fuente:</td> <td style="width: 15%;"> </td> <td style="width: 15%;"> </td> <td style="width: 15%;"> </td> <td style="width: 15%;"> </td> <td style="width: 10%;"> </td> <td style="width: 10%;"> </td> </tr> <tr> <td>Radiación de fondo</td> <td style="text-align: center;"> </td> </tr> <tr> <td>Medida</td> <td style="text-align: center;">Actividad (Ai)</td> </tr> <tr><td style="text-align: center;">1</td><td style="text-align: center;"> </td><td style="text-align: center;"> </td></tr> <tr><td style="text-align: center;">2</td><td style="text-align: center;"> </td><td style="text-align: center;"> </td></tr> <tr><td style="text-align: center;">3</td><td style="text-align: center;"> </td><td style="text-align: center;"> </td></tr> <tr><td style="text-align: center;">4</td><td style="text-align: center;"> </td><td style="text-align: center;"> </td></tr> <tr><td style="text-align: center;">5</td><td style="text-align: center;"> </td><td style="text-align: center;"> </td></tr> <tr><td style="text-align: center;">6</td><td style="text-align: center;"> </td><td style="text-align: center;"> </td></tr> <tr><td style="text-align: center;">7</td><td style="text-align: center;"> </td><td style="text-align: center;"> </td></tr> <tr><td style="text-align: center;">8</td><td style="text-align: center;"> </td><td style="text-align: center;"> </td></tr> <tr><td style="text-align: center;">9</td><td style="text-align: center;"> </td><td style="text-align: center;"> </td></tr> <tr><td style="text-align: center;">10</td><td style="text-align: center;"> </td><td style="text-align: center;"> </td></tr> <tr><td style="text-align: center;">(\bar{A}) Promedio</td><td style="text-align: center;"> </td><td style="text-align: center;"> </td></tr> </table>							Fuente:							Radiación de fondo							Medida	Actividad (Ai)	1							2							3							4							5							6							7							8							9							10							(\bar{A}) Promedio											
Fuente:																																																																																																								
Radiación de fondo																																																																																																								
Medida	Actividad (Ai)	Actividad (Ai)	Actividad (Ai)	Actividad (Ai)	Actividad (Ai)	Actividad (Ai)																																																																																																		
1																																																																																																								
2																																																																																																								
3																																																																																																								
4																																																																																																								
5																																																																																																								
6																																																																																																								
7																																																																																																								
8																																																																																																								
9																																																																																																								
10																																																																																																								
(\bar{A}) Promedio																																																																																																								
Observaciones:			REVISADO POR																																																																																																					
Responsible:			FECHA Y FIRMA:																																																																																																					
Observaciones:			REVISADO POR																																																																																																					
Responsible:			FECHA Y FIRMA:																																																																																																					

9.2.4. PROTOCOLO 5. REPRODUCIBILIDAD DE LA MEDIDA

PRUEBA DE VERIFICACION DE LA REPRODUCIBILIDAD				FORMATO 10		
SERVICIO DE MEDICINA NUCLEAR				FUENTE	CANAL	SELECCIÓN
				⁵⁷ Co		
				¹³³ Ba		
				¹³⁷ Cs		
				⁶⁰ Co		
RECURSOS: Activimetro, fuentes ¹³³ Ba, ¹³⁷ Cs.			Activimetro 4	RESPONSABLE: Físico médico		
TIEMPO APROXIMADO: 30 min			Activimetro 3	PERIODICIDAD: Diaria		
TIEMPO APROXIMADO: 30 min			Activimetro 2	PERIODICIDAD: Diaria		
TIEMPO APROXIMADO: 30 min			Activimetro 1	PERIODICIDAD: Diaria		
Objetivo: Verificar la reproducibilidad de la operación de un calibrador de dosis, en relación con la actividad de los radionúclidos de uso común						
TOLERANCIA: ± 5%						
Fuente: ¹³⁷ Cs	Actividad calib.	¹³³ Ba	Actividad calib.	¹³⁷ Cs	Actividad calib.	¹³³ Ba
Radiación de fondo						
FECHA Canal ¹⁸ F	Canal ^{99m} Tc	Canal ¹³¹ I	RESPONSABLE	Canal ¹⁸ F	Canal ^{99m} Tc	Canal ¹³¹ I
Observaciones:				Observaciones:		

9.2.5. PRUEBA DE LINEALIDAD

PRUEBA DE LINEALIDAD				FUENTE	CANAL
SERVICIO DE MEDICINA NUCLEAR				⁵⁷ Co	
EQUIPO	Activimetro 1	Activimetro 2	Activimetro 3	MEDICINA NUCLEAR	FORMATO 11
RECURSOS: Activimetro, fuente ^{99m} Tc		TIEMPO	PERIODICIDAD: Trimestral		
RESPONSABLE: Físico médico					
Objetivo: Comprobar la linealidad de la respuesta de un calibrador de dosis, en relación con el espectro de las actividades que se medirán					
Actividad teórica: $A = A_0 e^{-\ln 2 \left(\frac{t}{t_{1/2}} \right)}$					
Fuente: ^{99m} Tc	El valor obtenido, no deberá superar el 10%.				
Radiación de fondo	Fuente: ^{99m} Tc				
Medida	Fecha	Hora	Actividad medida(mCi)	Actividad teórica (mCi)	Actividad medida(mCi) teórica (mCi)
1					
2					
3					
4					
5					
6					
7					
8					
9					
10					
Observaciones:			REVISADO POR		
Responsable:			REVISADO POR		
Fecha			Fecha		

Capítulo 10

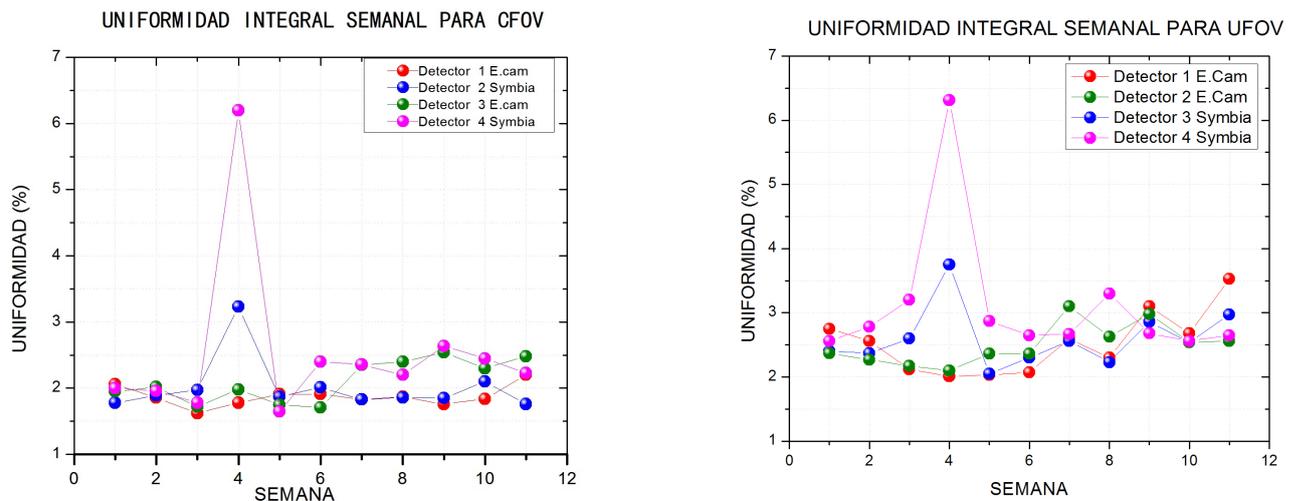
ANÁLISIS Y RESULTADOS

10.1. GAMMACÁMARAS

10.1.1. Uniformidad Intrínseca

Para la evaluación de la uniformidad Intrínseca se aplicó el protocolo 9.1.1 formato 1, durante tres meses; en este tiempo realizó la prueba una vez por semana.

Los valores de la uniformidad intrínseca semanal tanto para la Uniformidad Integral (IU) y Diferencial (DU) del campo de visión útil (UFOV) y el campo de visión central (CFOV) del detector 1 y detector 2 obtenidos del software E. soft de la gammacámara Siemens E.cam y del detector 3 y detector 4 de la gammacámara Symbia, se muestra en las Figuras (10.1a),(10.1b) y (10.4).



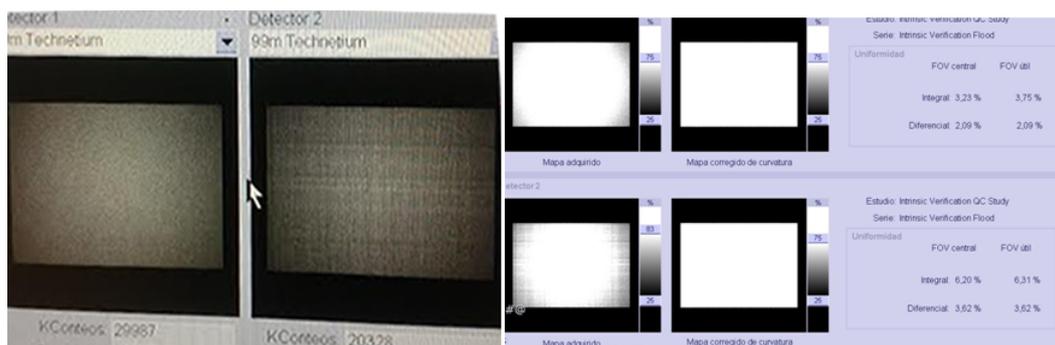
(a) Uniformidad Integral para CFOV para los detectores 1,2,3 y 4 de las gammacámaras (b) Uniformidad Integral para FOV para los detectores 1, 2, 3 y 4

Figura 10.1: Uniformidad integral semanal de la UFOV y CFOV en las gammacámaras E.Cam y Symbia.

La uniformidad integral del CFOV para los detectores de la gammacámara E.Cam varió de 1.62 % a 2.54 %; encontrándose estos valores dentro de los límites de aceptación. De acuerdo a Siemens para la uniformidad integral de CFOV el valor aceptado debe ser $< 2.94\%$. Para los detectores de la gammacámara Symbia en la semana 4 se evidenció que hubo valores para el detector 3 y 4 de 3.23 % y 6.2 % respectivamente, por fuera de la tolerancia; por tal motivo se tuvo el soporte y mantenimiento correctivo del equipo, y se verificó que era un error en la electrónica del detector.

En el mapa de uniformidades que se obtuvo se evidencia que la tasa de conteo del detector 2 fue menor, mientras que la tasa de conteo del detector 1 estuvo acorde a la actividad. Ver Figura 10.2.

La uniformidad integral para UFOV del detector 1 de la gammacámara E.cam varía de 2.01 % a 3.53 %, dentro de los límites de aceptación; uniformidad integral de UFOV $< 3.74\%$. Por su parte los detectores 3 y 4 de la gammacámara Symbia presentan valores de 2.05 % a 6.31 % fuera del valor de aceptación, debido al problema electrónico. Para ambas gammacámaras los valores obtenidos están dentro de los límites de aceptación.



(a) En la izquierda la tasa de conteos, en el detector 3 y 4 en la gammacamara Symbia durante un problema sufrido por la electrónica. En el detector 3 la tasa de conteos fue de 29987, mientras que en el detector 4 en el mismo tiempo fue de 20328 cuentas. A la derecha Mapa de uniformidades de los detectores 3 y 4 de la gammacámara Symbia, en el problema de voltaje en la medida 4.

Figura 10.2: Uniformidad integral de los detectores 3 y 4 de la gammacámara Symbia del servicio de medicina nuclear

Después del mantenimiento en la gammacámara, se realizó una prueba de uniformidad observándose que en el detector 4 de la Symbia los valores están dentro de los límites de aceptación, como se observa en la Figura 10.3



Figura 10.3: Mapa de uniformidades obtenido después del mantenimiento correctivo en la gammacámara Symbia, con valores de referencia < 2.94 % para la uniformidad integral en CFOV y para UFOV <3.74 % .

En la Figura 10.4 se observa que los valores de la uniformidad diferencial para los detectores de la gammacámara E.Cam están dentro de los valores de aceptación; para la uniformidad diferencial se debe tener CFOV <2.54 %. Estos valores están desde 1.12 % a 2.05 %.

En el detector 4 de la gammacámara Symbia presenta la anomalía con 3.62 % debido al problema de la electrónica del detector. Después del mantenimiento la uniformidad estuvo dentro de los límites de aceptación de la uniformidad integral de 2.87 % para CFOV y 2.62 % para UFOV.

Para la uniformidad diferencial de UFOV <2.74 %, los valores obtenidos están dentro del rango aceptable, en los detectores 1 y 2 de la gammacámara E.Cam (1.27 % a 2.4 %). En la gráfica 10.4, se observa que el valor del detector 4 de la gammacámara Symbia tiene una uniformidad diferencial de 3.62 %, valor que con respecto a la media ($\bar{x} = 1.67$) tiene una desviación estándar de 1.92.

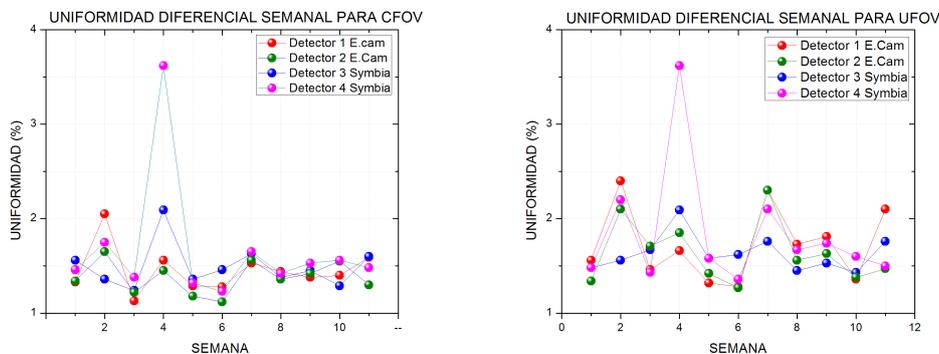


Figura 10.4: Uniformidad Diferencial para CFOV detector 1,2, 3 y 4 gammacámara E. Cam y Symbia. Derecha Uniformidad diferencial semanal de la UFOV y CFOV en las gammacámaras E.Cam y Symbia

En la Tabla 10.1 se registraron los valores del promedio con su respectiva desviación estándar obtenidos en las pruebas de uniformidad intrínseca semanal de la uniformidad integral que se efectuaron en los tres meses en la IPS de alta complejidad en la ciudad de Bogotá. Para los detectores 1 y 2 de la gammacámara E.Cam todos los resultados estuvieron dentro de los rangos aceptados, al igual que el detector 3 de la gammacámara Symbia, en el detector 4 se presentó mayor desviación estándar debido al alto valor obtenido durante una de las pruebas.

Tabla 10.1: Valores promedio y desviación estándar de la uniformidad integral para CFOV y UFOV de los detectores 1, 2, 3 y 4 de las gammacámaras Symbia y E.Cam, durante los meses de seguimiento en la IPS de alta complejidad.

UNIFORMIDAD INTEGRAL (%)					
Detectores	CFOV		UFOV		Aceptación
	Valor Promedio	Desviación Estándar	Valor Promedio	Desviación Estándar	
Detector 1	1.88	0.15	2.52	0.49	si
Detector 2	2.11	0.31	2.49	0.31	si
Detector 3	2.01	0.42	2.60	0.46	si
Detector 4	2.53	1.25	3.11	1.09	si

Los valores obtenidos de la uniformidad diferencial para los detectores 1, 2, 3 y 4 de las gammacámaras, se resumen en la Tabla 10.2, donde se evidencia que los valores están dentro de los límites de aceptación de acuerdo a [14].

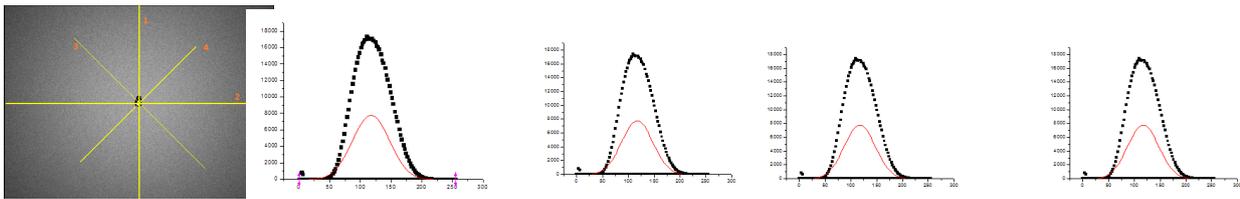
En general los cuatro detectores del servicio de medicina nuclear de la IPS de alta complejidad están trabajando en condiciones óptimas, de acuerdo a los resultados obtenidos en la prueba de uniformidad intrínseca.

Tabla 10.2: Valores promedio y desviación estándar de la uniformidad diferencial para CFOV y UFOV de los detectores 1, 2, 3 y 4 de las gammacámaras Symbia y E.Cam, durante los meses de seguimiento en la IPS de alta complejidad.

UNIFORMIDAD DIFERENCIAL (%)					
Detectores	CFOV		UFOV		Aceptación
	Valor Promedio	Desviación Estándar	Valor Promedio	Desviación Estándar	
Detector 1	1.45	0.24	1.73	0.39	si
Detector 2	1.38	0.17	1.64	0.33	si
Detector 3	1.49	0.23	1.63	0.19	si
Detector 4	1.67	0.66	1.84	0.65	si

Una vez finaliza la prueba de control de uniformidad, el software E. soft, software de adquisición, procesamiento y visualización de imágenes de la gammacámara guarda una carpeta con las imágenes como resultado de la adquisición en formato DICOM. Para la cuantificación de las imágenes en este trabajo se utilizó el software Image J [25], software libre de procesamiento de imágenes con lenguaje de programación Java.

Se tomó un mapa adquirido para la gammacámara E.cam y utilizando el software Image J se dibujaron cuatro líneas y se obtuvo el perfil de intensidad e histograma de la región de interés, con el fin de determinar la homogeneidad de la fuente, como se muestra en la Figura 10.5. Se evidencia que los perfiles son iguales, con FWHM= 7.31 mm.



(a) Perfiles obtenidos en cada una de las líneas trazadas en el mapa de uniformidades. Perfil de color negro corresponde al centro del detector

Figura 10.5: Evaluación de cuatro líneas sobre el mapa de uniformidades para determinar la homogeneidad de la fuente.

En el protocolo seguido en este trabajo la fuente se debe situar como mínimo 4 veces el tamaño del campo total de visión útil, es decir a 1.5 m para obtener una adquisición homogénea de cuentas en el cristal, pero de acuerdo al proveedor el software E. soft corrige la falta de homogeneidad y muestra un mapa de uniformidades adquirido y un mapa corregido de curvatura, una vez que finaliza la prueba de control de uniformidad, al igual que los valores de las uniformidades integral y diferencial en FOV. Como ejemplo se muestra la Figura (10.6)

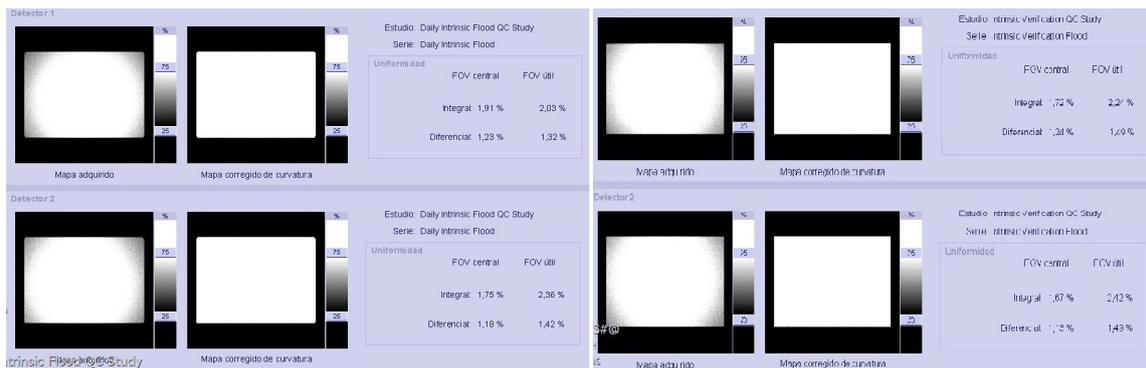


Figura 10.6: Mapa de uniformidades obtenido en el control de calidad de la gammacámara Siemens E.Cam. Derecha Mapa de uniformidades obtenido en el control de calidad de la gammacámara Siemens Symbia.

10.1.2. Prueba Pico y tuning

Al aplicar el protocolo 9.1.2, en las dos gammacámaras se seleccionó una ventana de energía del 15 % centrada en el fotopico de 140 keV correspondiente al radionúclido ^{99m}Tc , como se observa en la Figura 10.7 y luego muestra el espectro de energía del ^{99m}Tc

Durante los tres meses que se realizó la prueba el tune estuvo con los valores de referencia aceptados por Siemens Medical.

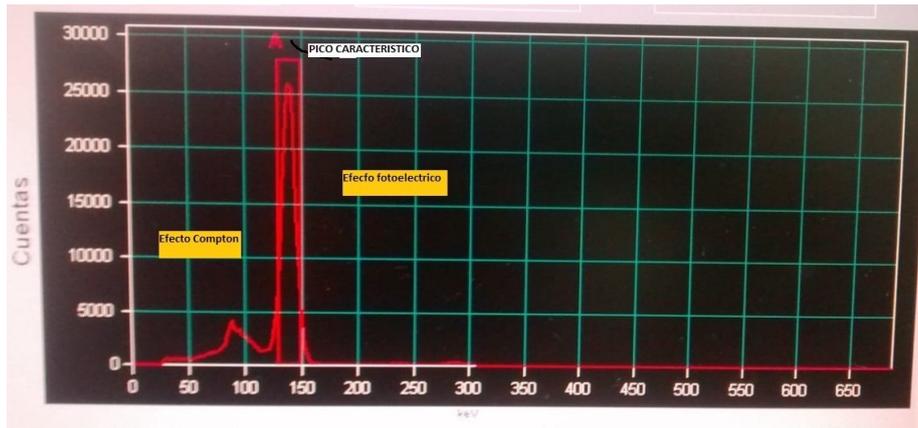


Figura 10.7: Ventana de energía, correspondiente al peaking de la gammacámara E.Cam

Una vez realizada la prueba llevar a pico, el detector inicia el proceso de Tune o ajuste de los fotomultiplicadores, con el cambio de colores, como se muestra en la Figura 10.8. Si los tubos fotomultiplicadores son adecuados serán de color verde, si presentan degradación son de color amarillo o si están fuera del intervalo de aceptación en ganancia o en voltaje serán de color rojo.

En esta prueba todos los valores de ajuste se encontraron por debajo de 7 (0.7%) para los fotomultiplicadores centrales y de 15 (1.5%) para los fotomultiplicadores de los bordes.



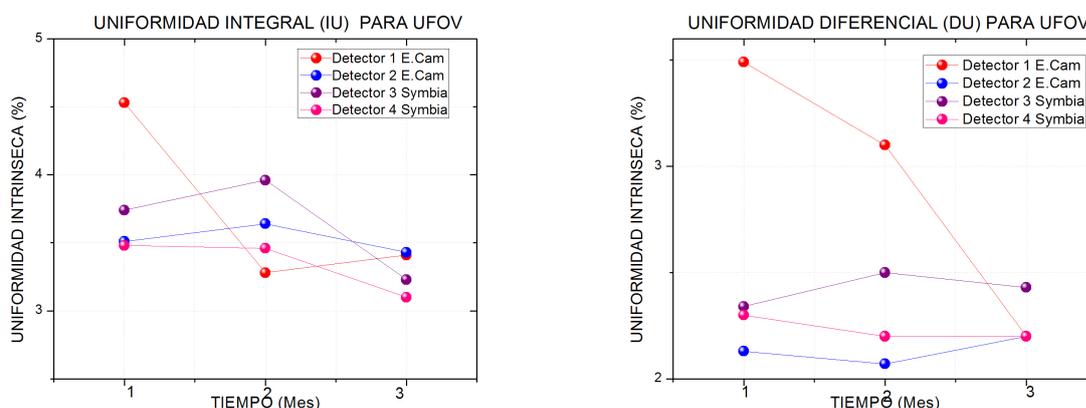
Figura 10.8: La imagen muestra un ejemplo del tune en el software E. Soft. Cada círculo identifica los 59 tubos fotomultiplicadores de la gammacámara, estos cambian de color verde, si son adecuados; amarillo si presentan degradación o rojo si están fuera del intervalo de aceptación en ganancia o en alto voltaje. . Derecha Ventana del tune de la gammacámara Symbia

En ambas gammacámaras E. Cam y Symbia, la prueba fue de aceptación lo que se significa que cada una registra el fotopico exactamente a la energía del radionuclido, en este caso del ^{99m}Tc , y las gammacámaras no presentan degradación de imagen por los PMT. En la Figura 10.8 se muestra el tune de la gammacámara Symbia, donde los fotomultiplicadores aparecen de color verde, indicando que no presentan degradación.

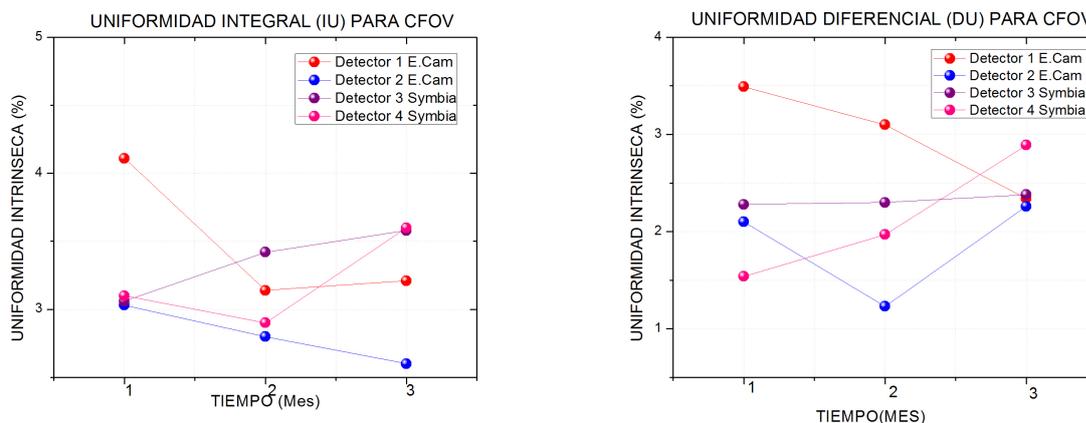
10.1.3. Uniformidad Intrínseca Mensual

Para la evaluación de la uniformidad Intrínseca mensual se aplicó el protocolo del Capítulo 9.1.3 durante tres meses.

Los valores de la uniformidad intrínseca mensual tanto para Uniformidad Integral (IU) y Diferencial (DU) del campo de visión útil (UFOV) y el campo de visión central (CFOV) de los detectores 1, 2, 3 y 4 se muestran en las gráficas 10.9; obtenidos del software E. Soft de las gammacámaras Siemens E.Cam y Symbia.



(a) Uniformidad Integral (IU) del campo de visión útil (UFOV) para los detectores 1, 2, 3 y 4 de las gammacámaras E.Cam y Symbia.



(b) Uniformidad Diferencial (DU) del campo de visión útil (CFOV) para los detectores 1, 2, 3 y 4 de las gammacámaras E.Cam y Symbia.

Figura 10.9: Uniformidad Integral (IU) y Diferencial (DU) del campo de visión útil (UFOV) y el campo de visión central (CFOV) para los detectores 1 y 2, 3 y 4 de las gammacámaras E.Cam y Symbia.

De los valores obtenidos se puede observar que la uniformidad integral y diferencial de los detectores 1, 2, 3 y 4 de la gammacámara para la CFOV y UFOV se encuentran en el rango de los valores aceptados de 2 a 4% como lo reporta la literatura [14].

En el mes 1 hubo un incremento de los valores en UFOV y CFOV en la gammacámara E.cam, los cuales se atribuyen a que en el día de la prueba se contaminó el detector 1 y en el mapa de uniformidades obtenido, las cifras aparecieron en color rojo, evidenciándose la no aceptación de la prueba como se muestra en las Figuras 10.10 y 10.11.



Figura 10.10: Mapa de uniformidades no corregido de la gammacámara E.cam por contaminación en el detector 1. Valores de CFOV integral de 23.12 % y CFOV diferencial de 19.55 % fuera del rango aceptado.

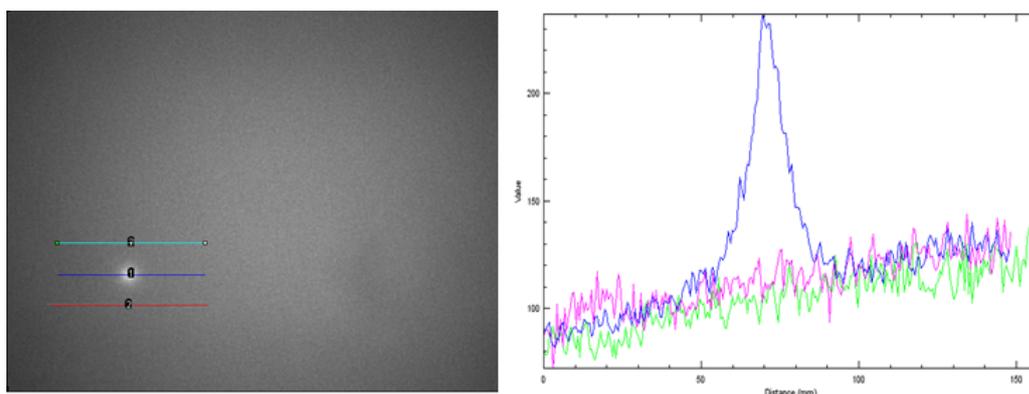


Figura 10.11: Se dibujan tres líneas 1,2 y 3 para conocer el perfil de la distribución de intensidades en función de la posición (mm) alrededor de la contaminación del detector 1 de la gammacámara E.cam utilizando el software Image J.

A través del plot profile de Image J se obtuvo la distribución de intensidades de tres líneas trazadas sobre la contaminación y en áreas cercanas, donde el perfil de la línea 1 evidencia un pico de mayor intensidad, con respecto a las otras dos, donde no hubo contaminación. Este caso hace parte de las posibles causas que salen al evaluar las uniformidades y se obtengan valores de tolerancia no acordes con la literatura, para ello se sugiere hacer una verificación de la contaminación y detectar los picos en diferentes regiones.

Para que la prueba fuera aceptada se limpió el detector y nuevamente se realizó la prueba. Teniendo una mejoría notable de 23.12 % a 4.53 % para el UFOV en la uniformidad integral y para la uniformidad diferencial de 19.55 % a 3.49 %, como se muestra en la Figura 10.12



Figura 10.12: Mapa de uniformidades obtenido después de la limpieza de la contaminación del detector 1 de la gammacámara E.Cam.

Para que la prueba de uniformidad intrínseca sea aceptada en los dos equipos hay que tener en cuenta la radiación de fondo, la actividad de la fuente sea la indicada y tener mucha precaución al momento de colocar la fuente en el soporte de la gammacámara para evitar casos como el descrito anteriormente.

10.1.4. RESOLUCION ESPACIAL INTRÍNSECA

Para evaluar la resolución espacial intrínseca de las gammacámaras, se aplicó el protocolo de la Sección 9.1.4 formato 4, diseñado para este objetivo 10.13.

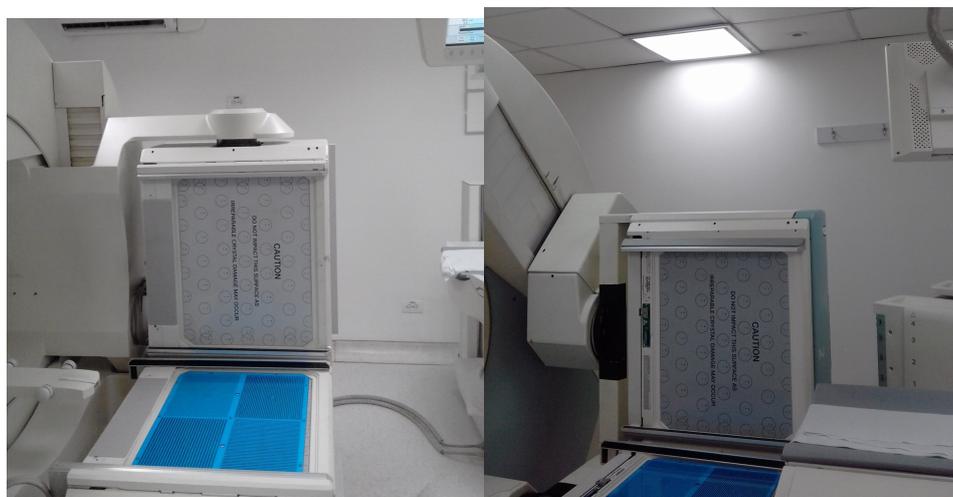


Figura 10.13: Prueba para evaluar la resolución espacial intrínseca en las gammacámaras.

Para realizar el análisis de la imágenes obtenidas en la prueba de resolución espacial intrínseca, se utilizó

el programa Image J, con el plugins IAEA-NMQC-1.0.jar file [27], se definen los cuatro ROI de acuerdo a los cuadrantes de phantom de barras, el complemento automáticamente calcula e informa los parámetros de interés de cada cuadrante del simulador (tamaño de píxel, MTF, FWHM y FWTM), como lo muestran las Figuras 10.14, 10.15, 10.16, 10.17.

Los datos obtenidos de la imagen adquirida se muestran en la siguiente Tabla 10.3 y la gráfica obtenida de la MTF aparece en la Figura 10.14:

Tabla 10.3: Valores correspondientes de MTF, FWHM, ancho de barras, frecuencia espacial del ROI 1, correspondiente a las barras de 3 mm, el 2 de 3.5 mm, el 3 de 2.5 mm y el 4 de 2 mm de la gammacamara E.Cam detector 1

Cuadrante	Ancho de barras (mm)	Frecuencia espacial (mm^{-1})	MTF	FWHM (mm)
1	3.0	0.166	0.20	3.98
2	3.5	0.142	0.32	3.94
3	2.5	0.200	0.15	3.63
4	2.0	0.250	0.05	3.62

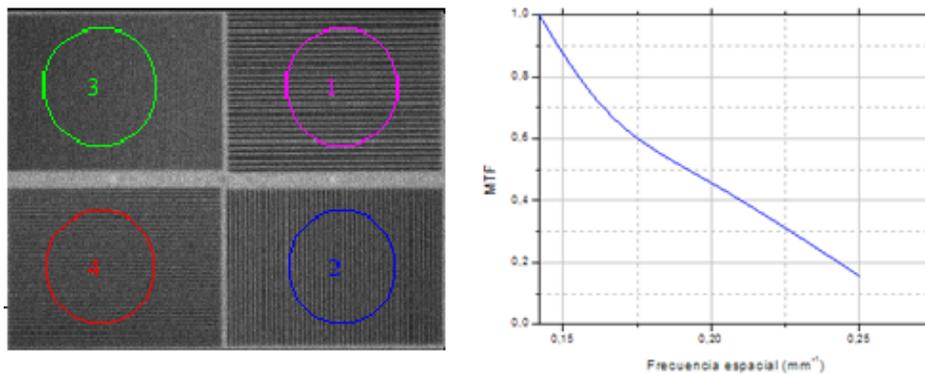


Figura 10.14: En la imagen el ROI 1, corresponde a las barras de 3.0 mm, el 2 de 3.5 mm, el 3 de 2.5 mm y el 4 de 2 mm de la gammacamara E.Cam detector 1. Gráfica de MTF vs frecuencia espacial.

Los datos obtenidos de la imagen adquirida con el phantom de cuatro cuadrantes, 180° de rotación con respecto al anterior se muestran en la Tabla 10.4 y la gráfica de MTF versus frecuencia espacial Figura 10.15:

Tabla 10.4: Valores correspondientes de MTF, FWHM, Ancho de Barras, frecuencia espacial del ROI 1 barra de 3.0 mm, el 2 de 3.5 mm, el 3 de 2.5 mm y el 4 de 2.0 mm de la gammacamara E.Cam detector 1.

Cuadrante	Ancho de barras (mm)	Frecuencia espacial (mm^{-1})	MTF	FWHM (mm)
1	3.0	0.166	0.32	3.95
2	3.5	0.142	0.20	4.04
3	2.5	0.200	0.15	3.64
4	2.0	0.250	0.07	3.44

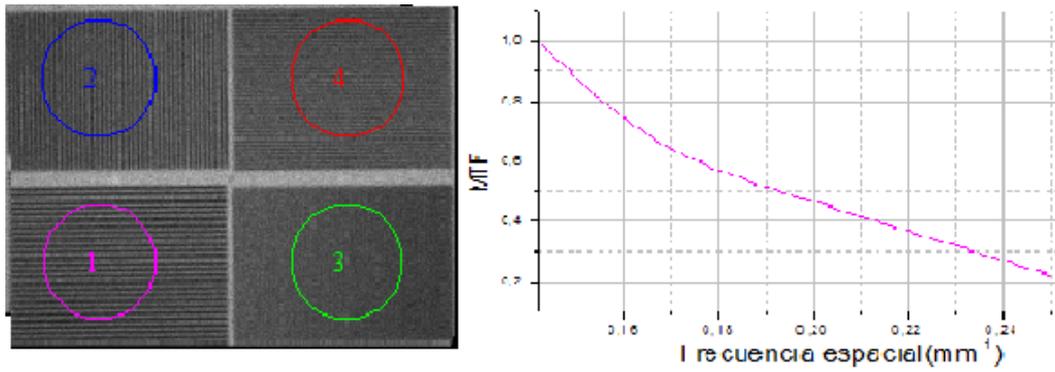


Figura 10.15: . En la imagen adquirida el ROI 1 barras de 3.0 mm, el 2 de 3.5 mm, el 3 de 2.5 mm y el 4 de 2.0 mm de la gammacamara E.Cam detector 1.

El mismo proceso se siguió con la gammacámara Symbia, presentando la siguiente gráfica de MTF 10.16:

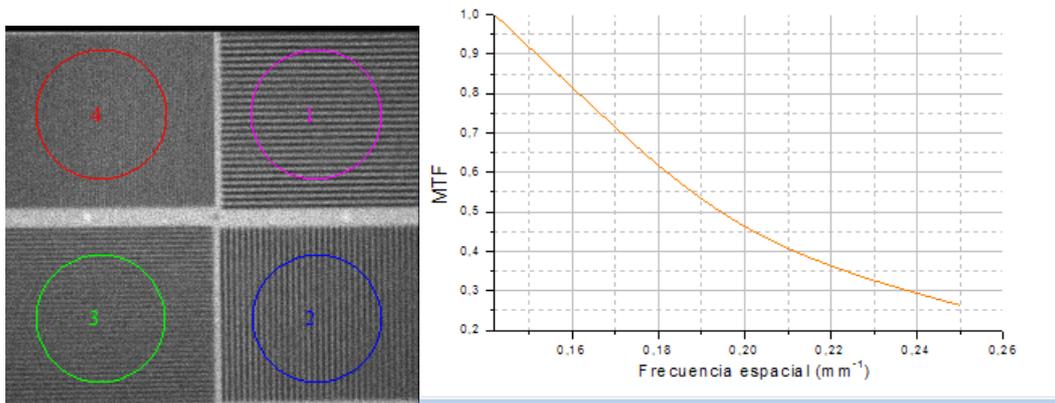


Figura 10.16: En la imagen el ROI 1, corresponde a las barras de 3.0 mm, el 2 de 3.5 mm, el 3 de 2.0 mm y el 4 de 2.5 mm de la gammacamara Symbia detector 1 y la gráfica de la MTF vs frecuencia espacial.

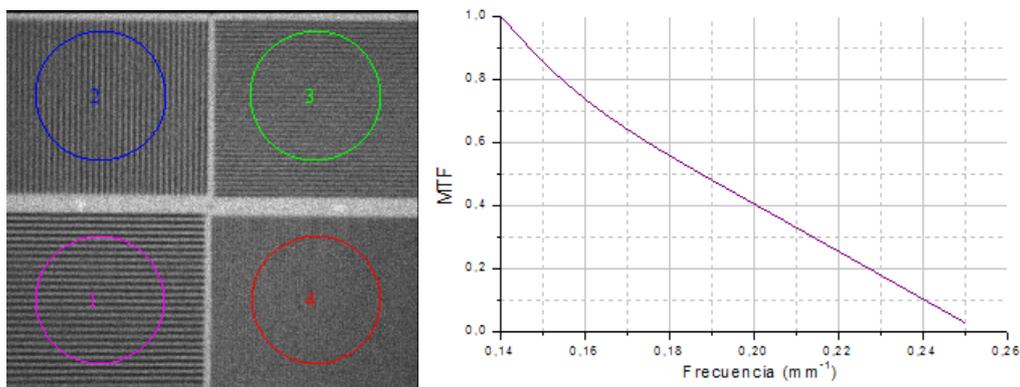


Figura 10.17: Imagen adquirida el ROI 1 barras de 3.0 mm, el 2 de 3.5 mm, el 3 de 2.0 mm y el 4 de 2.5 mm de la gammacamara Symbia detector 1y la respectiva gráfica de la MTF vs frecuencia espacial

En cada una de las gráficas de la MTF se evidencian que el contraste varía con respecto a las frecuencias espaciales. A menores frecuencias hay mejor contraste, mientras que para límites superiores de frecuencia ya no se podría distinguir detalles de la imagen. En estos casos la MTF se acerca a cero, como se aprecia en las

gráficas, valores de frecuencia de 0.25 mm^{-1} la MTF llega a valores como 0.05, 0.07 para el detector 1 y 2 , para los detectores 3 y 4 los valores de la MTF son de 0.09 y 0.15, indicando que el contraste es bajo.

Los equipos logran distinguir las líneas espaciadas a 2.5 mm, 3.0 mm y 3.5 mm, pero la resolución espacial de la líneas espaciadas a 2.0 mm no se logran distinguir

De acuerdo a los resultados obtenidos en el FWHM 10.5:

Tabla 10.5: Datos obtenidos de la FWHM para las gammacámaras de la IPS de alta complejidad

Gammacámara	Valor Promedio FWHM (mm)	DESVIACION ESTÁNDAR	ACEPTACIÓN $\leq 20\%$
E. Cam	3.78	0.22	si
Symbia	3.55	0.22	si

De acuerdo al protocolo de referencia [4] “durante las pruebas para la aceptación, un valor de la FWHM que sea 20 % o más, mayor que la cifra lograda por el fabricante en el peor de sus casos comanda el inicio de una acción correctiva a través del representante del fabricante”. Pero los datos obtenidos de la FWHM para las gammacámaras de la IPS de alta complejidad, son aceptados ya que éstos son tomados de referencia, pues no se había realizado esta prueba en años anteriores a este trabajo.

10.1.5. RESOLUCION ESPACIAL EXTRINSECA

En las Figuras 10.18 y 10.19, se muestran las imágenes adquiridas para evaluar la resolución extrínseca de las gammacámaras Symbia y E.Cam correspondientes a los meses de seguimiento y los resultados obtenidos al cuantificarlas con image j, aplicando el pluggins MN [36]. Los datos obtenidos se muestran en la Tabla 10.6.

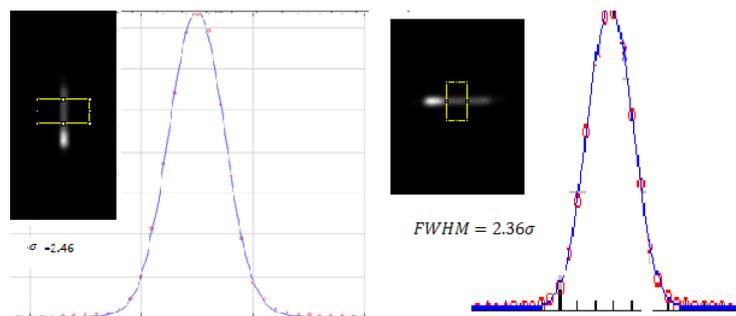


Figura 10.18: Imágenes adquiridas en la gammacámara Siemens E.Cam para la medida de la resolución espacial con una fuente lineal @10 cm del colimador del detector 1 y el perfil ajustado a una gaussiana

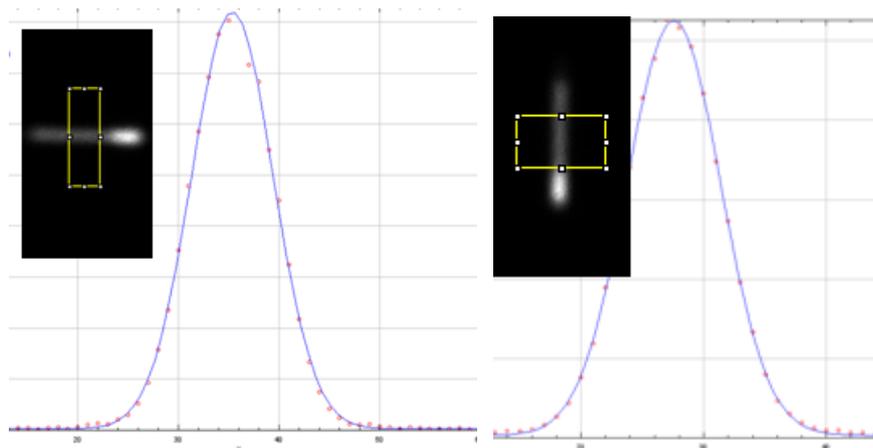


Figura 10.19: Imágenes adquiridas en la gammacámara Siemens Symbia para la medida de la resolución espacial con una fuente lineal @ 10 cm del colimador del detector 1, cuantificadas con Image J.

Para el análisis de las gráficas en cada detector y en ambas direcciones ortogonales, se cuantificaron con el pluggins MN y con el perfil de intensidades ajustados con una gaussiana y los datos extraídos de la curva, para calcular la FWHM:

Para ambas gammacámaras se muestra el resultado de la resolución en el eje X y eje Y, en unidades de pixeles y de milímetros:

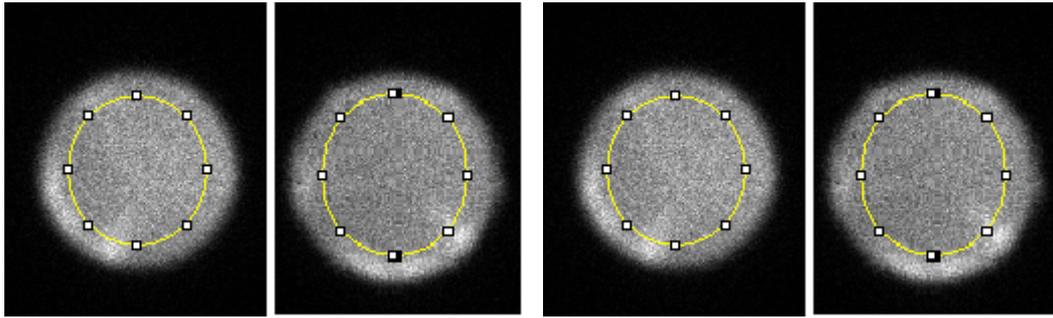
Tabla 10.6: Resolución espacial para las gammacameras E.Cam y Symbia en las dos direcciones ortogonales..

FWHM	E. Cam		Symbia	
	X	Y	X	Y
Resolución media (pixel) FWHM	5.87	5.97	9.19	9.36
Resolución media (mm) FWHM	6.09	6.18	7.48	7.67

De acuerdo a los datos, la gammacámara E. Cam y Symbia presentan una resolución espacial extrínseca de FWHM= 6.13 ± 0.18 mm y FWHM = 7.57 ± 0.01 mm respectivamente. De acuerdo a la literatura la Resolución extrínseca utilizando un colimador LEHR @10 cm, FWHM=7.5 mm, por lo tanto la resolución de los equipos de la IPS, es aceptada.

10.1.6. Sensibilidad

Aplicando el protocolo diseñado en la Sección 9.1.5 formato 5 para la prueba, se adquirieron las siguientes imágenes para su cuantificación, además se utilizó el software Image J.



(a) Imagen adquirida para la sensibilidad en la gammacámara E.Cam, detector 1 y 2, cuantificada con image J. (b) Imagen adquirida para la sensibilidad en la gammacámara Symbia, en los detectores 3 y 4 respectivamente

Figura 10.20: Imágenes adquiridas en las gammacámaras Symbia y E.Cam.

Tabla 10.7: Valores adquiridos en la prueba de sensibilidad

	E.CAM		SYMBIA	
	DETECTOR 1	DETECTOR 2	DETECTOR 1	DETECTOR 2
C_O	661308	649959	712432	710271
$t_{inicial}$	9:24	9:30	9:44	9:47
t_{adq}	1	1	1	1
t_{medido}	8:40	8:40	8:40	8:40
$(t_{inicial} - t_{medido})(\text{min})$	44	50	64	67

Reemplazando todos los valores (Tabla 10.7) en la Ecuación 7.17, se obtiene:

Tabla 10.8: Valores obtenidos en la prueba de sensibilidad extrínseca en los cuatro detectores.

Detector	R_T	$S_t(\text{cps/MBq})$
1	6767.27	91.44
2	6541.22	88.4
3	6896.43	93.19
4	6818.04	92.13

La sensibilidad @ 10 cm de las gammacámaras estudiadas resultó entre 88.4 y 93.19 cps/MBq.

Comparando los resultados con los valores de referencia, se observó que estaban acorde con la literatura

Estos valores se toman como referencia para la IPS ya que no existen estudios anteriores sobre esta prueba.

10.1.7. Centro de Rotación

La prueba de MHR /COR se realizó a la gammacámara Symbia Spect /CT, con las configuraciones de 180° y 90° para los colimadores ME y LEHR, por ser las que se utilizan en diferentes estudios en el servicio de medicina nuclear, siguiendo el protocolo diseñado 9.1.6.

Los resultados obtenidos durante ese periodo se muestran en la Tabla 10.9 y Figura 10.21,

Tabla 10.9: Valores MHR/COR con colimadores ME y LHR en prueba realizada en febrero a la gammacámara Symbia

Orientación detector	180°		90°	
	LEHR		LEHR	
Detector	D1	D2	D1	D2
Centro de rotación (mm)	-0.168	0.610	4.176	-4.555
Desplazamiento axial (mm)	0.106	-0.106	0.241	-0.241
Angulo de proyección de fondo (°)	0.059	-0.059	0.124	-0.124
Sistema de resolución @20cm (mm)	15.401	15.590	16.891	16.984

Orientación detector	180°		90°	
	ME			
Detector	D1	D2	D1	D2
Max. X (pixels) < 2.0	0.096	0.532	1.016	-0.396
Min. X (pixels) < 2.0	-0.016	0.143	0.746	-1.044
RMS (pixels) < 0.5	0.093	0.118	0.137	0.220
Desplazamiento en y (pixels) < 1.0	0.022	-0.022	0.048	-0.084
Angulo de proyección de fondo < 0.8	0.117	-0.117	0.059	-0.059
Tamaño de pixel x/y	4.795	4.795	4.795	4.795

Para los colimadores de baja energía se observa tanto para la configuración de 180° y 90° que el centro de rotación es ≤ 10 mm, los ángulos de proyección son menores que 0.8° están dentro de los valores aceptados. Para los de mediana energía en ambas configuraciones están dentro del rango de tolerancia.

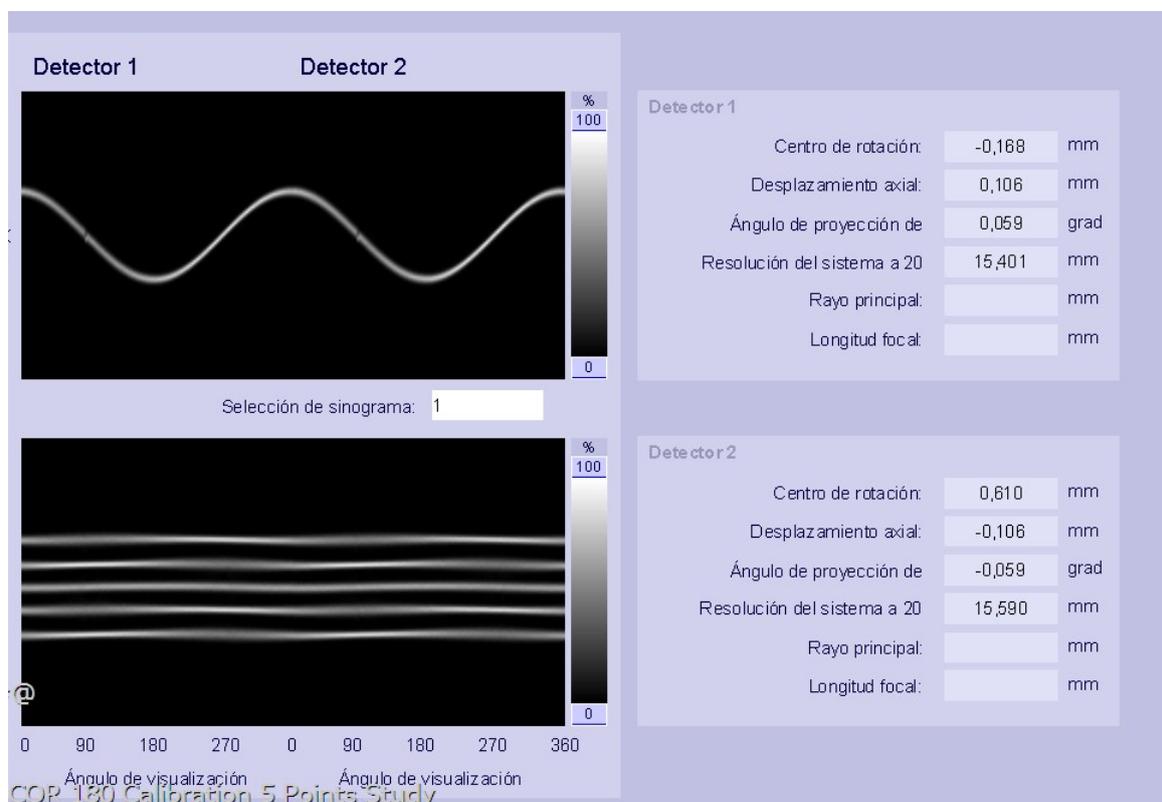


Figura 10.21: Imagen del MHR 180°

Los valores que se presentan son aceptados, en la gammacámara Symbia se verificó el tamaño de pixel, no existen desfasamientos horizontales o verticales. Su centro de rotación está alineado.



Figura 10.22: Resultado de la prueba de MHR/COR

De acuerdo a los valores obtenidos se observa que en los ángulos de configuración, los centros de rotación son $\leq 5\text{mm}$, cumpliendo con el valor aceptado menor que 10 mm. Además la desviación máxima obtenida en los dos estudios es menor que 1 píxel y las desviaciones en las direcciones x e y para cada detector son menores que 0.5 píxeles. Por tal motivo el resultado de la prueba del centro de rotación es aceptable.

Con los valores obtenidos la gammacámara symbia dentro del rango de aceptación, se verificó que su centro de rotación, no existen desfases verticales u horizontales.

10.2. ACTIVÍMETROS

10.2.1. Inspección física

Para las pruebas respectivas y el análisis se nombraron los cuatro activímetros así:

Activímetro	Se nombrará
30BC	1
CRC 55TR -PET	2
Nuclear Associates	3
CRC 55TR- Medicina nuclear	4

Durante los meses de seguimiento de la prueba de inspección física en los cuatro activímetros no se evidenciaron daños físicos, por lo cual la prueba fue aceptada aplicando el protocolo 9.2.1 formato 7.

10.2.2. Exactitud

Para realizar seguimiento a la prueba de exactitud, se aplicó el protocolo 9.2.2 formato 8 y con cuatro fuentes calibradas ^{133}Ba , ^{57}Co , ^{137}Cs y ^{60}Co . Los resultados obtenidos durante los 5 meses de seguimiento en la prueba de exactitud en los cuatro activímetros, son mostrados en la Tabla (10.10)

Tabla 10.10: Valores obtenidos en la prueba de exactitud en los cuatro activímetros durante los cinco meses de seguimiento.

	EXACTITUD (%)			
FUENTE	1	2	3	4
^{57}Co	3.2	2.34	30.5	2.2
	3.47	2.70		2.64
	2.5	2.16		2.73
	3.65	2.4	22.3	6.47
	4.07	2.91		3.04
Promedio	3.37	2.50	26.39	3.41
^{133}Ba	8.27	11.26	12.05	12.13
	7.52	11.6		11.55
	6.93	11.67		11.83
	5.79	11.56	9.55	11.92
	5.81	11.91		12.14
Promedio	6.86	11.60	10.80	11.91
^{60}Co	1.07	2.06	0.57	0.50
	1.86	1.86		1.17
	2.25	2.51		2.27
	0.74	1.90	2.26	1.78
	0.56	2.06		0.20
Promedio	1.30	2.08	1.41	1.18
^{137}Cs	1.89	3.54	17.96	4.10
	1.56	3.46		4.19
	1.95	3.46		4.25
	5.45	3.67	16.61	4.00
	5.43	3.60		3.99
Promedio	3.26	3.55	17.29	4.11

De acuerdo con las medidas tomadas en el activímetro 1 todos los valores obtenidos estuvieron dentro de la tolerancia, el valor de exactitud mayor fue 6.93 % para el ^{133}Ba y el menor 0.56 % para el ^{60}Co .

Para el activímetro 2 los valores mayores fueron para el ^{133}Ba . Por indicaciones del fabricante de la fuente, se debió asumir un factor de calibración. Aplicando la Ecuación(8.2) se obtuvo como factor 1.025 ± 0.01 para el ^{133}Ba en el activímetro 2. Los valores obtenidos son mostrados en la siguiente Tabla, en la izquierda se muestran los valores calculados y la derecha son los obtenidos una vez aplicado el factor de calibración.

¹³³ Ba	
EXACTITUD sin factor (%)	EXACTITUD con factor (%)
11.26	0.98
11.59	-0.69
11.67	-0.61
11.56	-0.71
11.91	-0.40

En este activimetro se obtuvo un mejoramiento en la prueba de exactitud, con valores dentro de la tolerancia.

Los valores de exactitud obtenidos en el activimetro 3 en tres de las cuatro fuentes no cumplieron con los recomendados. El valor mayor de exactitud fue 30.49 % para el ⁵⁷Co, aunque estos valores pueden justificarse en que la actividad del radionuclido es demasiada baja y la vida media corta en comparación con las otras fuentes, este comportamiento lo tiene para las fuentes ¹³⁷Cs, ¹³³Ba.

En el activimetro 4 el valor mayor obtenido en la prueba de exactitud fue 12.14 % y continuó con lecturas fuera de los límites recomendados para el ¹³³Ba, de igual forma se realizó el cálculo del factor de calibración como al activimetro 2 por ser de la misma referencia. El factor calculado fue de 1.035 ± 0.01 :

¹³³ Ba	
EXACTITUD sin factor (%)	EXACTITUD con factor (%)
12.13	0.34
11.55	-0.72
11.83	-0.47
11.92	-0.39
12.14	-0.20

La prueba de exactitud para el activimetro 4 durante los cinco meses estuvo dentro de los valores de tolerancia.

10.2.3. Precisión

Para realizar la prueba de precisión durante los cinco meses a los cuatro activímetros en la IPS de alta complejidad se aplicó el formato (9.2.3), formato 9 obteniendo los resultados mostrados en la Tabla (10.11).

Tabla 10.11: Valores obtenidos de la prueba de precisión durante cinco meses en la IPS de alta complejidad

	PRECISIÓN (%)			
FUENTE	1	2	3	4
^{57}Co	0.023	0.107	0.18	0.1
	0.015	0.011	0.14	0.011
	0.18	0.016	0.14	0.013
	0.001	0.018	0.14	0.23
Promedio	0.054	0.038	0.149	0.088
Desv	0.082	0.046	0.020	0.103
^{133}Ba	0.002	0.171	0.170	0.299
	0.180	0.015	0.189	0.018
	0.000	0.068	0.189	0.003
	0.002	0.004	0.189	0.340
Promedio	0.046	0.065	0.184	0.165
Desv	0.089	0.076	0.009	0.179
^{60}Co	0.011	0.302	0.199	0.409
	0.010	0.342	0.326	0.031
	0.373	0.905	0.326	0.000
	0.009	0.067	0.326	0.298
Promedio	0.101	0.404	0.294	0.184
Desv	0.182	0.355	0.063	0.201
^{137}Cs	0.011	0.234	0.477	0.381
	0.152	0.016	0.171	0.014
	0.158	0.079	0.171	0.023
	0.005	0.022	0.171	0.258
Promedio	0.1	0.1	0.247	0.169
Desv	0.085	0.102	0.153	0.181

En las pruebas de precisión los resultados para el activímetro 1 los valores de desviación del 0.1 % para el ^{57}Co , 0.1 % para el ^{133}Ba , 0.2 % para el ^{60}Co y 0.1 % para el ^{137}Cs . Los resultados mostraron que el activímetro durante el periodo de seguimiento cumplió con los límites recomendados para la aceptación en la prueba de precisión.

En el activímetro 2 los valores obtenidos mostraron que el menor valor de desviación estándar 0.05 % para el ^{57}Co y el mayor 0.4 % para el ^{60}Co .

Para el activímetro 3 los resultados obtenidos durante los cinco meses tuvieron un promedio mayor de 0.29 % para el ^{60}Co en relación a 0.15 % del ^{57}Co . Este activímetro no cumplió con los límites de aceptación en las pruebas de exactitud, pero estos valores altos estuvieron muy cercanos entre sí por tal motivo todos los valores estuvieron dentro de los límites de referencia.

En las pruebas de precisión para el activímetro 4 los valores en la desviación estándar 0.10 % para el ^{57}Co , 0.18 % para el ^{133}Ba , 0.20 % para el ^{60}Co y 0.18 % para el ^{137}Cs . El equipo se encuentra dentro de los límites recomendados.

Entre los cuatro activímetros para las fuentes calibradas ^{133}Ba , ^{57}Co , ^{137}Cs y ^{60}Co la mayor desviación estándar la presentó el activímetro 4 y la menor desviación estándar el activímetro 3.

De acuerdo a los resultados obtenidos las pruebas de exactitud y precisión están dentro de los límites de aceptación del $\pm 10\%$ y $\pm 5\%$ respectivamente para tres de los cuatro activímetros.

10.2.4. Reproducibilidad

Para verificar la reproducibilidad en los activímetros en relación con la actividad de los radionúclidos de uso común en el servicio de medicina nuclear se siguió en la Sección (9.2.4), con dos fuentes selladas y certificadas el ^{133}Ba y ^{137}Cs . La Tabla 10.12, muestra los valores experimentales de los primeros cuatro datos tomados en cada mes en el periodo analizado de los cuatro activímetros 1, 2, 3 y 4, una vez seleccionadas las condiciones de operación apropiadas para los radionúclidos ^{99m}Tc , ^{18}F , ^{131}I .

Activímetros	1	2	3	4	3	4
SEMANA	^{18}F	^{18}F	^{99m}Tc	^{99m}Tc	^{131}I	^{131}I
1	118.4	120.1	1.149	1.171	0.818	0.818
2	119.3	120.0	1.147	1.170	0.817	0.817
3	119.3	119.9	1.148	1.169	0.817	0.817
4	119.3	120.4	1.148	1.168	0.817	0.817
5	118.6	119.8	1.095	1.163	0.806	0.816
6	118.7	119.5	1.099	1.163	0.806	0.816
7	118.7	120.8	1.099	1.165	0.806	0.815
8	118.4	120.3	1.095	1.163	0.805	0.815
9	118.3	119.4	1.090	1.160	0.804	0.813
10	118.1	119.4	1.097	1.163	0.804	0.813
11	118.3	119.4	1.099	1.160	0.806	0.812

Tabla 10.12: Valores del ^{133}Ba y ^{137}Cs en el canal para el ^{131}I y ^{99m}Tc en los activímetros 1, 2, 3 y 4

Los resultados de los registros de la actividad de las fuentes utilizadas, se muestran en las Figuras (10.23) , (10.23) y (10.24) para los activímetros 1, 2, 3 y 4 de la prueba verificación de la reproducibilidad.

En cada una de ellas se relaciona la actividad medida desde la primera medición con los días de lectura. Los límites para la aceptación ± 5 de los resultados son mostrados con dos líneas negras paralelas.

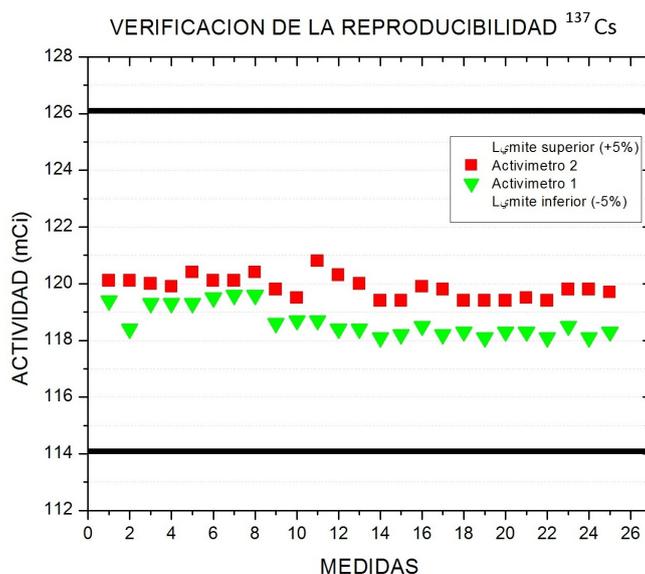
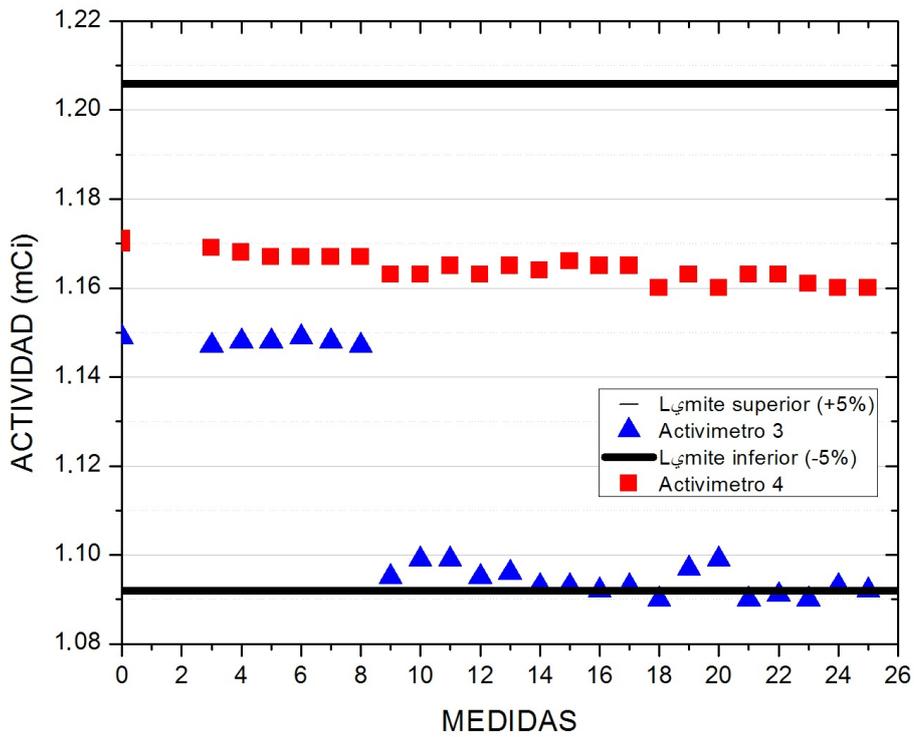


Figura 10.24: Valores del ^{137}Cs en el canal para el ^{18}F en los activímetros 1 y 2 durante el periodo de seguimiento

Seguendo el protocolo diseñado para esta prueba, con los valores encontrados de la actividad de la fuente

VERIFICACION DE LA REPRODUCIBILIDAD ^{133}Ba



VERIFICACION DE LA REPRODUCIBILIDAD ^{133}Ba

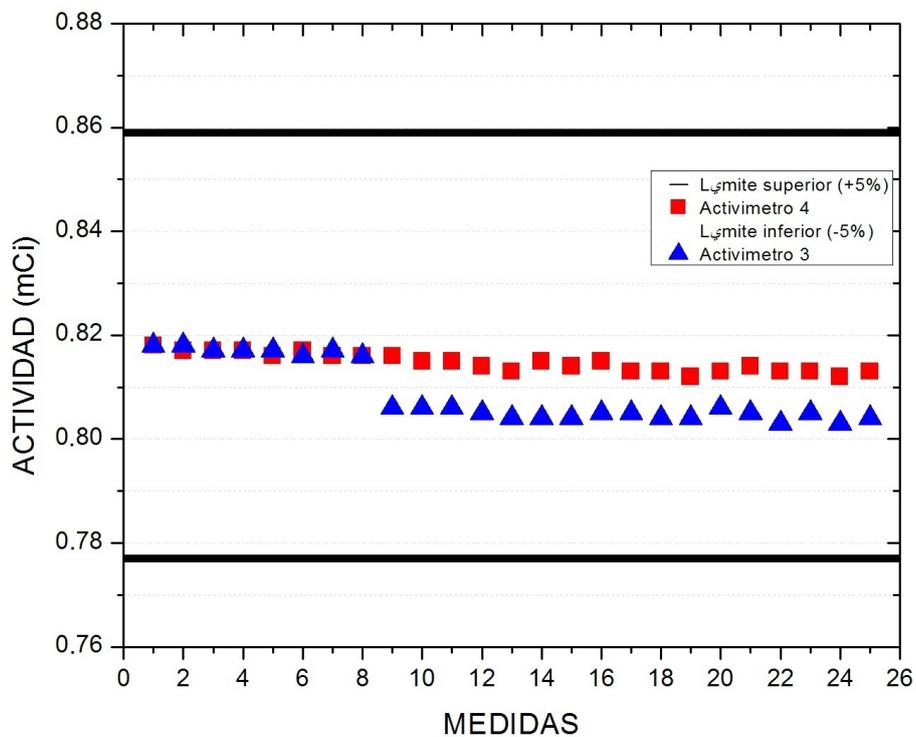


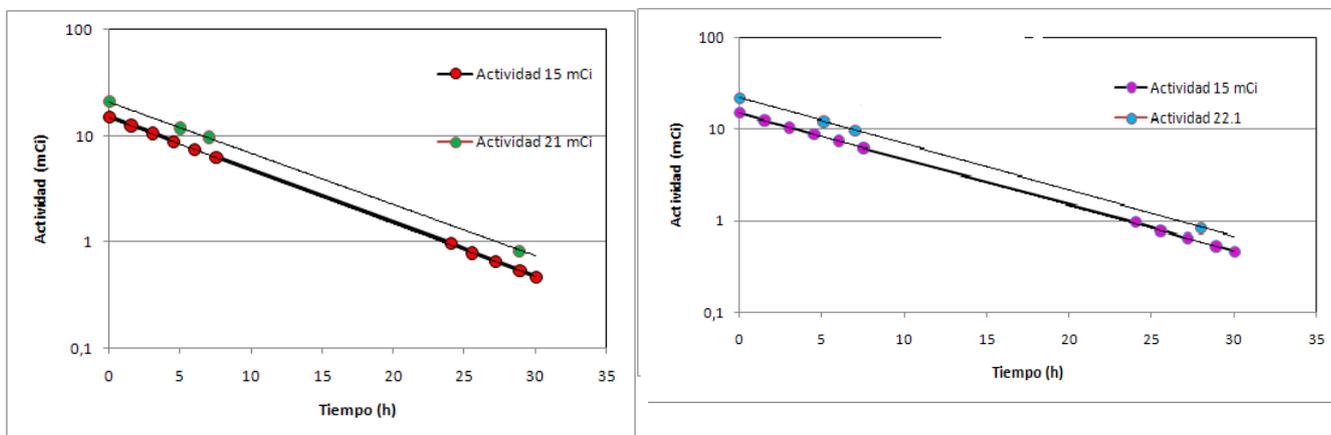
Figura 10.23: Verificación de la reproducibilidad en el activimetro 3 y 4 en condiciones de ^{99m}Tc con la fuente de ^{133}Ba , en el periodo Diciembre a febrero de 2015 . Abajo Verificación de la reproducibilidad en el activimetro 3 y 4 en condiciones de ^{131}I con la fuente de ^{133}Ba , en el periodo analizado

^{133}Ba en el canal del ^{99m}Tc , se observa en la Figura (10.23) que el activímetro 4 tiene buen comportamiento a través del tiempo, la actividad que se mide está dentro de los límites de aceptación que es de $\pm 5\%$, mientras que el activímetro 3 presenta una actividad en los 8 primeros días con un error de 0.18% con respecto a la actividad de referencia corregida por decaimiento, pero a partir del día 9 sus valores tienen un desvío del 2.3% decreciendo las actividades medidas hasta alcanzar -5.14% con respecto a la actividad de referencia. Este activímetro durante el tiempo de estudio no superó las pruebas de exactitud y verificación de la reproducibilidad, el activímetro 3 no estabilizó las mediciones durante el tiempo de seguimiento.

En la Tabla (10.12) se puede observar que el activímetro 1 y 2 presentan variaciones menores del 1% , con mediciones estables durante el periodo de estudio.

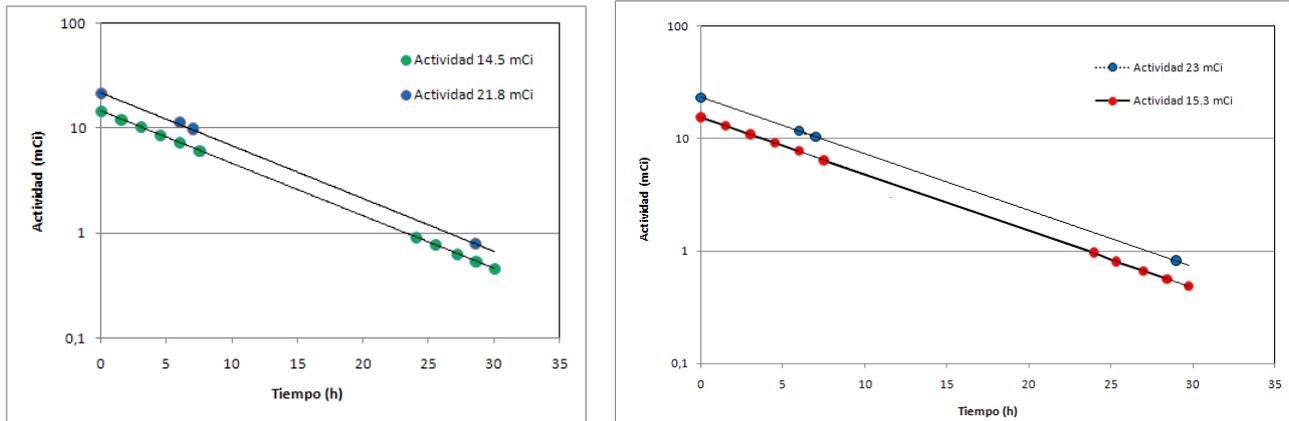
10.2.5. Linealidad

Para hacer seguimiento a la linealidad de los cuatro activímetros 1, 2, 3 y 4 se utilizaron fuentes de ^{99m}Tc de 23 mCi , 28.9 mCi , 15.3 mCi , 22.1 mCi , registrando la lectura en diferentes intervalos de tiempo haciendo uso del protocolo (9.2.5). En las gráficas (10.25a) y (10.26a), se correlaciona la actividad medida del activímetro y el tiempo transcurrido y se determinó la ecuación correspondiente.



(a) Prueba de la Linealidad de la Respuesta a la Actividad, con una fuente de ^{99m}Tc de 15 mCi y 21 mCi del Activímetro 1. Derecha Prueba de la Linealidad de la Respuesta a la Actividad, con una fuente de ^{99m}Tc de 15 mCi y 21 mCi del Activímetro 2.

Figura 10.25: Prueba de linealidad de los cuatro activímetros 1, 2, 3 y 4 utilizando fuentes de ^{99m}Tc de $15, 21\text{ mCi}$, 22.1 mCi



(a) Prueba de la Linealidad de la Respuesta a la actividad, con una fuente de ^{99m}Tc de 14.53 mCi y 21.8 mCi del Activímetro 3. A la derecha prueba de la Linealidad de la Respuesta a la actividad, con una fuente de ^{99m}Tc de 15.3 mCi y 23 mCi del Activímetro 4.

Figura 10.26: Prueba de linealidad de los cuatro activímetros 1, 2, 3 y 4 utilizando fuentes de ^{99m}Tc de 15.3 mCi, 21.8 mC, 14.53 mCi, 23 mCi

Para el análisis de las gráficas se aplicó una regresión lineal, con un ajuste de R^2 de 0.99 y teniendo en cuenta la ecuación del decaimiento radiactivo:

$A = A_0 e^{-\lambda t}$ donde A es la actividad medida, λ es la constante de decaimiento del radionúclido y A_0 es la actividad inicial.

Como $\lambda = \ln 2 / t_{\frac{1}{2}}$, vida media del radionúclido ($t_{\frac{1}{2}}$)

De acuerdo a la literatura [4], el ^{99m}Tc tiene constante de decaimiento $\lambda = 0.1151 \text{ h}^{-1}$ y $t_{\frac{1}{2}} = 6.0067 \text{ h}$ y con base en la ecuación se obtuvieron los valores en la Tabla (10.13):

Tabla 10.13: Valores obtenidos de la prueba de la linealidad en los cuatro activimetros

Activímetro	1		2		3		4	
Actividad inicial (mCi)	15	21	15	22.1	21.8	14.53	23	15.3
A_0 (mCi)	14.96 ± 0.26	20.96 ± 0.20	14.96 ± 0.26	22.14 ± 0.18	21.92 ± 0.55	14.50 ± 0.20	23.07 ± 0.30	15.33 ± 0.20
λ (h^{-1})	0.117 ± 1.65	0.115 ± 0.40	0.115 ± 0.10	0.116 ± 1.20	0.114 ± 0.95	0.114 ± 0.10	0.115 ± 0.06	0.116 ± 1.05
$t_{\frac{1}{2}}$ (h)	5.924 ± 1.40	6.027 ± 0.33	6.027 ± 0.33	5.975 ± 0.52	6.080 ± 1.20	6.080 ± 1.20	6.018 ± 0.02	5.952 ± 0.1

De acuerdo a los resultados, las actividades obtenidas estuvieron con error de hasta 0.55 % para el activímetro 3 con una actividad inicial de 21.8 mCi. Para las demás activímetros las actividades medidas estuvieron muy cercanas a las iniciales.

El valor obtenido de la constante de decaimiento λ (h^{-1}) para los cuatro activímetros fue muy aproximado al valor teórico, el error más alto fue para el activímetro 1 0.117 ± 1.65 , mientras que el más cercano fue para el activímetro 4, 0.115 ± 0.06 .

Para la vida media del ^{99m}Tc calculada para los cuatro activímetros se obtuvo el valor mayor para el activímetro 3 con un error del 1.20 %, para ambas actividades.

La desviación entre los valores teóricos y experimentales de la constante de decaimiento de los cuatro activímetros fue de 0.13 %, y el cálculo de la vida media física con valores en promedio de 6.0071 h, muy cercano al reportado en la literatura con una diferencia del 0.0004.

En las gráficas se observa que los resultados que la linealidad en los activímetros se encuentran dentro de los valores de tolerancia.

Los datos obtenidos para los cuatro activímetros en la prueba de linealidad para las actividades de 23 mCi, 28.9 mCi, 15.3 mCi, 22.1 mCi de ^{99m}Tc ; mostraron una pendiente negativa, comprobando el decaimiento del ^{99m}Tc a través de tiempo.

Capítulo 11

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

11.1. Conclusiones generales

El control y garantía de calidad aplicado a los equipos del servicio de medicina nuclear proporcionan un seguimiento sobre su funcionamiento, garantizan la obtención de imágenes diagnósticas de buena calidad para un correcto diagnóstico del paciente, determinan la periodicidad y necesidad del mantenimiento del equipo y hacen cumplir con la protección radiológica del paciente y del personal ocupacionalmente expuesto.

En este trabajo se diseñaron protocolos de control de calidad para dos gammacámaras E. Cam y Symbia de la I.P.S de alta complejidad de la ciudad de Bogotá siguiendo las recomendaciones del IAEA TECDOC - 602, y atendiendo a la normativa de los entes nacionales como son el Ministerio de Salud y Protección Social y Ministerio de Minas y Energía.

Para la realización de los protocolos se realizó seguimiento a los equipos y al servicio en general ya que la implementación de un seguimiento con más frecuencia impacta en el costo de material y la disponibilidad de los equipos.

En este proceso se realizó sensibilización al personal del servicio de la importancia de la realización de pruebas a los equipos ya que en la IPS no se habían efectuado pruebas diarias a las gammacámaras y la importancia de que las pruebas las debe realizar un físico médico exclusivo a medicina nuclear.

Para el seguimiento a las pruebas de las gammacámaras (uniformidad semanal, uniformidad mensual resolución intrínseca, resolución extrínseca, sensibilidad, centro de rotación) se diseñaron registros y para el análisis se utilizó el software libre Image J y algunos pluggins libres del mismo software, herramientas que permiten hoy en día seguir haciendo control de calidad, dentro de los resultados obtenidos:

- En la uniformidad semanal de las gammacámaras E. Cam y Symbia mostraron valores promedios de la unifor-

unidad integral de los detectores 1 y 2 para la CFOV de 2.13% y UFOV 2.68% y en la uniformidad diferencial CFOV de 0.325 y UFOV de 0.39% con desviación estándar.

- En la uniformidad mensual en los detectores 1, 2, 3 y 4 los valores se encontraron en el rango de aceptación entre 2 y 4%.

- En la prueba de Pico y tuning los valores se encontraron por debajo del 0.7% y 1.5% de los fotomultiplicadores centrales y de bordes respectivamente, por tal motivo la prueba estuvo dentro del rango de aceptación.

- En la prueba de la resolución espacial intrínseca se encuentran valores de la FWHM para el detector 1 y 2, dentro de los límites de aceptación 3.78 mm para la gammacámara E.cam y para la Symbia con desviación estándar de 0.22 mientras que para la resolución espacial extrínseca se hallan valores de 6.13 ± 0.18 mm para la E.Cam y 7.57 ± 0.01 % mm de la Symbia con errores de 21% y 3% del valor de referencia; valores que servirán de referencia ya que no se tiene evidencia de resultados anteriores.

- La sensibilidad planar de las gammacameras estudiadas @ 10 cm resultó entre 88.4 y 93.19 cps/MBq, los resultados acordes con la literatura y estos valores se toman como referencia para la IPS, no existen estudios anteriores sobre esta prueba.

- Los centros de rotación de ambas gammacameras cumplieron con el valor aceptado menor que 10 mm.

Las pruebas realizadas en las dos gammacameras de la IPS cumplieron con los estándares de aceptación.

Para las pruebas a los cuatro activímetros (precisión, linealidad, exactitud, reproducibilidad) se utilizaron cuatro fuentes calibradas ^{133}Ba , ^{57}Co , ^{137}Cs y ^{60}Co y al igual de las gammacameras se les hizo seguimiento durante cinco meses.

- Para la prueba de exactitud y precisión se utilizaron las cuatro fuentes calibradas ^{133}Ba , ^{57}Co , ^{137}Cs y ^{60}Co , y se le aplicó el factor de calibración a los activímetros 2 y 4 para la fuente ^{133}Ba de acuerdo a las indicaciones del proveedor. Los cuatro activímetros cumplieron con los valores de aceptación en la prueba de precisión, mientras que el activímetro 3 los valores experimentales estuvieron por encima de los valores de referencia en la prueba de exactitud, debido a estos resultados este activímetro se sugirió no utilizarlo en el servicio de medicina nuclear.

- En la prueba de reproducibilidad de la actividad se utilizaron las fuentes ^{133}Ba y ^{137}Cs en los cuatro activímetros, de acuerdo a los resultados el único activímetro que no cumplió con los límites de aceptación ± 5 fue el activímetro 3.

- Para la prueba de linealidad a los cuatro activímetros para diferentes actividades mostraron pendiente negativa, comprobando el decaimiento del ^{99m}Tc .

El servicio de medicina nuclear de la IPS de alta complejidad de la ciudad de Bogotá cuenta en la actualidad con protocolos que se adecuan a la normatividad y una base de datos de resultados obtenidos en cada prueba. Los equipos con los que cuenta son confiables para todo el personal ocupacionalmente expuesto.

La importancia de contar con físicos médicos exclusivos en el servicio de medicina nuclear permitió observar y corregir errores presentados en la calidad de imagen, los cuales no fueron apreciados en su momento por los

médicos y tecnólogos.

Es importante crear una cultura de controles de calidad con periodos mensuales y fortalecer la seguridad, calidad por encima de los costos de producción para así no poner en riesgo la realización de los mismos.

11.2. Recomendaciones

- Se recomienda la implementación de controles diarios y mensuales para el seguimiento a los equipos, imágenes adecuadas y protección a médicos, pacientes, tecnólogos en los centros de medicina nuclear.

Bibliografía

- [1] Knoll, G. (1999) Radiation detection and measurement, John Wiley & Sons.
- [2] Leroy C. and Rancoita, (2004) Principles of Radiation Interaction in Matter and Detection, World Scientific
- [3] Sharp, P. F., Gemmell, H. G., Murray, A. D (2005) Practical Nuclear Medicine, 3rd Edition, Springer, London, England.
- [4] IAEA-TECDOC-602/S (1996) Quality Controls of Nuclear Medicine Instruments International Atomic Energy Agency -4289, Austria
- [5] Performance Measurements of Scintillation Cameras, (1994) Standards .National Electrical Manufacturers Association, NEMA.
- [6] Organismo Internacional de Energía Atómica (2010) El Físico Médico: Criterios y Recomendaciones para su Formación Académica, Entrenamiento Clínico y Certificación en América Latina. OIEA. Viena
- [7] Ministerio de Salud y Protección Social. Resolución 482 de 2018.
- [8] Ministerio de Minas y Energía. Resolución 90874 de 2014.
- [9] Ministerio de Salud y Protección Social. Resolución 2003. 2014
- [10] Attix, F. 1986. Introduction to radiological physics and radiation dosimetry. Wiley-Interscience publication/John Wiley & Sons, Inc. NJ, USA
- [11] Saha, G, (2006), Physics and Radiobiology and Medicine Nuclear. Springer, Tercera edición. Bushberg, J and Seibert A (2001) The Essential Physics of Medical Imaging, Third Edition.
- [12] Powsner, R and Powsner E (2006) Essential Nuclear Medicine Physics. Blackwell. Segunda edición
- [13] Podgorsak, E. (2010). Radiation Physics for Medical Physicists. Springer
- [14] Cherry. S. Sorenson, J and Phelps M (2012) Physics and Medicine Nuclear. El Sevier.
- [15] Bushberg, J. T., Seibert, J. A., Leidholdt, E. M., & Boone, J. M. (2002). The Essential Physics of Medical Imaging (2da ed.). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.

- [16] Chain, Y., & Illanes, L. (2015). Radiofármacos en Medicina Nuclear. Fundamentos y aplicación clínica. La Plata: Universidad Nacional de La Plata.
- [17] Kettel Charles. Introduction To Solid State Physics. Octava edición.
- [18] Ed., Springer, W. R. Leo (1994). "Techniques for Nuclear and Particle Physics Experiments", 2 Verlag, New York
- [19] Pedroso, J.J. 2011. Nuclear Medicine Physics Series in Medical Physics and Biomedical Engineering. CRC Press
- [20] HAMAMATSU PHOTONICS KK . 2007. photomultiplier tubes. En línea https://sites.fas.harvard.edu/~phys191r/Bench_Notes/B4/PMT_handbook.pdf
- [21] Rodriguez, F (2006) Control de Calidad en Gamma cámara y Spect
- [22] Uddin F. Measurement of Uniformity and Multiple Head Registration (MHR)/Center of Rotation (COR) of a Newly Installed Hybrid SPECT/CT At INMAS, Mymensingh.
- [23] Protocolo Para La Calibración Y El Uso De Activímetros Laboratorio de Metrología de Radiaciones Ionizantes, CIEMAT. Sociedad Española de Física Médica. Sociedad Española de Medicina Nuclear. Sociedad Española de Protección Radiológica. Sociedad Española de Radiofarmacia.
- [24] Cárdenas, Alexander (2006) Estudio de los parámetros de calibración de activímetros en medicina nuclear. Lima.
- [25] NATIONAL INSTITUTES OF HEALTH. IMAGE PROCESSING AND ANALYSIS IN JAVA. ImageJ. Image Processing and Analysis in Java. Consulted on July 29th 2014. Available in <http://imagej.nih.gov/ij/>. 2014.
- [26] Sociedad Española de Física Médica. (2014). Fundamentos de Física Médica (Vols. Vol 6. Medicina Nuclear: bases físicas, equipos y control de calidad.). Madrid: ADI Servicios Editoriales
- [27] IAEA-NMQC Toolkit For Fiji Application Version 1.00
- [28] García, P (2011) Estudio de la distribución de probabilidad de la uniformidad integral en el caso no suavizado: un enfoque analítico. SEFM - SEPR.
- [29] Núñez M. (2008) Control de calidad de los sistemas de detección usados en Medicina Nuclear. Uruguay
- [30] Núñez, M. (2008) Procesamiento de imágenes en Medicina Nuclear. ALASBIMN
- [31] Pérez Díaz, Marlén, Dra. y Díaz Rizo, Oscar, Dr. (2007). Fundamentos físicos de calidad de imagen en Medicina Nuclear. Métodos para su valoración. Alasbimn Journal 9 (35): january

- [32] Hongwei Xie , Jianhua Zhang, Jinchuan Chen, Faqiang Zhang, Linbo Li, Jianming Qi, Yanyun Chu Evaluation of Major Factors Affecting Spatial Resolution of Gamma-Rays Camera. Journal of Analytical Sciences, Methods and Instrumentation, 2013, 3, 227-233 Published Online December 2013
- [33] Moya,Jorge (2017) .Luis Evaluación de calidad de imagen de la cámara gamma ECAM.SCINTRON 7 utilizando parámetros físicos robustos. Santa Clara
- [34] IAEA, (2014) Quantitative Nuclear Medicine Imaging: Concepts, Requirements and Methods. Printed by the IAEA in Austria January
- [35] Trujillo,Z. Argumosa E. and Herrera M. Ventajas De Un Programa De Control De Calidad En Los Equipos De Medicina Nuclear
- [36] Peinado Montes M. A (2008).Implementación de un paquete de plugins en ImageJ para el control de calidad de gammacámaras.
- [37] Sánchez, C; Puchel, R. Díaz, O. Aguila, A. (2003). Problemas que afectan la cuantificación en SPECT.Tomado de https://www.researchgate.net/publication/313660816_Problemas_que_afectan_la_cuantificacion
- [38] NEMA Standard Publications NU 1-(2007)
- [39] Gary, S. Quality control in nuclear medicine II planar and single photon emission computed tomography gamma camera systems.
- [40] Escaramujo. (2011). Detectores centelladores. Proyecto Escaramujo. [En línea] 2011. <http://instrumentacion.ecfm.usac.edu.gt/escaramujo/documentos/izraelevitch.pdf>
- [41] Ramos,V.(2015).Procesamiento de la señal en una gammacámara [Figura]. Recuperado de http://gfnun.unal.edu.co/fileadmin/content/gruposdeinvestigacion/fisicamedica/Escuela_Internacional/29_Julio/semi