

UNIVERSIDAD DE EL SALVADOR
FACULTAD DE CIENCIAS NATURALES Y MATEMÁTICA
ESCUELA DE FÍSICA



Universidad de El Salvador
Hacia la libertad por la cultura

TRABAJO DE GRADUACIÓN

*“Implementación de un Programa de Control de Calidad para
Gammacámaras en el Servicio de Medicina Nuclear del Hospital
Médico Quirúrgico y Oncológico ISSS”*

PRESENTADO POR:

CLAUDIA BEATRIZ DOMÍNGUEZ CRUZ

PARA OPTAR AL GRADO DE:

LICENCIADA EN FÍSICA

SAN SALVADOR, OCTUBRE DE 2012

UNIVERSIDAD DE EL SALVADOR
FACULTAD DE CIENCIAS NATURALES Y MATEMÁTICA
ESCUELA DE FÍSICA



Universidad de El Salvador
Hacia la libertad por la cultura

TRABAJO DE GRADUACIÓN

*“Implementación de un Programa de Control de Calidad para
Gammacámaras en el Servicio de Medicina Nuclear del Hospital
Médico Quirúrgico y Oncológico ISSS”*

PRESENTADO POR:
CLAUDIA BEATRIZ DOMÍNGUEZ CRUZ

PARA OPTAR AL GRADO DE:
LICENCIADA EN FÍSICA

TRABAJO DE GRADUACIÓN APROBADO POR:

DOCENTE DIRECTOR:
M. SC. NAPOLEÓN EVELIO MELARA FLORES

SAN SALVADOR, OCTUBRE DE 2012

AUTORIDADES UNIVERSITARIAS

RECTOR:

ING. MARIO ROBERTO NIETO LOVO

SECRETARIA GENERAL:

DRA. ANA LETICIA ZAVALA DE AMAYA

FISCAL GENERAL:

LIC. FRANCISCO CRUZ LETONA

AUTORIDADES FACULTAD DE CIENCIAS NATURALES Y MATEMÁTICA

DECANO:

M. SC. MARTÍN ENRIQUE GUERRA CÁCERES

DIRECTOR DE LA ESCUELA DE FÍSICA:

M. SC. VÍCTOR LAUREANO CORTEZ LARA

AGRADECIMIENTOS

Gracias a Dios, que ha permitido la realización de éste trabajo.

A mis padres, Ana Elsy Cruz de Domínguez y German Domínguez Estrada, así como mi hermano José Mauricio Domínguez Cruz que siempre me han dado su apoyo incondicional y a quienes debo este triunfo profesional, por todo su trabajo y dedicación para darme una formación académica.

Al M. Sc. Napoleón Evelio Melara Flores por asesorar este trabajo de graduación, por la ayuda y confianza que me ha brindado.

A las autoridades del Hospital de Oncología, que me permitieron llevar a cabo este trabajo de tesis en sus instalaciones, por la disponibilidad en espacio, tiempo y equipo para el desarrollo de la investigación.

A los licenciados en radiología del Servicio de Medicina Nuclear, por compartir sus conocimientos técnicos y por su contribución en la ejecución de los controles de calidad.

A todos mis amigos, amigas y todas aquellas personas que han sido importantes para mí durante todo este tiempo.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

AGRADECIMIENTOS.....	4
ÍNDICE DE CONTENIDOS	5
INDICE DE ILUSTRACIONES.....	8
INDICE DE TABLAS	12
RESUMEN	13
INTRODUCCIÓN	14
1. FUNDAMENTO TEÓRICO	16
1.1 Transformaciones nucleares	16
1.1.1 Radiactividad	16
1.1.2 Ley de desintegración radiactiva	17
1.1.3 Actividad	18
1.1.4 La vida media	19
1.1.5 Tipos de decaimiento radiactivo.....	19
i) Decaimiento de partículas alfa α	19
ii) Decaimiento beta β	20
iii) Decaimiento gamma.....	21
1.2 Magnitudes y unidades de radiación.....	22
1.2.1 Exposición	22
1.2.2 Dosis Absorbida	22
1.3 Interacción de la radiación con la materia	24
1.3.1 Absorción de energía	24
1.3.2 Ionización.....	24
1.3.3 Atenuación del haz de fotones	25
1.3.4. Efecto fotoeléctrico.....	25
1.3.6 Efecto Compton	27
1.4 Sistemas Gammacámara.....	29
1.4.1 Componentes del sistema de detección de la imagen.	30
1.4.1.1 Colimador.....	30

1.4.1.2 Cristal.....	31
1.4.1.3 Tubos fotomultiplicadores (TFM).....	32
1.4.1.4 Pre amplificador y amplificador.....	32
1.4.1.5 Analizador de altura de pulso	33
<i>1.5 Imágenes en Medicina Nuclear</i>	<i>35</i>
1.5.1 Formación de la imagen en medicina nuclear.....	36
1.5.2 Imágenes planares	38
1.5.3 SPECT.....	39
1.5.4 Reconstrucción del estudio SPECT	40
1.5.4.1 Retroproyección filtrada	40
1.5.4.2. Reconstrucción iterativa	43
<i>1.6 Parámetros de calidad de la imagen.....</i>	<i>44</i>
2. METODOLOGÍA	47
<i>2.1 Materiales y equipo</i>	<i>47</i>
2.1.1. Gammacámaras	47
2.1.2. Fuentes radiactivas.....	50
2.1.2.1 Tecnecio-99 metaestable (^{99m} Tc).....	50
2.1.2.2 Cobalto 57 (⁵⁷ Co)	51
2.1.3. Fantomas.....	52
<i>2.2 Pruebas de control de calidad</i>	<i>55</i>
2.2.1 Control de calidad en gammagrafía planar	55
2.2.1.1 Sensibilidad intrínseca	55
2.2.1.2 Sensibilidad extrínseca	56
2.2.1.3 Resolución espacial intrínseca	57
2.2.1.4 Resolución espacial extrínseca	58
2.2.1.5 Linealidad.....	59
2.2.2. Control de calidad en sistema SPECT.....	60
2.2.2.1 Uniformidad tomográfica.	60
2.2.2.2 Resolución tomográfica con dispersión.	61
2.2.2.3 Contraste de la imagen.	62

2.2.2.4	Sensibilidad volumétrica y axial.....	63
2.2.2.5	Variación angular de la uniformidad y sensibilidad.	64
2.2.2.6	Prueba de funcionamiento global.....	64
3.	DISCUSIÓN Y ANÁLISIS DE RESULTADOS.....	66
3.1	<i>Sensibilidad intrínseca</i>	66
3.2	<i>Sensibilidad extrínseca</i>	69
3.3	<i>Resolución espacial intrínseca</i>	72
3.4	<i>Resolución espacial extrínseca</i>	77
3.5	<i>Linealidad</i>	83
3.6	<i>Uniformidad tomográfica</i>	86
3.7	<i>Resolución tomográfica con dispersión</i>	89
3.8	<i>Variación de la uniformidad y la sensibilidad</i>	91
3.9	<i>Sensibilidad volumétrica y axial</i>	94
3.10	<i>Contraste</i>	97
3.11	<i>Funcionamiento global del sistema</i>	99
4.	CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	102
	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	105

INDICE DE ILUSTRACIONES

Figura 1.1.- Ilustración del efecto fotoeléctrico	26
Figura 1.2.- Diagrama que ilustra el efecto Compton.....	28
Figura 1.3.- Gammacámara de dos detectores.	29
Figura 1.4.- Colimador de agujeros paralelos, en el cual se puede observar la discriminación de los fotones cuya dirección no es perpendicular con el cristal del detector.	30
Figura 1.5.- Esquema que muestra el funcionamiento del sistema de detección de la gammacámara.	33
Figura 1.6.- Esquema que muestra el camino que recorren los fotones que forman la imagen nuclear.	36
Figura 1.7.- Generación de la imagen nuclear a partir del número de eventos registrados.	37
Figura 1.8.- Proceso que se lleva a cabo para adquirir una imagen nuclear de un estudio de perfusión renal.	38
Figura 1.9.- Diferentes vistas adquiridas a través de un estudio SPECT.....	39
Figura 1.10.- Proceso de adquisición de imágenes en estudios con SPECT.....	41
Figura 1.11.- Cantidad de proyecciones que forman una imagen tomográfica en un estudio SPECT.	43
Figura 1.12.- Ancho Completo a Mitad de Altura ACMA (FWHM por sus siglas en ingles) y el Ancho Completo a un Décimo de Altura ACDA (FWTM) de la curva resultante. FWHM es la cifra usualmente citada como medida de la resolución espacial.....	46

Figura 2.1.- Gammacámara E.Cam de un detector del Servicio de Medicina Nuclear del Hospital Médico Quirúrgico y Oncológico ISSS.	48
Figura 2.2.- Gammacámara Symbia E de dos detectores del Servicio de Medicina Nuclear del Hospital Médico Quirúrgico y Oncológico ISSS.....	48
Figura 2.3.- Ventana de energía del 20% para ^{99m} Tc [7].	50
Figura 2.4.- Fuente plana de ⁵⁷ Co.	51
Figura 2.5.- Fantoma de barras o líneas de cuatro cuadrantes.	53
Figura 2.6.- Fantoma de Uniformidad Tomográfica	53
Figura 2.7.- Fantoma NEMA SPECT de tres fuentes lineales para resolución espacial tomográfica.	54
Figura 2.8.- (a) Fantoma Jaszczak Flangeless Deluxe ECT. (b)Diámetro de barras frías: 4.8, 6.4, 7.9, 9.5, 11.1 y 12.7 mm, Altura de barras frías: 8.8 cm. (c) Diámetro de esferas sólidas: 9.5, 12.7, 15.9, 19.1, 25.4 and 31.8 mm. Altura del centro de la esfera a la base del fantoma: 12.7 cm.....	54
Figura 2.9.- Arreglo experimental para determinar la sensibilidad intrínseca del sistema. En la imagen (a) se observa la fuente puntual de ^{99m} Tc cuyas emisiones son registradas por el detector 2 de la gammacámara Symbia. En la imagen (b) se observa lo mismo que en (a) pero esta vez en e detector de gammacámara E.Cam	56
Figura 2.10.- Prueba de control de calidad de sensibilidad extrínseca o del colimador. La imagen (a) corresponde a gammacámara Symbia mientras que (b) a gammacámara E.Cam.	57
Figura 2.11.- Prueba de control de calidad para evaluar la resolución espacial intrínseca.	58
Figura 2.12.- Prueba de control de calidad para determinar resolución espacial extrínseca utilizando una fuente plana de ⁵⁷ Co.	59
Figura 2.13.- Gammacámara E.Cam configurada para llevar a cabo la prueba de control de calidad de uniformidad tomográfica. En ella se puede observar el fantoma de uniformidad tomográfica.	61

Figura 2.14.- Imagen que muestra el arreglo experimental para determinar la resolución tomográfica en condiciones clínicas.....	62
Figura 2.15.- En las imágenes se muestra el fantoma Jaszczkas en las gammacámaras Symbia y E.Cam para la evaluación del contraste de la imagen.....	63
Figura 2.16.- (a) Fantoma de uniformidad tomográfica para determinación de la sensibilidad volumétrica y axial. (b) Muestra el monitor incorporado a la gammacámara en el cual se puede apreciar la imagen estática que se está adquiriendo del fantoma de uniformidad.....	63
Figura 2.17.- Fuente puntual adherida al colimador en el detector de la gammacámara E.Cam, para medir la variación angular de la uniformidad y sensibilidad.	64
Figura 2.18.- Montaje para llevar a cabo la prueba de control de calidad de funcionamiento global.	65
Figura 3.1.- Imagen adquirida para el control de calidad de la sensibilidad intrínseca en gammacámara E.Cam (imagen izquierda) y Symbia E (imagen derecha).	69
Figura 3.2.- Imágenes adquiridas en prueba de control de calidad de sensibilidad extrínseca. La imagen de la izquierda corresponde a la adquirida con una muestra de ^{99m} Tc de 1.5 mCi (55.50 MBq.), mientras que la imagen de la derecha es la radiación de fondo. (a) E.Cam, (b) Detector 1, gammacámara Symbia E, (c) Detector 2, gammacámara Symbia E.	72
Figura 3.3.- Imágenes adquiridas en la prueba de control de calidad de resolución espacial intrínseca en gammacámara E.Cam (figura a), y los detectores 1 y 2 de gammacámara Symbia E (figura b y c). En cada una se observan cuatro imágenes, que son el resultado de rotar el fantoma de barras paralelas 90° por cada adquisición.	74
Figura 3.4.- Imágenes adquiridas en la prueba de control de calidad de resolución espacial extrínseca en gammacámara E.Cam.	79

Figura 3.5.- Imágenes adquiridas durante la evaluación de la resolución espacial extrínseca en gammacámara Symbia E. En (a) se muestra la imagen adquirida en el detector 1 mientras que en (b) la del detector 2.	82
Figura 3.6.- Imagen adquirida para la evaluación de linealidad del sistema en gammacámara E.Cam.....	85
Figura 3.7.- Imagen adquirida para la evaluación de la linealidad del sistema en gammacámara Symbia E.....	86
Figura 3.8.- Imágenes adquiridas durante la prueba de control de calidad de uniformidad tomográfica, la cual fue reconstruida aplicando un filtro Metz. En (a) se observa la imagen de gammacámara E.Cam, mientras que en (b) de gammacámara Symbia E.....	87
Figura 3.9.- Imágenes adquiridas en el estudio SPECT para determinar la resolución tomográfica de los sistemas gammacámara E.Cam (Imagen de arriba) y Symbia E (Imagen de abajo).	90
Figura 3.10.- Imágenes adquiridas para determinar la variación de la uniformidad y sensibilidad. En la imagen de arriba se muestra la adquisición en gammacámara E.Cam, mientras que en la de debajo de gammacámara Symbia E.....	93
Figura 3.11.- Adquisición de imagen para evaluar la sensibilidad axial y volumétrica del sistema. En la parte superior se puede apreciar la correspondiente a gammacámara E.Cam y en la inferior la de Symbia E.	96
Figura 3.12.- Control de calidad del contraste de la imagen en gammacámara E.Cam utilizando el fantoma Jaszczak en la sección de esferas frías.	98
Figura 3.13.- Evaluación del contraste de la imagen en gammacámara Symbia E.	99
Figura 3.14.- En la imagen superior se aprecian los cortes SPECT del funcionamiento global de gammacámara E.Cam, mientras que en la parte inferior, el resultado del mismo estudio en gammacámara Symbia E.	100

INDICE DE TABLAS

Tabla 2.1.- Datos obtenidos en la evaluación de la resolución espacial intrínseca.	58
Tabla 2.2.- Datos obtenidos de la imagen adquirida durante la prueba de control de calidad de resolución espacial extrínseca.....	59
Tabla 2.3.- Datos obtenidos para análisis de linealidad.	60
Tabla 3.1.- Valores de cuentas por pixel (cpp) obtenidas para el análisis de la uniformidad tomográfica de los sistemas gammacámara.	88
Tabla 3.2.- Valores calculados para el control de calidad de uniformidad tomográfica.	88
Tabla 3.3.- Datos para análisis de resolución tomográfica. Y son las cuentas por pixel.	89
Tabla 3.4.- Resolución tomográfica del sistema gammacámara.	91
Tabla 3.5.- Error porcentual de la medida experimental respecto al dato de referencia.	91
Tabla 3.6.- Cuentas por imagen registradas en la adquisición tomográfica de la prueba de control de calidad de variación de la uniformidad y sensibilidad en gammacámara E.Cam.....	91
Tabla 3.7.- Conteo registrado en cada una de las imágenes en la adquisición tomográfica realizada para evaluar la variación de la uniformidad y sensibilidad del sistema gammacámara Symbia E.	92
Tabla 3.8.- Cuentas por pixel (cpp) obtenidas para la evaluación del contraste de la imagen.....	97
Tabla 3.9.- Cuentas obtenidas para evaluación de funcionamiento global del sistema.	101
Tabla 3.10.- Comparación realizada de los diámetros de las esferas del fantoma Jaszczak con los medidos en uno de los cortes tomográfico del estudio SPECT.	101

RESUMEN

En el siguiente documento se presenta el resultado de la implementación de un programa de control de calidad para las gammacámaras E.Cam y Symbia E marca Siemens del Servicio de Medicina Nuclear del Hospital Médico Quirúrgico y Oncológico ISSS, basado en el documento “Protocolo Nacional del Control de Calidad en la Instrumentación en Medicina Nuclear”, de las Sociedades Españolas de Física Medica, Medicina Nuclear y Protección Radiológica, y el cual se fundamenta en recomendaciones del Organismo Internacional de Energía Atómica (IAEA), la Asociación Americana de Física Medica (AAPM) y la Asociación Nacional de Fabricantes Eléctricos (NEMA).

Se verificaron parámetros tales como sensibilidad y resolución espacial intrínseca y extrínseca, linealidad espacial, resolución tomográfica, uniformidad tomográfica, contraste de la imagen, sensibilidad volumétrica y axial, variación angular de la uniformidad y sensibilidad y prueba de funcionamiento global. Para sensibilidad intrínseca se obtuvieron valores de 109.94 ± 0.90 cps/MBq, 99.02 ± 0.009 cps/MBq y 99.69 ± 0.003 cps/MBq; la sensibilidad extrínseca reportó valores de 109.90 ± 0.99 cps/MBq, 113.86 ± 0.13 cps/MBq y 110.92 ± 0.11 cps/MBq. Los valores de resolución espacial intrínseca para ambas gammacámaras estuvieron entre 3.81 ± 0.04 y 3.98 ± 0.002 mm, mientras que la resolución espacial extrínseca fue de 7.12 ± 0.51 mm, 7.14 ± 0.04 mm y 7.18 ± 0.04 mm. La linealidad espacial presento un valor de 0.21 ± 0.05 mm. La uniformidad tomográfica fue de 11.35 % y 11.60 %, encontrándose en el rango de aceptación. La resolución tomográfica tuvo un valor de 11.95 ± 0.09 mm y 11.33 ± 0.03 mm. La variación de la uniformidad y sensibilidad fue del 2.40 % y 2.03 %, inferior al valor límite de aceptación. La sensibilidad volumétrica fue de $11,712.80 \pm 0.02$ cps/(MBq/cm³) y $11,878.62 \pm 0.01$ cps/(MBq/cm³). El contraste fue de 0.56 y 0.48; mientras que el funcionamiento global del sistema se determinó el coeficiente de atenuación como 0.15cm⁻¹, además la comparación del tamaño de las esferas visualizadas en la imagen respecto a la medida real en el fantoma oscilaron entre 1.6-2.5% y 0.4-1.3%.

INTRODUCCIÓN

El diagnóstico es el procedimiento más realizado en medicina nuclear, éste se basa en imágenes con información funcional, obtenidas mediante la detección de radiaciones gamma emitidas por radionúclidos con vidas medias cortas y energías entre 100 y 364 keV, incorporados en el paciente, a través de un equipo de detección conocido como gammacámara, que es un instrumento diseñado para producir una imagen bidimensional conocida como gammagrafía o tridimensional mediante la Tomografía Computarizada por Emisión de Fotón Único (SPECT), de la distribución espacial y temporal de un radiofármaco alojado dentro de un volumen de interés [23].

Para asegurar una adecuada calidad diagnóstica de las imágenes y la optimización de las dosis recibidas por los pacientes debido al material radiactivo que se les administra, es necesaria la vigilancia periódica del desempeño de los equipos mediante pruebas de control de calidad.

Este trabajo presenta la puesta en marcha de un programa de control de calidad en equipos de diagnóstico en Medicina Nuclear, con el propósito de contribuir al mejoramiento de la calidad de la información que a través de dichos equipos es obtenida.

La investigación consiste en desarrollar verificaciones de control de calidad en gammacámaras Siemens Symbia y E.Cam con las que cuenta el Servicio de Medicina Nuclear del Hospital Médico Quirúrgico y Oncológico ISSS.

Lo que motiva la realización de este proyecto es el interés en responder a la necesidad llevar a cabo un programa de control de la calidad, por medio del cual se monitoreen los parámetros más significativos del desempeño de los equipos para asegurar su estabilidad en el tiempo, optimizar la utilización de recursos, garantizar que la información diagnóstica es confiable y proteger a los pacientes de dosis de radiación innecesarias.

Este documento presenta en su capítulo primero, el fundamento teórico del trabajo desarrollado, especificando la teoría necesaria para la comprensión del desarrollo del programa de control de calidad. Además se describen los procedimientos que se ejecutaron, haciendo mención de los materiales utilizados así como de los pasos que se siguieron para la realización de las pruebas de control de calidad en la sección de metodología. En la tercera parte de este documento, se muestra la discusión y análisis de los datos para en último lugar presentar las conclusiones y recomendaciones del trabajo de investigación.

1. FUNDAMENTO TEÓRICO

1.1 Transformaciones nucleares

Las transformaciones nucleares son reacciones en las que se modifica la composición o el estado energético de los núcleos. La emisión de radiaciones alfa, beta y gamma constituyen ejemplos importantes de esas transformaciones [16].

1.1.1 Radiactividad

La radiactividad, descubierta por Henri Becquerel en 1896, es una propiedad de ciertos elementos químicos cuyos núcleos atómicos son inestables, con el tiempo, para cada núcleo llega un momento en que alcanza su estabilidad al producirse un cambio interno, llamado decaimiento o desintegración radiactiva, que es un proceso en el que se libera energía, conocido de forma general como radiación, generando así núcleos de menor masa. Esta energía puede ser emitida en forma de partículas, radiación electromagnética o ambas.

Un núcleo radiactivo tiene exceso de energía que está constantemente redistribuyéndose entre los nucleones por colisiones mutuas. Como una cuestión de probabilidad, una de las partículas puede obtener energía suficiente para escapar del núcleo, permitiendo así que el núcleo logre un estado de menor energía. Además, la emisión de una partícula aún puede dejar el núcleo en un estado excitado. En ese caso, el núcleo seguirá bajando a los estados de menor energía mediante la emisión de partículas o rayos gamma (γ) hasta que el estado base se ha logrado [2].

La radiactividad se clasifica en natural y artificial; la primera es aquella que existe en la naturaleza sin intervención humana, puede provenir de materiales existentes en la Tierra desde su formación; además de materiales radiactivos generados a partir de la interacción de los rayos cósmicos con materiales de la Tierra que inicialmente no eran radiactivos. La radiactividad artificial, también llamada radiactividad inducida, se produce cuando se bombardean ciertos núcleos estables con partículas apropiadas. Si

la energía de estas partículas tiene un valor adecuado, penetran el núcleo bombardeado y forman un nuevo núcleo que, en caso de ser inestable, se desintegra después radiactivamente.

La magnitud que mide la radiactividad se conoce como actividad, que no es más que el número de núcleos que se desintegran por unidad de tiempo. La unidad de la actividad es el becquerelio que es una desintegración por segundo.

En medicina nuclear se utilizan las radiaciones ionizantes procedentes de los radioisótopos o radionucleidos para la realización de estudios morfológicos y funcionales de numerosos órganos. Para la realización de los estudios sobre los pacientes es necesaria la introducción en el organismo de una pequeña cantidad de sustancia radiactiva denominada radiofármaco, por diferentes vías, generalmente la intravenosa, la digestiva, inhalación, etc. Estas sustancias, por su especial afinidad, se fijan en el órgano que se desea estudiar, emitiendo radiación gamma que es detectada por un equipo denominado gammacámara cuyo detector se sitúa sobre el órgano a explorar, recibiendo los fotones procedentes del radiofármaco.

1.1.2 Ley de desintegración radiactiva

Las desintegraciones radiactivas de los núcleos son procesos espontáneos y aleatorios y que se rigen por las leyes estadísticas. Considerando que no se puede saber cuando un átomo en particular se desintegrará, uno puede predecir con exactitud, en una gran cantidad de átomos, la proporción que se desintegrará en un momento dado. La matemática de la desintegración radiactiva se basa en el simple hecho de que el número de átomos de desintegración por unidad de tiempo ($\Delta N/\Delta t$) es proporcional al número de átomos radiactivos (N) presentes. Simbólicamente,

$$\frac{\Delta N}{\Delta t} \propto N \text{ or } \frac{\Delta N}{\Delta t} = -\lambda N \quad \text{Ec. 1.1}$$

donde λ es una constante de proporcionalidad llamada constante de decaimiento. El signo menos indica que el número de átomos radiactivos decrece con el tiempo.

En una muestra de un material radiactivo, la cantidad de núcleos va disminuyendo con el tiempo debido a que se van desintegrándose y transformándose en núcleos de otro elemento distinto. El número de núcleos que se desintegran en un determinado tiempo (N) dependerá del número de núcleos radiactivos que existan (ΔN), del tiempo que lleve desintegrándose (Δt), y del tipo de núcleo radiactivo que sea (λ). Si ΔN y Δt son tan pequeños que pueden ser reemplazados por sus correspondientes diferenciales, dN y dt , entonces la ecuación 1.1 se convierte en una ecuación diferencial. De la solución de esta ecuación se obtiene la siguiente ecuación.

$$N = N_0 e^{-\lambda t} \quad \text{Ec. 1.2}$$

donde N_0 es el número inicial de átomos radiactivos. Esta ecuación muestra que el número de núcleos radiactivo de una muestra disminuye exponencialmente con el tiempo

1.1.3 Actividad

La tasa de decaimiento se conoce como la actividad de un material radiactivo. Si $\Delta N/\Delta t$ de la ecuación 1.1 es reemplazado por A , el símbolo de la actividad, entonces:

$$A = -\lambda N \quad \text{Ec. 1.3}$$

De manera similar, la ecuación 1.2 puede ser expresada en términos de la actividad:

$$A = A_0 e^{-\lambda t} \quad \text{Ec. 1.4}$$

donde A es la actividad remanente en el tiempo t , y A_0 es la actividad original igual a λN_0 . La unidad de la actividad es el curie (Ci), definida como:

$$1 \text{ Ci} = 3.7 \times 10^{10} \text{ desintegraciones/segundo (dps)}$$

En el SI la unidad para la actividad es el becquerel (Bq). El becquerel es una unidad más pequeña que el curie y está definida como:

$$1 \text{ Bq} = 1 \text{ dps} = 2.70 \times 10^{-11} \text{Ci}$$

1.1.4 La vida media

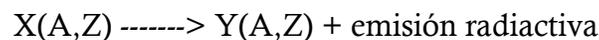
El termino vida media ($T_{1/2}$) de una sustancia radiactiva es definido como el tiempo requerido para que la actividad o el numero de átomos radiactivos decaiga a la mitad de su valor inicial. Sustituyendo $N/N_0 = 1/2$ en la ecuación 1.2 $A/A_0 = 1/2$ en la ecuación 1.4, en $t = T_{1/2}$ tenemos:

$$\frac{1}{2} = e^{-\lambda T_{1/2}} \text{ or } T_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda}$$

donde $\ln 2$ es el logaritmo natural de 2 teniendo un valor de 0.693 [2].

1.1.5 Tipos de decaimiento radiactivo

Los núcleos radiactivos emiten energía para transformar su núcleo en otro diferente, mediante tres tipos de decaimiento: alfa, beta y gamma, representándose cada uno de ellos por la ecuación:



donde X e Y son el símbolo del elemento químico antes y después de la transformación respectivamente, A es el numero másico y Z es el numero atómico.

i) Decaimiento de partículas alfa α

La desintegración alfa ocurre principalmente en núcleos pesados. En la desintegración, un núcleo de helio consistente en dos protones y dos neutrones es emitido.

Así, el número atómico se reduce en 2 y el número de neutrones por 2. El radio es un típico emisor alfa y su reacción está representada por:



La partícula alfa, a pesar de su gran energía, se detiene en algunos centímetros de aire en unas pocas milésimas de cm en el tejido. Al viajar a través de la partícula de aire grande, con carga positiva, elimina los electrones de los átomos a lo largo de su trayectoria y produce una intensa ionización.

ii) Decaimiento beta β

Muchas desintegraciones radiactivas son acompañadas por la emisión de un electrón positivo o negativo desde el núcleo. El núcleo que emite electrones es llamado emisor de positrones (β^+) o negatrones (β^-). En la emisión β^- se considera que un neutrón en el núcleo cambia en un protón y un electrón negativo es expulsado. Esta transformación se notará en el número másico del mismo (la masa del electrón es despreciable en comparación con los protones o neutrones), pero el número atómico Z se incrementará en 1, ya que ahora hay un protón más en el núcleo.

En la desintegración β^+ un protón cambia a neutrón y un electrón positivo es emitido. En este caso, Z decrecerá por 1, puesto que ahora hay un protón menos en el núcleo. La partícula β que es expulsada de un núcleo activo beta puede tener cualquier energía a partir de cero hasta un valor máximo característico del núcleo padre. Teórica y experimentalmente se ha mostrado que en una desintegración beta un neutrino es expulsado, y este neutrino lleva el resto de la energía. Cada desintegración corresponde a la liberación de la energía máxima, pero esta energía puede ser distribuida de cualquier manera entre las dos partículas. Las relaciones para el decaimiento beta pueden ser escritos:

emisión β^- $n \rightarrow p + \beta^- + \nu$ Z incrementa 1

emisión β^+ $p \rightarrow n + \beta^+ + \nu$ Z disminuye 1

El neutrino, ν , es una partícula neutral con una masa que es pequeña en comparación con un electrón. Ya que no tiene carga no produce ionización [3].

iii) Decaimiento gamma

La radiación gamma o rayos gamma (γ) es un tipo de radiación electromagnética, producida generalmente por elementos radiactivos o procesos subatómicos. Los rayos gamma constituyen un tipo de radiación ionizante, debido a su alta energía, capaz de penetrar en la materia más profundamente que la radiación alfa o beta. La energía de esta naturaleza se mide en megaelectronvoltios (MeV). Un MeV corresponde a fotones gamma de longitudes de onda inferiores a 10^{-11} m o frecuencias superiores a 10^{19} [Hz](#) [11].

Los rayos gamma son emitidos por la mayoría de los núcleos de las series radiactivas. Estos son los fotones de la radiación electromagnética que se llevan el exceso de energía cuando los núcleos realizan decaimiento gamma desde los estados excitados hasta estados de menor energía; tienen energías mayores que $\sim 10^3$ MeV [12]. La radiación emitida es diferente para cada isotopo, lo que permite identificar mejor el origen de radionúclidos. Los rayos gamma se diferencian de los rayos X en su origen, debido a que estos últimos se producen a nivel extranuclear, por fenómenos de frenado electrónico [10].

1.2 Magnitudes y unidades de radiación

1.2.1 Exposición

El Roentgen es una unidad de exposición. La cantidad exposición es una medición de la ionización producida en el aire por fotones. La Comisión Internacional de Unidades y Medición de Radiación (ICRU por sus siglas en inglés) define la exposición (X) como el cociente de dQ por dm donde dQ es el valor absoluto de la carga total de los iones de un signo producido en el aire cuando todos los electrones liberados por fotones en el aire de masa dm son completamente detenidos [2].

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad \text{Ec. 1.5}$$

El *Sistema Internacional de Unidades* (SI) define las unidades de exposición es coulomb por kilogramo (C/kg) pero la unidad especial es el roentgen (R).

$$1R = 2.58 \times 10^{-4} \text{ C/kg air}$$

1.2.2 Dosis Absorbida

Dosis absorbida es una medida de los efectos biológicamente importantes producidos por las radiaciones ionizantes. Definida de una manera simplificada, la dosis absorbida D es la energía impartida por la radiación a la unidad de masa del material irradiado [3].

$$D = \frac{dE}{dm} \left[\frac{\text{energía}}{\text{masa}} \right] \quad \text{Ec. 1.6}$$

Donde dE es la energía media impartida por la radiación ionizante a los materiales de masa dm . La antigua unidad de dosis es el rad (un acrónimo de dosis de radiación absorbida) y representa la absorción de 100 ergs de energía por gramo de material absorbente.

$$1 \text{ rad} = 100 \text{ ergs/g} = 10^{-2} \text{ J/kg}$$

La unidad SI de dosis absorbida es el gray (Gy) y se define como:

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$$

Así la relación entre Gray y Rad es:

$$1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad}$$

o

$$1 \text{ rad} = 10^{-2} \text{ Gy}$$

1.3 Interacción de la radiación con la materia

Cuando la radiación incide sobre un material se producen una serie de fenómenos que dependen del tipo de radiación (directa o indirectamente ionizante), de la energía con la que incide y del tipo de material [19].

1.3.1 Absorción de energía

Cuando un haz de rayos X (por ejemplo, un haz de fotones) pasa a través de un medio absorbente tal como es el tejido del cuerpo, parte de la energía transportada por el haz es transferida al medio donde se puede producir daño biológico. La energía depositada por unidad de masa del medio es conocida como la dosis absorbida y es una cantidad muy usada para la predicción de efectos biológicos [3].

1.3.2 Ionización

El proceso en el cual un átomo neutro adquiere una carga negativa o positiva es conocido como ionización. La eliminación de un electrón orbital deja el átomo cargado positivamente, dando lugar a un par de iones. El electrón despojado, en este caso, es el ion negativo y el átomo residual es el ion positivo. En algunos casos, un electrón puede ser adquirido por un átomo neutro y el átomo cargado negativamente se convierte en el ion negativo.

Partículas cargadas como electrones, protones y partículas β^\pm se conocen como radiación directamente ionizante, siempre que tengan suficiente energía cinética para producir ionización por colisión en la medida que penetran en la materia. Si por el contrario, la energía perdida por la partícula incidente no es suficiente para expulsar un electrón del átomo, pero se utiliza para elevar los electrones a niveles de energía más alta, el proceso se llama excitación.

Las partículas no cargadas como los neutrones y los fotones son radiación indirectamente ionizante ya que ella libera partículas directamente ionizantes de la materia cuando interactúan con ella. Los fotones ionizantes interactúan con los

átomos de un material o son absorbidos para producir electrones de alta velocidad por tres procesos principales: el efecto fotoeléctrico, efecto Compton y la producción de pares [2].

1.3.3 Atenuación del haz de fotones

Como resultado de la interacción entre fotones y la materia, la intensidad del haz (flujo de fotones), esto es, el número de fotones restantes en el haz, decrece tal como el haz pasa a través de la materia. Esta pérdida de fotones es llamada atenuación, la materia a través de la cual pasa el haz es referida como el atenuador. En concreto, la atenuación es la razón de la intensidad del haz en el punto de salida del atenuador, I_{out} con la intensidad que tenía cuando entró I_{in} . La atenuación es una función exponencial del espesor, x , del atenuador en centímetros. Que la función es exponencial se puede entender en el sentido de que si la mitad del haz se pierde al atravesar el primer centímetro de material, la mitad del resto se perderá al atravesar el siguiente centímetro, y así sucesivamente.

$$\frac{I_{out}}{I_{in}} = e^{-(\mu x)} \quad \text{Ec. 1.7}$$

donde μ , es el coeficiente de atenuación lineal, es una propiedad del atenuador. Cuando, como suele ser el caso, el espesor es dado en centímetros, el coeficiente de atenuación lineal se expresa como "por centímetro." Como era de esperar, el coeficiente de atenuación lineal es mayor para el tejido denso, como los huesos de los tejidos blandos, tales como grasa. En general, el coeficiente de atenuación lineal depende tanto de la energía de los fotones, del número atómico promedio (Z) y el espesor del atenuador. Cuanto menor es la energía de los fotones o mayor es el número atómico promedio o el espesor del atenuador, mayor es la atenuación [4].

1.3.4. Efecto fotoeléctrico

El efecto fotoeléctrico es un fenómeno en el que un fotón interactúa con un átomo y expulsa uno de los electrones orbitales del átomo. En el proceso toda la energía $h\nu$ del

fotón es primero absorbida por el átomo y luego se transfiere al electrón atómico. La energía cinética del electrón expulsado (llamado fotoelectrón) es igual a $h\nu - E_B$, donde E_B es la energía de ligadura del electrón. Este tipo de interacciones pueden tomar lugar con electrones en las capas K, L M o N.

Después que el electrón ha sido expulsado del átomo, se crea una vacante en la carcasa, dejando el átomo en estado excitado. La vacante puede ser ocupada por un electrón orbital exterior con la emisión de rayos x característicos. También existe la posibilidad de emisión de electrones Auger, que son electrones monoenergéticos producidos por la absorción de rayos X característicos internamente por el átomo. Ya que la energía de ligadura de la capa K de tejidos blandos es alrededor de 0.5KeV, la energía de los fotones característicos producidos por absorbentes biológicos es muy baja y se puede considerar que es absorbido localmente. Para fotones de alta energía y materiales de mayor número atómico, los fotones característicos son de mayor energía y pueden depositar la energía a grandes distancias en comparación con el rango de los fotoelectrones. En tales casos, la absorción de energía local se reduce por la energía emitida como radiación característica (también llamada radiación fluorescente) que se considera absorbido de forma remota [2].

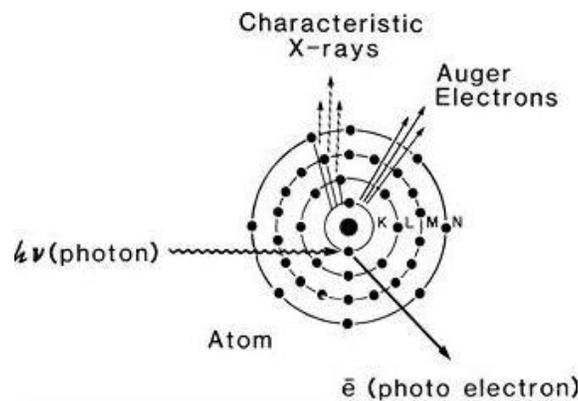


Figura 1.1.- Ilustración del efecto fotoeléctrico

1.3.6 Efecto Compton

En el proceso de Compton, el fotón interactúa con un electrón atómico como si se tratara de un electrón libre. El término libre aquí significa que la energía de enlace del electrón es mucho menor que la energía del fotón de bombardeo. En esta interacción, el electrón recibe un poco de energía de los fotones y se emite en un ángulo θ . El fotón, con energía reducida, se dispersa en un ángulo Φ . El proceso de Compton se puede analizar en términos de una colisión entre dos partículas, un fotón y un electrón. Mediante la aplicación de las leyes de conservación de la energía y el impulso, se pueden derivar las siguientes relaciones:

$$E = hv_0 \frac{\alpha(1 - \cos\phi)}{1 + \alpha(1 - \cos\phi)}$$

$$hv' = hv_0 \frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos\phi)}$$

$$\cos\theta = (1 + \alpha) \tan \frac{\phi}{2}$$

donde hv_0 , hv' y E son las energías de el fotón incidente, fotón dispersado y electrón respectivamente y, $\alpha = hv_0/m_0c^2$ es la energía en reposo del electrón (0.511MeV). Si hv_0 es expresado en MeV, entonces $\alpha = hv_0/0.511$ [2].

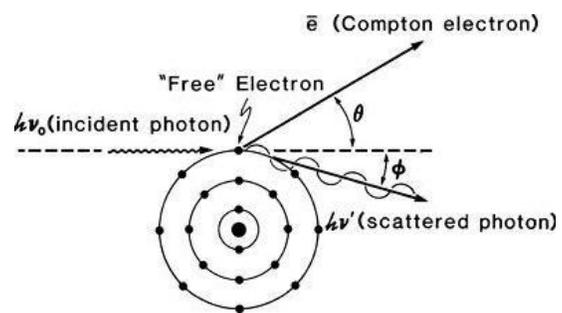


Figura 1.2.- Diagrama que ilustra el efecto Compton

1.4 Sistemas Gammacámara

La Gammacámara, fue desarrollada por el Físico estadounidense Hal O. Anger en los años 50 [4, 5]. Es el instrumento básico de captura de imágenes en medicina nuclear, capaz de detectar emisiones gamma de la distribución de un radiofármaco que ha sido administrado a un paciente. Esto puede ser a modo de una imagen planar como una fotografía, imagen dinámica como un video, o por medio de la Tomografía por Emisión de Fotón Único, SPECT, que permite la obtención de imágenes en reconstrucción tomográfica con cortes de un órgano en sus planos sagital, coronal, transaxial y la reconstrucción de imágenes de tipo tridimensional. Particularmente son adaptadas para fotones gamma de 140keV emitidos por ^{99m}Tc [7].

Una Gammacámara consta básicamente de: a) un cabezal detector de radiación, que está constituido por, b) un colimador, que permite sólo el paso de radiación emitida paralela al cabezal, c) un cristal de centelleo, comúnmente de Yoduro de Sodio, que es capaz de detectar los fotones y transformarlos en un impulso eléctrico a través de, d) los foto tubos multiplicadores, para posteriormente, ser amplificados y procesados en cuanto a su ubicación espacial, manejados en un sistema conectado a, e) un computador que permite ver y procesar las imágenes funcionales del órgano estudiado.



Figura 1.3.- Gammacámara de dos detectores.

1.4.1 Componentes del sistema de detección de la imagen.

El sistema gammacámara está integrado por diferentes componentes, descritos a continuación en el orden en que los encuentran los fotones de radiación gamma que son detectados.

1.4.1.1 Colimador

El colimador es un dispositivo que restringe los rayos emitidos desde la fuente, de modo que cada punto en la imagen corresponde a un único punto de la fuente [4]. Se adjunta a la parte frontal del cabezal de la cámara gamma [5]. Los colimadores están compuestos de miles de agujeros perfectamente alineados (canales), que se forman ya sea por fundición de plomo caliente, o lámina de plomo plegado. Los núclidos emiten fotones de rayos gamma en todas direcciones, el colimador permite que sólo los fotones que viajan directamente a lo largo del eje longitudinal de cada agujero puedan llegar al cristal. Los fotones emitidos en cualquier otra dirección son absorbidos por los tabiques entre los agujeros [4]. Así, una imagen se forma mediante la exclusión de todos los rayos gamma, excepto el pequeño número que viaje en la dirección principal perpendicular al detector. [6].

Aunque existen varios tipos de colimadores diseñados para canalizar los fotones de diferentes energías [4]; el más común es el colimador de agujero paralelo, el cual consiste en una placa de plomo a través del cual se ejecuta una serie de pequeños agujeros cuyos ejes son perpendiculares a la cara del colimador y paralelos entre sí [5].

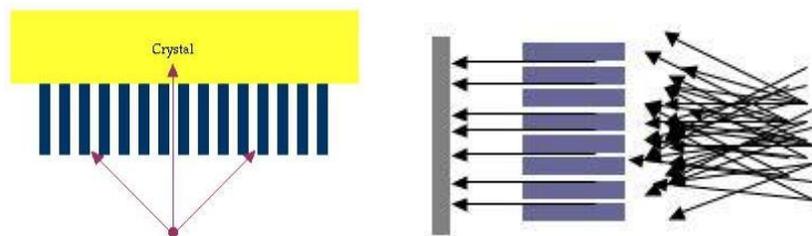


Figura 1.4.- Colimador de agujeros paralelos, en el cual se puede observar la discriminación de los fotones cuya dirección no es perpendicular con el cristal del detector.

Los dos parámetros principales que describen el desempeño del colimador son la resolución espacial y sensibilidad. La resolución espacial es una medida de la nitidez de la imagen. Por lo general la mejor resolución espacial que se puede lograr con una cámara equipada con un colimador de agujeros paralelos es de uno 7 mm. La sensibilidad es una medida de la proporción de los rayos gamma incidentes en el colimador que pasan a través del detector, a más sensibilidad mayor la tasa de conteo registrada. Típicamente la sensibilidad para un colimador de agujeros paralelos es del 0.1% (por lo tanto, el 99,9% de los fotones son absorbidos por el colimador y no llegan al detector). La eficacia de un colimador en la producción de una imagen en el cristal de centelleo dependerá de las dimensiones del colimador [6]. Estos dos factores están inversamente relacionados, el uso de un colimador que produce imágenes de buena resolución espacial en general, implica que el instrumento no es muy sensible a la radiación [5].

1.4.1.2 Cristal

El detector está constituido por un cristal de centelleo que esta ópticamente acoplado al conjunto de tubos fotomultiplicadores. [7]. El principio de funcionamiento de los detectores de centelleo se basa en un fenómeno físico llamado fluorescencia, el cual es un proceso de emisión donde las moléculas son excitadas por la absorción de radiación electromagnética. Estos átomos y moléculas son capaces de absorber radiación de cierta longitud de onda para, posteriormente, emitir radiación a una longitud de onda mayor. Las especies excitadas se relajan al estado fundamental, liberando su exceso de energía en forma de fotones [13].

La mayoría de cristales usados en gammacámaras están hechos de ioduro de sodio (NaI) dopados con una pequeña cantidad de talio estable (Tl). El talio dispersado en el cristal mejora la respuesta a los fotones gamma. La absorción de la energía del rayo gamma por el cristal, deja sus electrones en un estado excitado. La energía del fotón es transferida en el cristal en una o más interacciones Compton y fotoeléctricas. Cada uno de los electrones de alta energía producidos por el rayo gamma a su vez distribuye su energía en los electrones del cristal dejándolos en un estado excitado. Como estos

regresan a su estado original, algo de su energía es liberada como fotones de luz. Por cada kiloelectronvoltio (keV) de energía de rayos gamma absorbida por el cristal, aproximadamente 40 fotones de luz son emitidos [4]. El tamaño del cristal determina el área del paciente que puede ser incluida en la imagen.

1.4.1.3 Tubos fotomultiplicadores (TFM)

El tubo fotomultiplicador es un tubo al vacío con un fotocátodo en su base, ubicado adyacente al cristal por medio de un acoplamiento óptico. El fotocátodo es una superficie de vidrio fotosensible [4]. Al incidir la luz sobre el fotocátodo se emite un flujo de electrones por efecto fotoeléctrico en la misma dirección y sentido de la luz incidente. El número de electrones producidos en el fotocátodo es incrementada por los dinodos, los cuales son una serie de electrodos en disposición geométrica conveniente y polarizada respecto al fotocátodo a tensión positiva creciente (tensión interdinódica de unos 100 V) [9]. También forma parte del tubo fotomultiplicador el ánodo el cual se encarga de recolectar el flujo de electrones y transmitir el impulso eléctrico correspondiente [8].

1.4.1.4 Pre amplificador y amplificador

Luego de la multiplicación dentro del tubo, el número de electrones producidos es aun pequeño y debe ser incrementado o amplificado. Un pequeño preamplificador ubicado fuera del TFM incrementa suficientemente el número de cargas para permitir que la

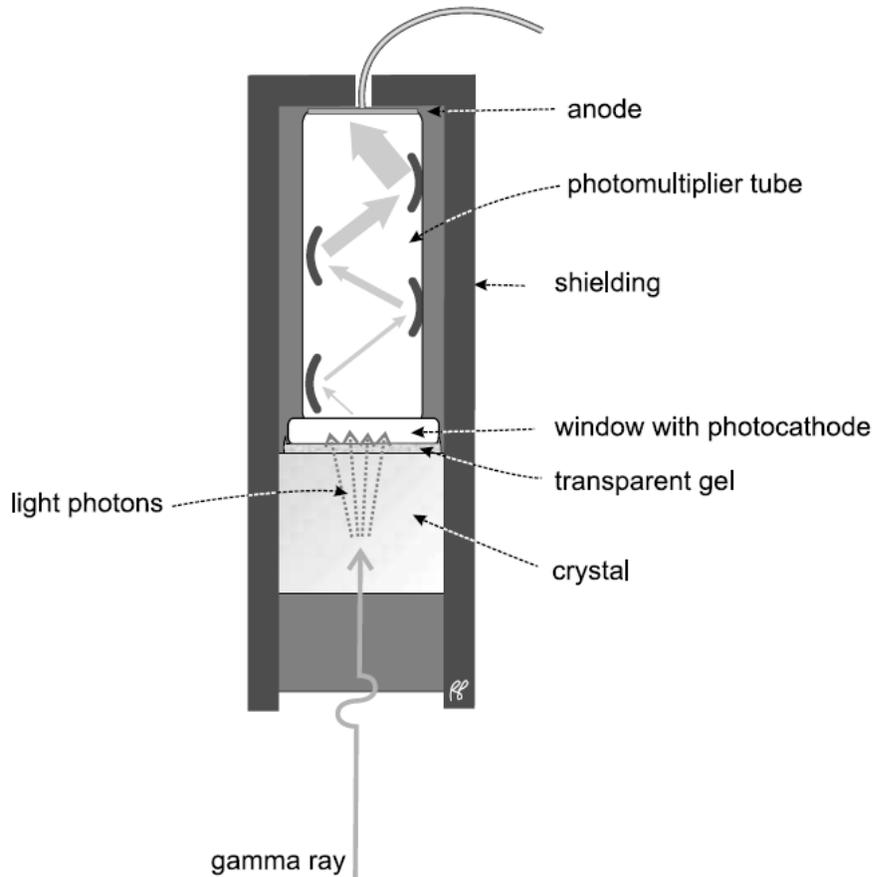


Figura 1.5.- Esquema que muestra el funcionamiento del sistema de detección de la gammacámara.

corriente sea transmitida a través de un cable al amplificador principal. La corriente del pulso eléctrico es incrementada por el amplificado principal tanto como mil veces [4].

1.4.1.5 Analizador de altura de pulso

Los amplificadores son diseñados para asegurar que la amplitud de cada pulso es proporcional a la energía de la radiación gamma absorbida por el cristal. La amplitud de cada pulso eléctrico proveniente de los amplificadores es medido en el analizador de altura de pulso. Un grafico del número de pulsos contra su altura – su energía – es llamado espectro de altura de pulso.

El analizador de altura de pulso es a menudo usado para “seleccionar” solo pulsos (convencionalmente llamados pulsos Z) que corresponden al rango de energía aceptable. Este rango es llamado la ventana de energía.

1.5 Imágenes en Medicina Nuclear

Hoy en día se denomina gammagrafía (o imagen nuclear) a la obtención de imágenes mediante la detección de la radiación emitida por fármacos marcados con emisores radioactivos, conocidos como radiofármacos, desde el interior del paciente. Los radiofármacos, luego de ser aplicados al paciente se acumulan en el órgano a estudiar, permitiendo el diagnóstico médico [17].

La Imagen Nuclear es un excelente medio diagnóstico porque, a diferencia de otras modalidades de Imagen Médica como el CT de rayos X y la resonancia magnética, revela no sólo la anatomía (estructura) de un órgano o parte del cuerpo, sino también la función de dicho órgano. Esta información funcional permite diagnosticar algunas enfermedades y varias condiciones médicas mucho antes que otras modalidades de imagen médica, ya que se puede apreciar el trastorno (cáncer, tejido infartado, mal funcionamiento cerebral) antes de que haya dado lugar a alteraciones de la estructura (tumor, cicatrices) [18].

En medicina nuclear, dado que se introduce material radiactivo en el paciente, la cantidad de radiación que efectivamente se puede usar para obtener la imagen está limitada a valores tales que la exposición total y dosis absorbida por el paciente durante el procedimiento sea aproximadamente comparable a la que recibiría durante un CT de rayos X. Si cada elemento de imagen (píxel) de un CT de rayos X es el resultado de cientos de millones de fotones de rayos X, en el caso de la imagen nuclear es el resultado de (típicamente) cien o menos fotones gamma [18].

Hay dos modalidades principales de Imagen Nuclear. Por un lado, la que utiliza isótopos emisores de rayos gamma que se detectan en su versión proyectiva (es decir con obtención de imágenes en dos dimensiones al igual que las radiografías de rayos X convencionales,) es decir, imágenes planares. En su versión tomográfica hablamos de SPECT (*Single Photon Emission Computed Tomography* o Tomografía Computarizada de Fotón Único) [4].

1.5.1 Formación de la imagen en medicina nuclear

La imagen de la distribución del radiofármaco emisor de rayos gamma emergentes del órgano en estudio es producida en el cristal de centelleo a través del colimador. Los rayos gamma son convertidos en destellos de luz por el cristal de centelleo. Esta luz es, a su vez, transformada en señales electrónicas por un arreglo de tubos fotomultiplicadores (TFM) ubicados en la cara posterior del cristal. Después del

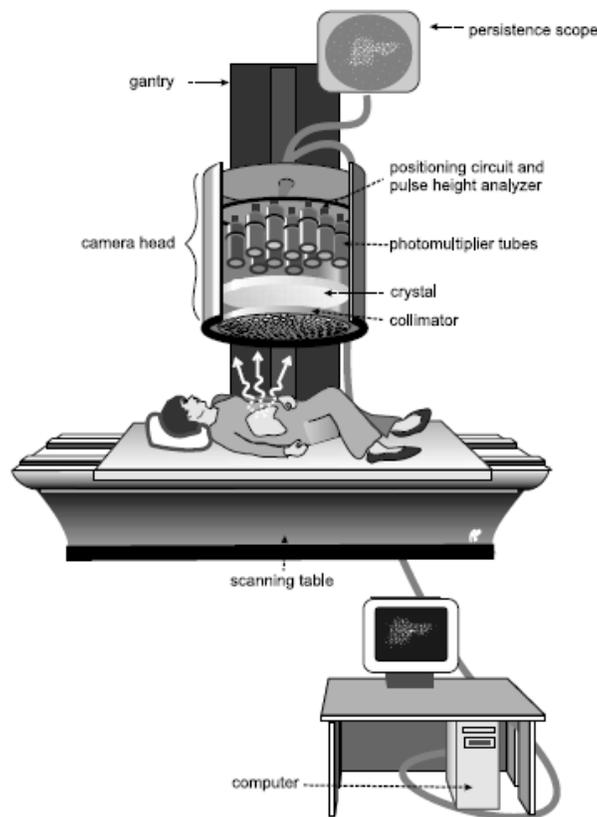


Figura 1.6.- Esquema que muestra el camino que recorren los fotones que forman la imagen nuclear.

procesamiento, los resultados de los TFM's son convertidos en tres señales, dos de las cuales (X e Y) dan la ubicación espacial, mientras que la tercera (Z) representa la

energía depositada en el cristal por el rayo gamma. Para mejorar su calidad estas señales se pasan a través de circuitos de corrección. La señal de Z va a un analizador de altura de pulsos (PHA), que comprueba si la energía de los rayos gamma se encuentra dentro del rango de valores esperados para el radionúclido particular, con el que se está tomando la imagen. Si la señal de Z tiene un valor aceptable, entonces una señal de instrucción es enviada a la pantalla del registro que se ha producido del rayo gamma detectado, la posición está determinada por las señales de X e Y [5].

En los equipos iniciales (analógicos), se utilizaba como pantalla de visualización un osciloscopio de persistencia, la acumulación de los puntos luminosos sobre la pantalla (Fig. 1.7) da lugar a una mayor o menor densidad de puntos, que se corresponde con la distribución de la sustancia radiactiva en el paciente.

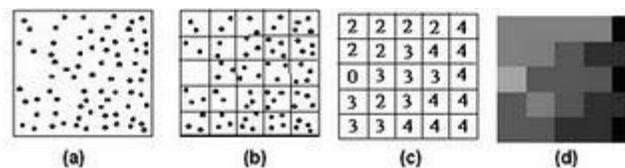


Figura 1.7.- Generación de la imagen nuclear a partir del número de eventos registrados.

Por medio del uso de procesadores digitales, se genera en la memoria del ordenador un matriz (p.e. 128x128), en la que cada posición se corresponde con un valor de las coordenadas (x,y) distinta, a través de una conversión analógica digital de la posición detectada, y en la cual se van acumulando el número de eventos detectados. Al finalizar la adquisición se realiza una representación de la matriz sobre la pantalla de visualización del total de impulsos acumulados en cada posición y codificada según una escala de color o de niveles de gris. Cada elemento de la imagen, que corresponde con un elemento de la matriz recibe el nombre de pixel [6].

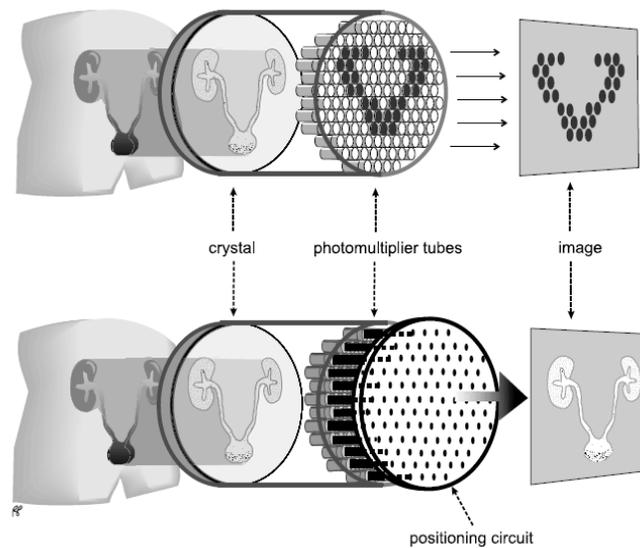


Figura 1.8.- Proceso que se lleva a cabo para adquirir una imagen nuclear de un estudio de perfusión renal.

1.5.2 Imágenes planares

Una imagen planar muestra la distribución tridimensional de la radiactividad como una imagen de dos dimensiones, sin información en profundidad y las estructuras a diferentes profundidades se superponen [5].

Los fotones gamma emitidos por el paciente pueden ser adquiridos como imágenes planares estáticas o dinámicas.

La imagen estática es usada para reunir imágenes de diferentes regiones del cuerpo o a diferentes vistas angulares (oblicuas) de una región de interés. La imagen dinámica muestra la distribución de un núclido en la región de interés; es usada por ejemplo para adquirir imágenes secuenciales de 1 segundo del flujo vascular del núclidos a través del riñón. Las imágenes dinámicas pueden ser consideradas como un tipo de grabación de video para capturar imágenes de acción rápida, mientras que las imágenes estáticas son similares a fotografías [4].

1.5.3 SPECT

Las cámaras con tomografía computarizada por emisión de fotón único SPECT por sus siglas en inglés Single-Photon Emission Computed Tomography, adquieren múltiples vistas planares de la radioactividad en un órgano. Los datos son entonces

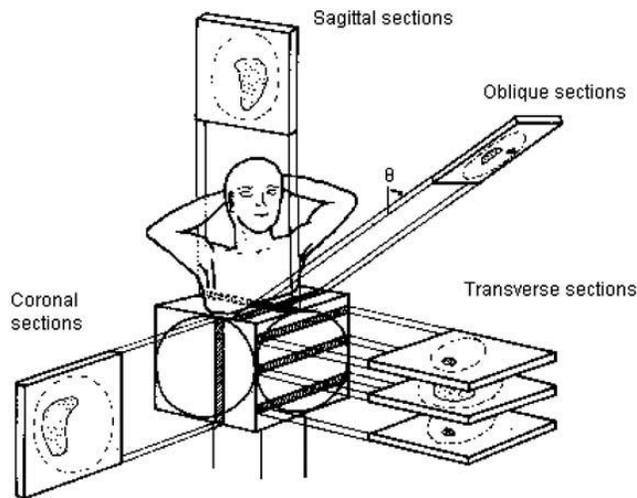


Figura 1.9.- Diferentes vistas adquiridas a través de un estudio SPECT.

procesados matemáticamente para crear una vista de la sección transversal del órgano en estudio. SPECT utiliza los fotones únicos emitidos por radionúclidos emisores de radiación gamma tales como ^{99m}Tc , ^{67}Ga , ^{111}In y ^{131}I [4].

Para adquirir un estudio de SPECT, se hace rotar una gammacámara convencional alrededor del paciente, registrando una imagen en cada paso angular. La cámara simplemente se mueve alrededor del paciente tomando imágenes estáticas desde diferentes ángulos. Estas imágenes se conocen como proyecciones, pues son formadas por la proyección en la matriz de los fotones provenientes del paciente. La gammacámara debe estar en conexión con una computadora, las imágenes registradas son, esencialmente, un grupo de imágenes estáticas estándar [14]. Convencionalmente las imágenes SPECT se ven en tres planos ortogonales – transaxial, coronal y sagital – [5].

1.5.4 Reconstrucción del estudio SPECT

La reconstrucción es el proceso de creación de cortes transaxiales de las proyecciones. Hay dos enfoques básicos para la creación de cortes axiales, la reconstrucción de retroproyección filtrada y la reconstrucción iterativa.

1.5.4.1 Retroproyección filtrada

El método más simple y común de reconstrucción de la distribución original en una imagen es la retroproyección de cada perfil en el ángulo apropiado en un arreglo de imágenes en la computadora.

Adquiriendo un grupo de imágenes alrededor del paciente, se considera una única línea de estas imágenes que corresponde a las cuentas adquiridas de un corte transversal individual. Suponiendo que la cámara está preparada para apuntar en la misma dirección a medida que rota, entonces todos los fotones que se originan desde un solo corte del objeto serán detectados a lo largo de una misma línea en las imágenes adquiridas.

Para reconstruir un corte único no se necesitan las imágenes completas sino tan sólo ese grupo de líneas de las imágenes adquiridas. Se pueden graficar las cuentas de estas líneas en forma de perfiles, a fin de visualizar la variación de cuentas detectada. Estos perfiles son usados para reconstruir un corte simple de SPECT. La cámara registra muchos cortes a la vez y todos ellos pueden ser reconstruidos. Sin embargo, para explicar el proceso de reconstrucción se considera un corte individual. Teniendo en cuenta que

- Se considera la imagen del corte que deseamos reconstruir.
- Se considera un objeto muy simple consistente en una zona de actividad aumentada, como puede ser un tumor en el cuerpo de un paciente.

La retroproyección implica tomar las cuentas de la proyección y proyectarlas en sentido inverso siguiendo la misma dirección desde la cual se originaron. Para un

colimador de orificios paralelos, se entiende que la dirección guarda un ángulo recto con el detector. Ya que se desconoce la ubicación exacta desde la cual se originaron las cuentas, lo mejor que se puede hacer es distribuir las cuentas de forma homogénea a lo largo de esta línea, haciendo lo mismo para todos los puntos de todos los ángulos.

Retroproyectando desde un mayor número de ángulos, se acumulan cuentas a lo largo de líneas sucesivas en el corte reconstruido. En especial, las cuentas se acumulan principalmente en la ubicación original del área de actividad aumentada y se genera una imagen grosera del objeto original, existiendo gran cantidad de cuentas distribuidas en otras partes de la imagen. La retroproyección produce una imagen razonable del objeto original aunque algo borrosa aún en regiones fuera del objeto, debido a los errores del método.

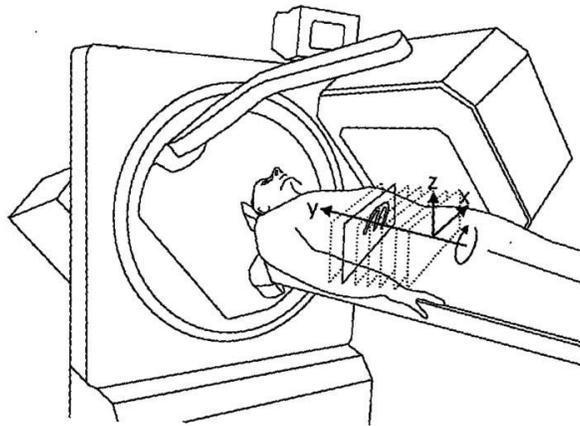


Figura 1.10.- Proceso de adquisición de imágenes en estudios con SPECT.

El problema con la retroproyección es que se termina con líneas (cuentas) por todas partes en la imagen. Por lo tanto, es necesario encontrar un modo de corregir este problema introducido por el proceso de retroproyección. La manera de hacerlo es mediante un filtro, es decir, el método de retroproyección filtrada. El propósito del filtro es corregir las líneas generadas en el proceso de retroproyección [12].

Filtrado

El filtrado es una técnica matemática aplicada durante la reconstrucción para mejorar la apariencia de la imagen. En particular, los filtros se utilizan para reducir los efectos del artefacto estrella y para eliminar el ruido debido a la dispersión de fotones y variaciones estadísticas en los recuentos [4].

El proceso de retroproyección produce un artefacto debido a que las cuentas se esparcen a través de toda la imagen generando una especie de patrón en “estrella”. La dispersión de cuentas es inversamente proporcional a la distancia de la fuente puntual ($1/r$). El propósito del filtro es corregir este efecto.

Para reconstruir la imagen verdadera el factor de borronado $1/r$ debe ser eliminado. Para eliminarlo se aplica un filtro que multiplica cada componente de frecuencia por un factor proporcional a la frecuencia espacial. El filtro tiene simplemente una forma de rampa en el dominio de las frecuencias y una forma más complicada en el dominio espacial.

La retroproyección filtrada remueve el borronado creado por el proceso de retroproyección pero no remueve el borronado que ocurre por el proceso de recolección de datos, si este es causado por las limitaciones de la resolución espacial del sistema.

Hay muchos filtros disponibles para su uso en un software de medicina nuclear (Butterworth, Hanning, Shepp-Logan, Parzen, Gaussian), todos estos son filtros de suavizado. Estos filtros de nombres diferentes sólo se distinguen por su forma, que es ligeramente distinta. En general es posible seleccionar parámetros que modifican la forma de estos filtros, de modo que el resultado final dependerá no solamente del filtro elegido sino de sus parámetros [14].



Figura 1.11.- Cantidad de proyecciones que forman una imagen tomográfica en un estudio SPECT.

1.5.4.2. Reconstrucción iterativa

La reconstrucción iterativa involucra dos pasos: la retroproyección y el proceso opuesto de intentar estimar las proyecciones a partir de la reconstrucción de un objeto. Este proceso opuesto se conoce como forward projection. Se puede inmediatamente ver que, si se desea estimar con certeza lo que mediría la cámara gamma con un paciente dado inyectado colocado frente al detector, es necesario estimar entonces lo que ocurre exactamente a los rayos gama al atravesar el tejido (incluyendo su atenuación). Suponiendo que se conoce la atenuación en cada pixel, puede calcularse la atenuación exacta a lo largo de cada recorrido. Por tanto, la atenuación puede ser incluida en el paso de forward projection así como en el paso de retroproyección. Al contrario de la retroproyección filtrada, donde el filtro se aplica para corregir errores, la reconstrucción iterativa convergerá a una estimación razonable de la distribución de actividad suponiendo que se incluye una medida razonablemente exacta de la atenuación. De hecho pueden ser incluidos otros factores tales como la radiación dispersa o los efectos del colimador.

Vale la pena destacar lo siguiente acerca de la reconstrucción iterativa: No es necesario aplicar filtro alguno para alcanzar la solución, a pesar de que frecuentemente se usa un filtro de suavizado para controlar el ruido. Es relativamente fácil incorporar más información detallada acerca de la atenuación u otros factores físicos; esto en cambio es difícil usando la retroproyección filtrada. Una desventaja de la reconstrucción iterativa es que toma varias iteraciones alcanzar una solución aceptable; a menudo

muchas de ellas. Cada iteración toma al menos tanto tiempo como una retroproyección filtrada, por tanto la reconstrucción iterativa es mucho más lenta que la retroproyección filtrada. Con computadoras rápidas y programas eficientes de reconstrucción este hecho ya no se considera un problema importante.

1.6 Parámetros de calidad de la imagen

Cualquier imagen diagnóstica debe estar caracterizada por tres parámetros fundamentales: resolución, contraste y relación señal/ruido. Cada uno de estos factores está relacionado de manera más o menos directa.

El sistema debe estar diseñado y ajustado, de manera que, de los cambios en el contraste observado en una imagen, pueda inferirse el comportamiento del sistema u órgano estudiado.

Un concepto asociado al desempeño de la gammacámara es la uniformidad, que se define como la capacidad de una cámara de centelleo para responder con una densidad superficial de conteo constante cuando se la somete a un flujo de radiación uniformemente distribuido.

Además, otra característica de especial importancia en algunos sistemas de imagen y en especial de la gammacámara es la distorsión que se produce en la imagen debido a una falta de invarianza espacial (isoplanicidad). Las gammacámaras generan una primera transformación en el cristal y otra en los fototubos. Esto hace que la respuesta espacial pueda variar. A la facilidad que tenga el sistema de imágenes para responder de forma invariante a objetos lineales se denomina linealidad espacial y su cuantificación mide el grado de distorsión que se produce en la imagen [5,7].

Una característica buscada es la resolución espacial la cual está relacionada con la capacidad del sistema para distinguir los contornos de un objeto o detectar dos eventos separados en el espacio. La función de propagación lineal, $L(x)$, es la gráfica de la tasa

de conteo en función de la coordenada x cuando la fuente lineal es ubicada paralelamente al eje y en el plano paralelo a la cara del colimador y a una determinada distancia de ella. Las cantidades medidas son el Ancho Completo a Mitad de Altura ACMA (FWHM por sus siglas en inglés) y el Ancho Completo a un Décimo de Altura ACDA (FWTM) de la curva resultante [5]. Cuanto mejor sea la resolución espacial, mayor será la capacidad para detectar pequeñas anomalías manifestadas como sutiles diferencias en la concentración del radiotrazador en las imágenes clínicas. La dispersión del punto o la línea en la imagen obtenida es indicativa del grado de borrosidad o pérdida de resolución de la cámara [1,7].

La sensibilidad describe la probabilidad de captar un fotón incidente en el detector. La sensibilidad planar es convencionalmente cuantificada como la tasa de conteo por unidad de actividad de la fuente radiactiva, a una determinada distancia de la cara expuesta de la cubierta del cristal de la cámara sin colimador (sensibilidad intrínseca), o de la cara expuesta al colimador (sensibilidad extrínseca). En general, la sensibilidad intrínseca está directamente relacionada con el grosor del cristal y la anchura de la ventana del analizador de altura de pulso (PHA) e inversamente relacionada con la energía del fotón. La sensibilidad del sistema también está directamente asociada con la relación entre la superficie del cristal no cubierto por los tabiques del colimador de la superficie total del cristal, e inversamente relacionada con el grosor del colimador [15]

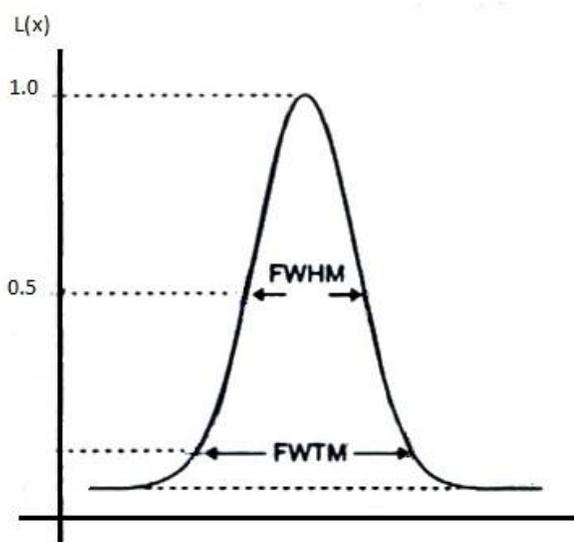


Figura 1.12.- Ancho Completo a Mitad de Altura ACMA (FWHM por sus siglas en inglés) y el Ancho Completo a un Décimo de Altura ACDA (FWTM) de la curva resultante. FWHM es la cifra usualmente citada como medida de la resolución espacial.

Actualmente en el Servicio de Medicina Nuclear del Hospital se llevan a cabo pruebas de control de calidad para la verificación de los valores permitidos de uniformidad planar intrínseca (sin colimador) y extrínseca (con colimador), del sistema gammacámara, realizados diaria, semanal y mensualmente. En ellas se comprueba la distribución homogénea en la imagen de las emisiones gamma captadas por el detector.

Además se realiza la evaluación del centro de rotación del sistema SPECT, con la cual se comprueba que la desviación del centro de rotación de la gammacámara respecto al eje de rotación esta dentro del valor permitido tanto por el fabricante como por las instituciones involucradas en el tema.

2. METODOLOGÍA

En general, en el procedimiento de realización de las pruebas se procuró seguir la metodología más próxima a la referida en el documento titulado “Protocolo Nacional del Control de Calidad en la Instrumentación en Medicina Nuclear”, formulado por las Sociedades Españolas de Física Medica, Medicina Nuclear y Protección Radiológica en 1995, éste a su vez está fundamentado en las recomendaciones publicadas en documentos del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), La Asociación Americana de Físicos Médicos (The American Association of Physicists in Medicine, AAPM), las Normas Internacionales establecidas por la Comisión Electrotécnica Internacional (International Electrotechnical Commission IEC/CEI), las normas establecidas por la Asociación de Fabricantes de Equipos Electricos (National Electrical Manufacturers Association, NEMA), y la Agencia para la protección de la Salud (Health Protection Agency, HPA) [7].

2.1 Materiales y equipo

Los controles de calidad se llevaron a cabo en las gammacámaras E.Cam y Symbia E, del Servicio de Medicina Nuclear del Hospital Médico Quirúrgico y Oncológico ISSS.

2.1.1. Gammacámaras

Las gammacámaras E.Cam y Symbia E que posee el Servicio de Medicina Nuclear del Hospital Médico Quirúrgico y Oncológico ISSS, poseen uno y dos detectores respectivamente, las cuales poseen modalidades de imagen planar y SPECT. Ambas permiten configurar el o los detectores a diferentes ángulos para optimizar la calidad de la imagen así como prefijar el tiempo o número de conteos para detener la adquisición.



Figura 2.1.- Gammacámara E.Cam de un detector del Servicio de Medicina Nuclear del Hospital Médico Quirúrgico y Oncológico ISSS.

Para estudios SPECT las gammacámaras dan la opción de realizar la adquisición en rotaciones de 180° o 360° de acuerdo al órgano de interés y al estudio que se esté llevando a cabo. Además de elegir si las adquisiciones se efectuaran deteniendo en detector en cada ángulo de proyección o en modo continuo.



Figura 2.2.- Gammacámara Symbia E de dos detectores del Servicio de Medicina Nuclear del Hospital Médico Quirúrgico y Oncológico ISSS.

Las gammacámaras están diseñadas para la detección de radionúclidos emisores de radiación gamma (γ), con vidas medias cortas y con energías desde 100 hasta 364 keV [23]. Para los radionúclidos con energías alrededor de 140 keV, el más comúnmente manejado, se utiliza un colimador de baja energía y alta resolución, mientras que en el caso de radionúclidos con emisiones más energéticas se utiliza el colimador de alta energía y baja resolución.

Las pruebas de control de calidad se efectuaron de manera intrínseca, es decir, midiendo los parámetros del cristal detector de la gammacámara sin colimador; así como extrínsecamente, lo cual significa que se colocó en la gammacámara el colimador de baja energía y alta resolución (LEHR), el cual posee 148(x1000) agujeros de forma hexagonal, de 24.05 mm de largo por 1.11 de diámetro y espesor de los tabiques de plomo de 0.16mm [24].

Las dos gammacámaras emplean el sistema operativo Window XP® con la aplicación syngo para administrar, visualizar e imprimir en película la información del paciente [25], y con syngo MI Applications para adquirir y procesar la información del paciente [26].

La ventana de energía seleccionada en el software correspondiente al analizador de altura de pulso, de acuerdo a lo recomendado en el protocolo, fue la empleada rutinariamente en las evaluaciones diagnósticas efectuadas en el Servicio de Medicina Nuclear, por lo tanto, una ventana de energía del 15%, es decir, 7.5 % a cada lado del fotopico en el espectro, el cual corresponde a la energía principal del fotón gamma [4, 7].

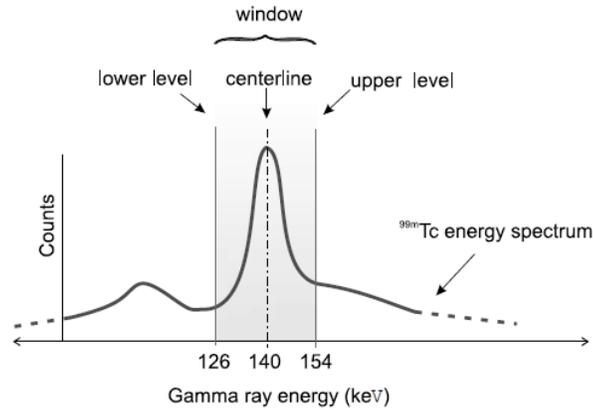


Figura 2.3.- Ventana de energía del 20% para ^{99m}Tc [7].

2.1.2. Fuentes radiactivas

Las pruebas de control de calidad se llevaron a cabo utilizando fuentes radiactivas puntuales de ^{99m}Tc , [7] y una fuente plana conteniendo ^{57}Co dispersado uniformemente.

2.1.2.1 Tecnecio-99 metaestable (^{99m}Tc)

Dentro de los radionucleidos más utilizados para estudios diagnósticos en medicina nuclear está el tecnecio. El ^{99}Tc es un elemento artificial que no se encuentra en la naturaleza y fue descubierto en 1937 por Carlo Perrier (1886-1948) y por Emilio Gino Segre (1905-1989).

El elemento tecnecio con número atómico 43 se encuentra en el grupo 7B de la tabla periódica entre el manganeso (25) y el renio (75) y está al lado derecho del molibdeno (42) y al lado izquierdo del rutenio (44).

El tecnecio-99 se desintegra por emisión beta y se transmuta a rutenio-99. Al mismo tiempo, por transición isomérica y la emisión de una radiación gamma monoenergética de 140 keV pasa al tecnecio-99 metaestable ^{99m}Tc , con una vida media

de 6,02 horas. Este radionucleido diagnóstico se obtiene en el laboratorio a partir de un generador de molibdeno-99 ($^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$) [21].

El generador de $^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$ es el más utilizado en la actualidad debido a la gran difusión que ha alcanzado el $^{99\text{m}}\text{Tc}$ para el diagnóstico en medicina nuclear. El radionúclido padre ^{99}Mo tiene un periodo de semidesintegración de 67 hr y decae por emisión β^- produciendo un 87% de $^{99\text{m}}\text{Tc}$, permaneciendo el 13% restante en forma de ^{99}Tc . Emite fotones de 740 y 780 KeV.

El $^{99\text{m}}\text{Tc}$ se obtiene básicamente al hacer pasar un líquido eluyente de NaCl al 9%, a través de una columna de alúmina de Molibdeno 99, el cual extrae el $^{99\text{m}}\text{Tc}$. Su gran ventaja es la facilidad para tener este equipamiento, en el mismo Servicio de Medicina Nuclear y obtener aquí el radioisótopo, sin riesgo para el personal o los pacientes [22].

2.1.2.2 Cobalto 57 (^{57}Co)

El cobalto de origen natural (Co) se compone de un isótopo estable, ^{59}Co . 28 radioisótopos se han caracterizado, siendo los más estables el ^{60}Co y el ^{57}Co .

El rango de peso atómico de los isótopos del cobalto va desde ^{47}Co a ^{75}Co . El modo de desintegración principal de los isótopos con unidades de masa atómica inferior a la del isótopo estable más abundante, ^{59}Co , es la captura electrónica y el modo primario de decaimiento para los de más de 59 unidades de masa atómica es la desintegración beta.



Figura 2.4.- Fuente plana de ^{57}Co .

El cobalto-57 (Co-57 o ^{57}Co) es un metal radiactivo que se utiliza en pruebas médicas. Es un emisor de rayos gamma y vida media de 271.77 días [27].

La fuente de inundación de ^{57}Co utilizada en las pruebas de control de calidad, consta de cobalto-57 incorporado en una matriz sólida para dar lugar a una distribución uniforme de actividad de 10mCi (370MBq) referenciada al 1 de julio de 2010 [28]. Cuando se coloca en el colimador de una gammacámara produce una imagen uniforme que se utiliza para asegurar el correcto funcionamiento de la cámara. El ^{57}Co emite fotones de energías similares a la de $^{99\text{m}}\text{Tc}$.

2.1.3. Fantomas

El fantoma es un mecanismo utilizado para el calibrado de equipos de imagen el cual contiene en su interior, elementos de características similares a los del organismo [29]. Durante los controles de calidad se utilizaron cuatro fantomas, a través de los cuales se obtuvieron los datos requeridos para la realización de los análisis y que son descritos a continuación:

- Fantoma de barras o líneas de cuatro cuadrantes.

Está construido con cuatro anchos diferentes de barras y espacios. Las barras en el cuadrante son dispuestas de forma que cada juego de barras está orientado 90° respecto a las barras del cuadrante adyacente. En cada cuadrante, el ancho de las barras y los espacios es igual [1]. Diseñado para la determinación precisa de la resolución intrínseca de la gammacámara, la resolución del colimador y la linealidad [30].

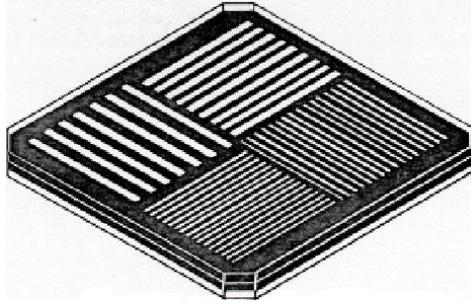


Figura 2.5.- Fantoma de barras o líneas de cuatro cuadrantes.

- Fantoma de uniformidad tomográfica.

Maniquí cilíndrico de polimetilmetacrilato (PMMA) de 20cm de diámetro, que puede ser llenado con una concentración de actividad conocida. Diseñado para evaluar la uniformidad tomográfica. [30]



Figura 2.6.- Fantoma de Uniformidad Tomográfica

- Fantoma de resolución tomográfica.

Maniquí cilíndrico de polimetilmetacrilato (PMMA) de 10cm de radio. Con él se realizan medidas de la resolución tomográfica, ajustes y pruebas de todos los sistemas SPECT en condiciones clínicas [7].

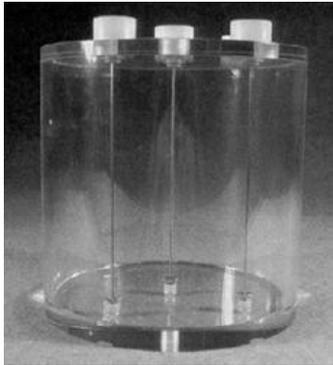
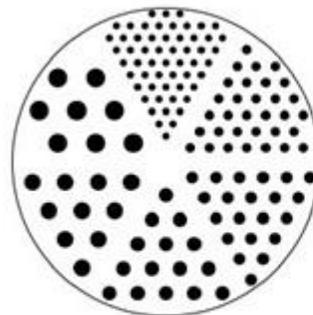


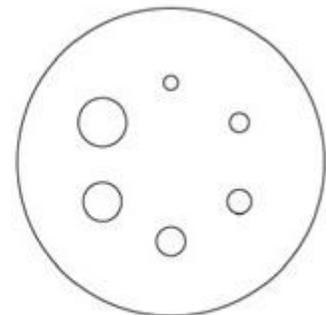
Figura 2.7.- Fantoma NEMA SPECT de tres fuentes lineales para resolución espacial tomográfica.

- Fantoma Jaszczak modelo Flangeless Deluxe ECT Phantom (ECT/FL-DLX/P) [31].

Fantoma de alto rendimiento o de funcionamiento total del sistema SPECT. Contiene distintos patrones geométricos y esferas de tamaño conocido.



Barras frías



Esferas frías

(a)

(b)

(c)

Figura 2.8.- (a) Fantoma Jaszczak Flangeless Deluxe ECT. (b) Diámetro de barras frías: 4.8, 6.4, 7.9, 9.5, 11.1 y 12.7 mm, Altura de barras frías: 8.8 cm. (c) Diámetro de esferas sólidas: 9.5, 12.7, 15.9, 19.1, 25.4 and 31.8 mm. Altura del centro de la esfera a la base del fantoma: 12.7 cm.

2.2 Pruebas de control de calidad

Control de calidad es el conjunto de medidas específicas y técnicas realizadas con el fin de controlar que un determinado aspecto de un proceso sea satisfactorio.

Los procedimientos médicos con radiaciones ionizantes necesitan ser ejecutados con la máxima precisión y con la mínima dosis en el paciente en base a los propósitos de diagnóstico o terapia. Por lo cual se hace imprescindible mantener una vigilancia exhaustiva sobre las características operativas o de desempeño de los sistemas instalados, de manera que los procesos médicos sean lo más preciso posible y se minimicen los errores de funcionamiento.

2.2.1 Control de calidad en gammagrafia planar

Las pruebas recomendadas para la gammagrafia planar por el protocolo que se llevaron a cabo en las gammacámaras E.Cam y Symbia son sensibilidad intrínseca, sensibilidad extrínseca, resolución espacial intrínseca, resolución espacial extrínseca y linealidad [7].

2.2.1.1 Sensibilidad intrínseca

En esta prueba de control de calidad se evaluó la capacidad que tiene la gammacámara de transformar cada desintegración radiactiva como un evento observable, a través de la determinación de la eficiencia de conteos del cabezal detector, medida como la respuesta de la cámara a una fuente de actividad conocida.

Para ello se retiró el colimador del cabezal y ubicó adecuadamente el detector, tal que la línea perpendicular a su centro pasara por el soporte de la fuente puntual de 0.1mCi de ^{99m}Tc . Una vez configurado el sistema, se realizó una adquisición estática durante 60seg. Los datos obtenidos para el detector de la gammacámara E.Cam fueron 24406 cts, mientras que para los detectores uno y dos de la gammacámara Symbia E 21983 cts y 22131cts respectivamente.

2.2.1.2 Sensibilidad extrínseca

En la sensibilidad extrínseca se determina la eficiencia de conteo del colimador utilizando una fuente distribuida uniformemente en un recipiente lleno de agua y ^{99m}Tc de aproximadamente 1.5 mCi, colocándola a una distancia de 10 cm de la cara del colimador y registrando la cantidad de conteos colectados durante 1 min.

Los conteos registrados durante un minuto fueron 365942 en gammacámara E.Cam, así como de 319156 en el detector 1 y 320378 en detector 2 de la gammacámara Symbia E.



(a)



(b)

Figura 2.9.- Arreglo experimental para determinar la sensibilidad intrínseca del sistema. En la imagen (a) se observa la fuente puntual de ^{99m}Tc cuyas emisiones son registradas por el detector 2 de la gammacámara Symbia. En la imagen (b) se observa lo mismo que en (a) pero esta vez en el detector de gammacámara E.Cam



(a)



(b)

Figura 2.10.- Prueba de control de calidad de sensibilidad extrínseca o del colimador. La imagen (a) corresponde a gammacámara Symbia mientras que (b) a gammacámara E.Cam.

2.2.1.3 Resolución espacial intrínseca

A través de esta prueba se evaluó la capacidad que tiene la gammacámara de distinguir dos eventos que se producen a una corta distancia uno de otro como entidades independientes. Para este fin se utilizó el fantoma de cuatro cuadrantes y una fuente puntual de ^{99m}Tc de 1mCi.

El procedimiento consistió en retirar el colimador del cabezal y colocar el fantoma sobre el cristal, alineado con los indicadores del detector, posteriormente se adquirió una imagen de 9000Kcts y luego se rotó el fantoma 90° hasta completar 4 imágenes. A continuación se determinó el tamaño mínimo de las barras que se ven separadas en las direcciones X e Y para calcular el ancho a mitad de altura (FWHM). Los datos obtenidos fueron los siguientes:

Tabla 2.1.- Datos obtenidos en la evaluación de la resolución espacial intrínseca.

Cuadrante	Symbia E (mm)								E.Cam (mm)			
	Detector 1				Detector 2							
I	2.20	3.10	2.20	2.60	2.20	3.0	3.10	2.80	2.10	2.20	2.10	2.20
II	2.40	1.90	2.40	2.40	1.90	2.20	2.40	2.00	2.40	2.30	2.30	2.30
III	3.60	3.50	3.80	3.40	3.40	3.80	3.50	3.80	3.00	3.70	3.80	3.50
IV	1.50	2.30	1.80	1.20	1.20	1.80	1.90	1.50	1.60	1.60	1.50	1.60



Figura 2.11.- Prueba de control de calidad para evaluar la resolución espacial intrínseca.

2.2.1.4 Resolución espacial extrínseca

Con esta prueba de control de calidad se verificó la resolución espacial del sistema, utilizando para ello el colimador de agujeros paralelos de baja energía y alta resolución (LEHR)

De igual manera que en la resolución espacial intrínseca se utilizó el fantoma de cuatro cuadrantes, pero en este caso se colocó sobre el colimador y encima de este, la fuente plana de ^{57}Co . Se adquirió una imagen estática de 9000Kcts y luego haciendo rotar el

fantoma 90° cada vez se repitió el procedimiento para cada cuadrante obteniendo los siguientes resultados:

Tabla 2.2.- Datos obtenidos de la imagen adquirida durante la prueba de control de calidad de resolución espacial extrínseca.

Cuadrante	Symbia E (mm)								E.Cam (mm)			
	Detector 1				Detector 2							
I	4.50	4.50	4.50	4.50	4.20	4.20	4.30	4.30	4.40	4.40	4.50	4.70
II	4.20	4.30	4.50	4.30	4.50	4.50	4.50	4.50	4.10	4.20	4.20	4.20
III	3.70	3.80	3.70	3.70	3.90	3.90	4.00	3.90	3.70	3.80	3.80	3.70
IV	3.90	4.10	4.00	3.90	3.80	3.80	3.90	3.90				



Figura 2.12.- Prueba de control de calidad para determinar resolución espacial extrínseca utilizando una fuente plana de ^{57}Co .

2.2.1.5 Linealidad

Con la prueba de linealidad se evalúa la capacidad que tiene el sistema para situar las coordenadas del punto de interacción de un evento en la posición en que ha tenido lugar.

En primer lugar se desmontó el colimador y se colocó sobre el cristal el fantoma de barras, para luego adquirir una imagen de 9000Kcts obtenidas de una fuente puntual de 0.1mCi. De la imagen obtenida se reportaron los siguientes datos medidos en el mismo cuadrante para cada una de las imágenes:

Tabla 2.3.- Datos obtenidos para análisis de linealidad.

Gammacámara	D1	D2	D3	D4	D5	D6
E.Cam	4.00	4.10	4.20	3.70	4.40	4.10
Symbia E	4.10	4.50	3.90	4.20	4.10	4.00

2.2.2. Control de calidad en sistema SPECT.

En este apartado se muestra el listado de pruebas realizadas para conocer el estado de funcionamiento del SPECT, entre las cuales se pueden mencionar: uniformidad tomográfica, resolución tomográfica con dispersión, contraste de la imagen, sensibilidad volumétrica y axial, variación angular de la uniformidad y sensibilidad, y prueba de funcionamiento global.

2.2.2.1 Uniformidad tomográfica.

Para comprobar la homogeneidad de la distribución de la radiactividad en un corte tomográfico, es decir, la uniformidad tomográfica se procedió a llenar con agua el fantoma de uniformidad tomográfica y se le agregó una actividad de ^{99m}Tc de 10mCi. Luego se ubicó el fantoma en el centro de rotación, paralelo a este, para llevar a cabo una adquisición tomográfica recogiendo un millón de cuentas por corte, en una órbita circular y un total de 64 proyecciones en gammacámara E.Cam y 32 en gammacámara Symbia E.

Posteriormente a la adquisición se reconstruyó la imagen en el software, utilizando diferentes tipos de filtros.



Figura 2.13.- Gammacámara E.Cam configurada para llevar a cabo la prueba de control de calidad de uniformidad tomográfica. En ella se puede observar el fantoma de uniformidad tomográfica.

2.2.2.2 Resolución tomográfica con dispersión.

Con esta prueba se mide la resolución tomográfica del sistema en condiciones clínicas. Para este propósito se utilizó el fantoma de resolución tomográfica, el cual posee tres fuentes lineales, la fuente lineal central fue llenada con una actividad de 1mCi. Se ubicó el fantoma sobre la mesa en dirección del eje de rotación de la gammacámara de tal manera que se encontrara paralelo a éste y se estableció un radio de rotación de 25cm, se realizó una adquisición tomográfica con un total de 120 proyecciones, recogiendo en cada una de ellas 100Kcts. Luego de finalizada la adquisición, se procedió a la reconstrucción de la imagen tomográfica.



Figura 2.14.- Imagen que muestra el arreglo experimental para determinar la resolución tomográfica en condiciones clínicas.

2.2.2.3 Contraste de la imagen.

Como su nombre lo indica por medio de esta prueba se evalúa el contraste de la imagen.

En primer lugar se arregló el fantoma Jaszczkas con las esferas frías, llenándolo con agua y una actividad de 25mCi. Posteriormente se colocó el fantoma en dirección del eje de rotación del sistema y paralelo a este, de tal manera que se pudiera llevar a cabo una adquisición tomográfica de 128 proyecciones, recogiendo en cada una de ellas 800 Kcts. Como en las pruebas anteriormente descritas, al finalizar la adquisición se llevo a cabo la reconstrucción de la imagen tomográfica.



Figura 2.15.- En las imágenes se muestra el fantoma Jaszczkas en las gammacámaras Symbia y E.Cam para la evaluación del contraste de la imagen.

2.2.2.4 Sensibilidad volumétrica y axial.

Con esta prueba se determina la sensibilidad del sistema SPECT. Para ello se llenó el fantoma de uniformidad con agua y una actividad de 5mCi y se adquirió una imagen estática de 1 millón de cuentas.



(a)



(b)

Figura 2.16.- (a) Fantoma de uniformidad tomográfica para determinación de la sensibilidad volumétrica y axial. (b) Muestra el monitor incorporado a la gammacámara en el cual se puede apreciar la imagen estática que se está adquiriendo del fantoma de uniformidad.

2.2.2.5 Variación angular de la uniformidad y sensibilidad.

Para empezar se preparó una fuente de 5mCi y se sujetó al cabezal detector cuidando de protegerlo de contaminación con el material radiactivo. Se efectuó una adquisición estática de 1000Kcts, a continuación se realizó una adquisición tomográfica de 64 proyecciones, prefijando como tiempo de parada por proyección el tiempo que le tomó a la gammacámara obtener la imagen estática.



Figura 2.17.- Fuente puntual adherida al colimador en el detector de la gammacámara E.Cam, para medir la variación angular de la uniformidad y sensibilidad.

2.2.2.6 Prueba de funcionamiento global.

La finalidad de la ejecución de esta prueba es la de comprobar que el sistema funciona adecuadamente en condiciones similares a aquellas usadas en estudios clínicos, estimando el tamaño de objetos conocidos y midiendo la relación de cuentas entre el centro y el borde de la imagen.

Se preparó el fantoma Jaszczkas colocando en su interior las esferas frías así como el elemento de barras frías, llenándolo con agua y una actividad entre 25mCi. Consecutivamente a colocarlo paralelo al eje de rotación del equipo, y a un radio de rotación de 25cm se llevó a cabo una adquisición tomográfica de 128 proyecciones, colectando en cada una de ellas un total de 800 Kcts. Finalizada la adquisición se reconstruyó la imagen tomográfica.



Figura 2.18.- Montaje para llevar a cabo la prueba de control de calidad de funcionamiento global.

3. DISCUSIÓN Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

En esta sección se discuten los resultados obtenidos en las mediciones realizadas durante los controles de calidad llevados a cabo en las gammacámaras E.Cam y Symbia E. Se presenta el resultado por prueba realizada en ambas gammacámaras.

3.1 Sensibilidad intrínseca

De los resultados registrados en la ejecución de esta prueba se determinó la eficiencia del cristal a través de la siguiente ecuación:

$$\varepsilon = \frac{T_c}{A} \quad \text{Ec. 3.1}$$

donde, T_c es la tasa de conteo y A es la actividad en MBq [7].

La tasa de conteo se calcula dividiendo el número de cuentas registradas en un tiempo determinado, el cual fue de 60seg quedando de la siguiente manera para gammacámara E.Cam:

$$T_c = \frac{24,406 \text{ cts}}{60 \text{ seg}}$$

Mientras que para los detectores de gammacámara Symbia E:

$$\begin{aligned} T_{c_{D1}} &= \frac{21,983 \text{ cts}}{60 \text{ seg}} \\ &= 366.38 \text{ cps} \end{aligned}$$

y,

$$Tc_{D2} = \frac{22,131 \text{ cts}}{60 \text{ seg}}$$

$$= 368.85 \text{ cps}$$

Sustituyendo los datos en la ecuación 3.1 se obtuvo para gammacámara E.Cam:

$$\varepsilon_{E.Cam} = \frac{406.77 \text{ cps}}{3.70 \text{ MBq}}$$

$$= 109.94 \text{ cps/MBq}$$

Mientras que para gammacámara Symbia E el resultado fue el siguiente:

$$\varepsilon_{D1} = \frac{366.38 \text{ cps}}{3.70 \text{ MBq}}$$

$$\varepsilon_{D1} = 99.02 \text{ cps/MBq}$$

y,

$$\varepsilon_{D2} = \frac{368.85 \text{ cps}}{3.70 \text{ MBq}}$$

$$\varepsilon_{D2} = 99.69 \text{ cps/MBq}$$

Donde los subíndices representan al detector 1 y 2.

El dato de referencia dado por el fabricante corresponde a 100 cps/MBq [7], por lo tanto se determina el error porcentual del dato experimental como se muestra en la siguiente ecuación:

$$E(\%) = \left| \frac{V_E - V_R}{V_R} \right| \times 100 \quad \text{Ec. 3.2}$$

donde V_E es el valor experimental y V_R es el valor de referencia [33].

Sustituyendo los valores de eficiencia calculados y el valor de referencia se obtienen los siguientes errores porcentuales:

$$E_{E.Cam}(\%) = 9.04 \%$$

Gammacámara Symbia E:

$$E_{D1}(\%) = 0.98 \%$$

$$E_{D2}(\%) = 0.31 \%$$

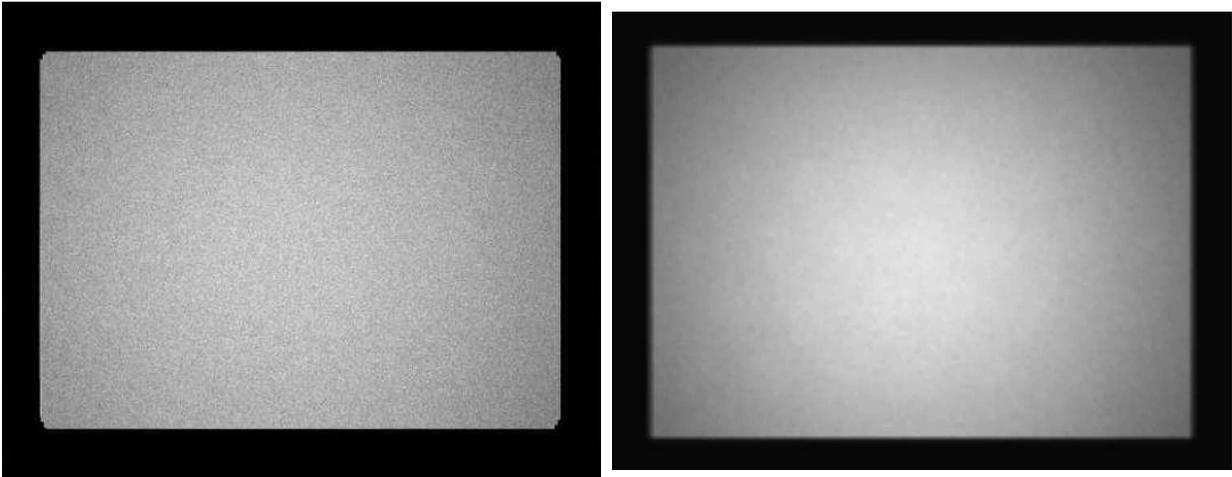


Figura 3.1.- Imagen adquirida para el control de calidad de la sensibilidad intrínseca en gammacámara E.Cam (imagen izquierda) y Symbia E (imagen derecha).

3.2 Sensibilidad extrínseca

Para evaluar la sensibilidad extrínseca o sensibilidad del colimador, se realiza de manera análoga al procedimiento efectuado para determinar la sensibilidad intrínseca [7], por lo tanto, de los datos registrados se obtienen los siguientes resultados para gammacámara E.Cam:

$$T_{C_{E.Cam}} = \frac{365,942 \text{ cts}}{60 \text{ s}}$$

$$T_{C_{E.Cam}} = 6,099.03 \text{ cps}$$

Sustituyendo la tasa de conteo y la actividad en la ecuación 3.1 se determina la sensibilidad del colimador de la siguiente manera:

$$\varepsilon_{E.Cam} = \frac{6,099.03 \text{ cps}}{55.50 \text{ MBq}}$$

$$\varepsilon_{E.Cam} = 109.90 \text{ cps /MBq}$$

De la misma manera se calcula la sensibilidad del colimador en gammacámara Symbia E, determinando en primer lugar la tasa de conteo para cada detector,

$$Tc_{D1} = \frac{379,156 \text{ cts}}{60 \text{ s}}$$

$$Tc_{D2} = \frac{369,378 \text{ cts}}{60 \text{ s}}$$

$$Tc_{D1} = 6,319.27 \text{ cps}$$

$$Tc_{D2} = 6,156.30 \text{ cps}$$

Sustituyendo en la ecuación 3.1 la sensibilidad queda de la siguiente manera

$$\varepsilon_{D1} = \frac{6,319.27 \text{ cps}}{55.50 \text{ MBq}}$$

$$\varepsilon_{D2} = \frac{6,156.30 \text{ cps}}{55.50 \text{ MBq}}$$

$$\varepsilon_{D1} = 113.86 \text{ cps /MBq}$$

$$\varepsilon_{D2} = 110.92 \text{ cps /MBq}$$

El valor de referencia proporcionado por el fabricante corresponde a 100 cps/MBq [7], de modo que sustituyendo en la ecuación 3.2 los valores de eficiencia del colimador obtenidos se estima el error porcentual de la medición, tal como sigue.

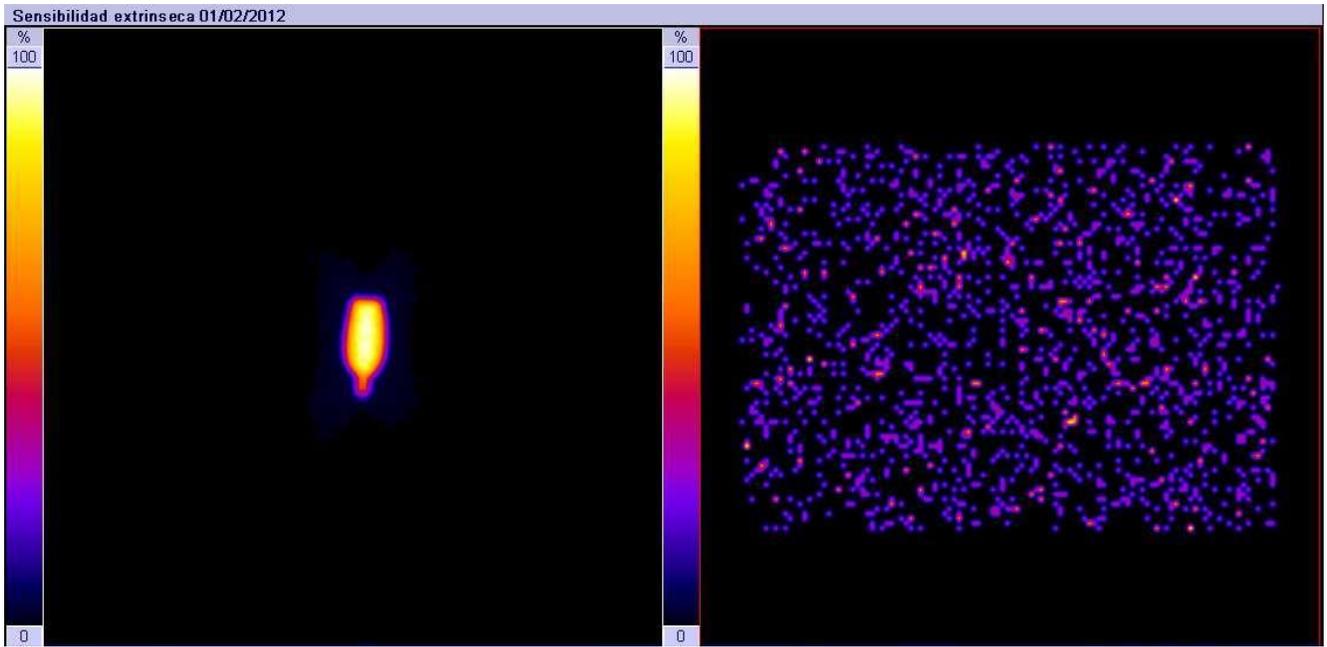
Gammacámara E.Cam:

$$E_{E.Cam}(\%) = 9.90 \%$$

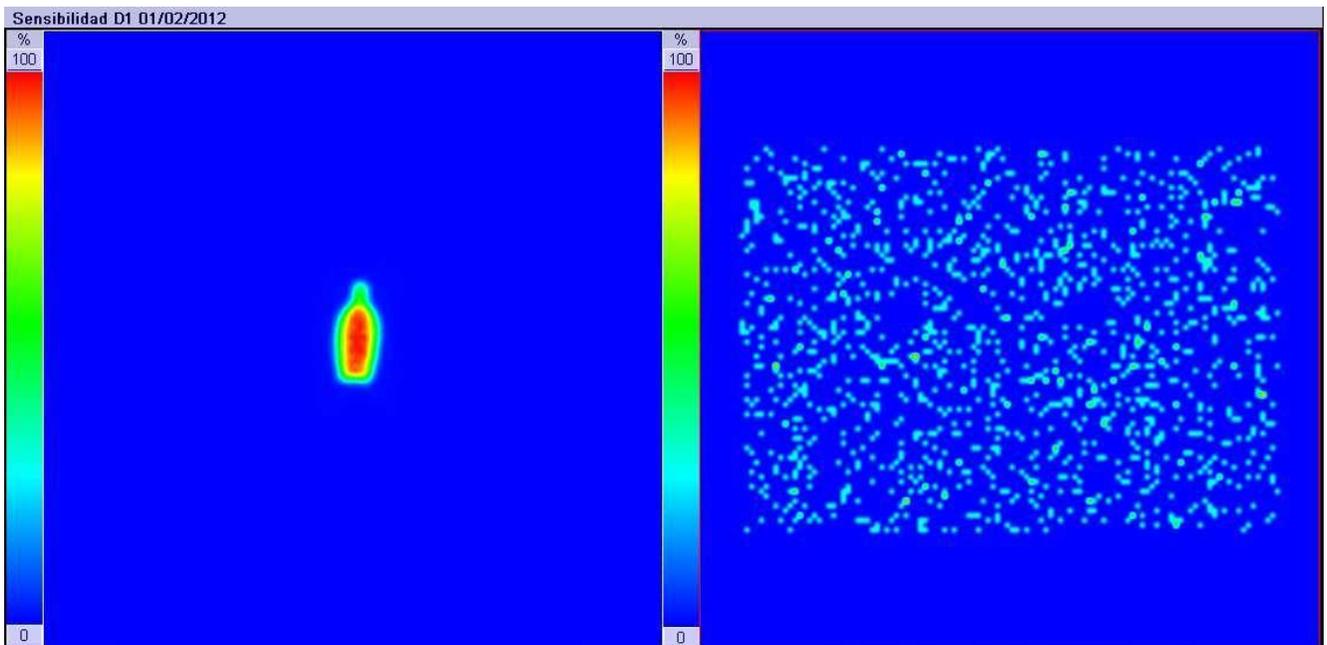
Detectores gammacámara Symbia E:

$$E_{D1}(\%) = 13.90 \%$$

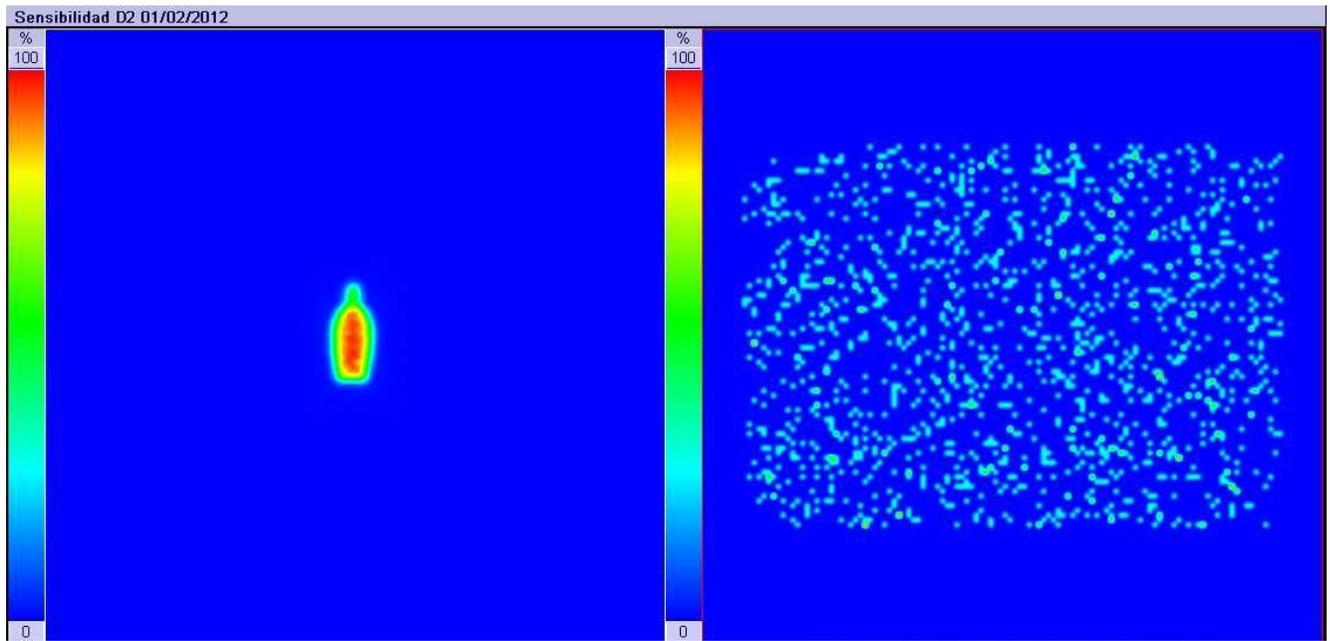
$$E_{D_2}(\%) = 10.90\%$$



(a)



(b)



(c)

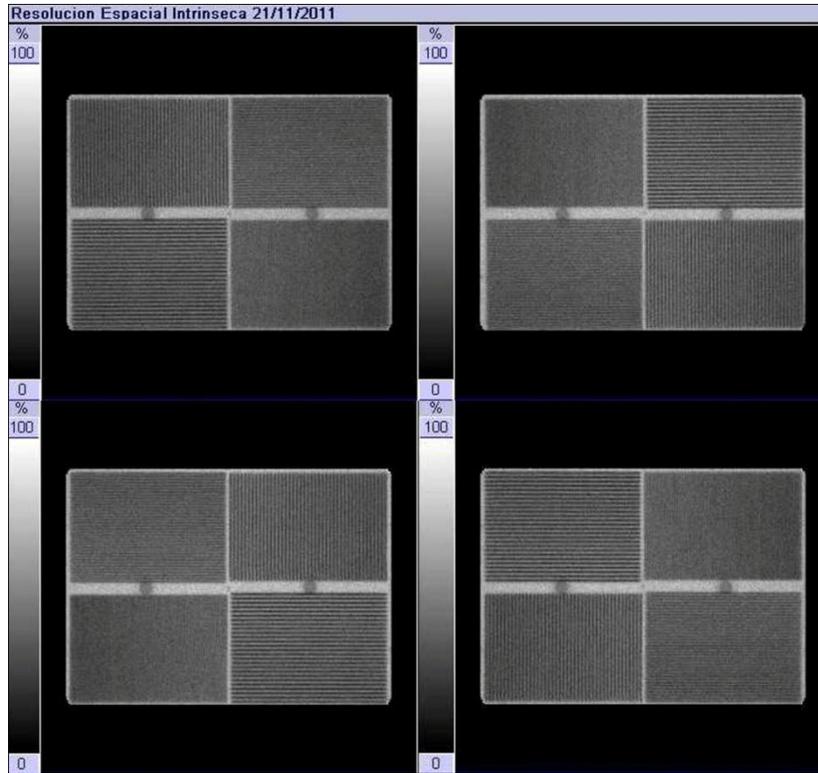
Figura 3.2.- Imágenes adquiridas en prueba de control de calidad de sensibilidad extrínseca. La imagen de la izquierda corresponde a la adquirida con una muestra de ^{99m}Tc de 1.5 mCi (55.50 MBq.), mientras que la imagen de la derecha es la radiación de fondo. (a) E.Cam, (b) Detector 1, gammacámara Symbia E, (c) Detector 2, gammacámara Symbia E.

3.3 Resolución espacial intrínseca

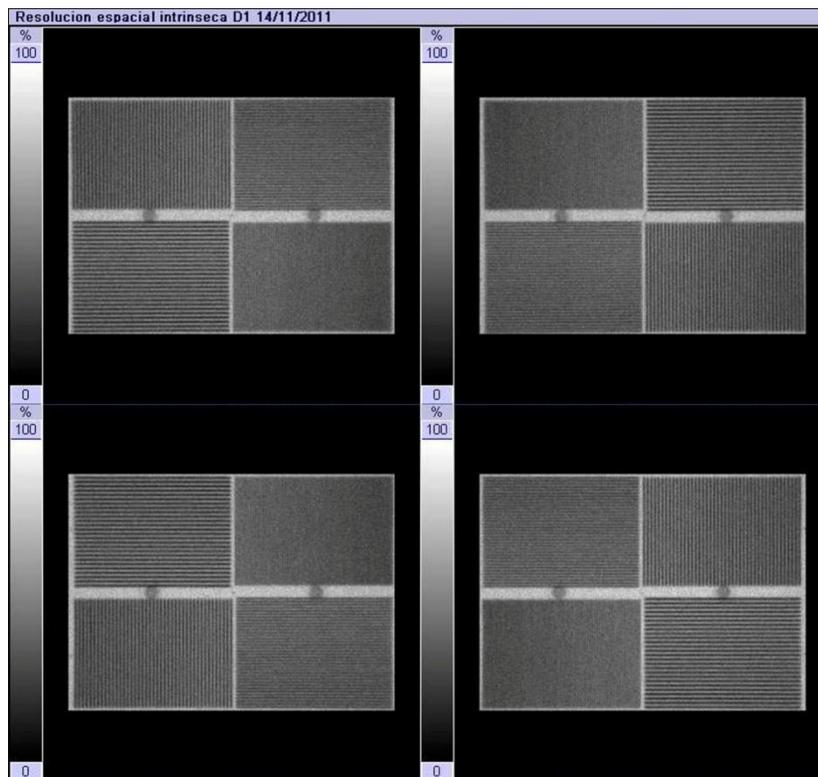
La resolución espacial intrínseca se determina por medio de la observación del tamaño mínimo de separación entre las barras de la imagen adquirida, a través del cálculo del ancho a mitad de altura utilizando la siguiente ecuación:

$$FWHM = 1.75 * B \quad \text{Ec. 3.3}$$

donde FWHM es el ancho a mitad de altura por sus siglas en ingles, y B es la mínima separación entre barras observada [7].



(a)



(b)

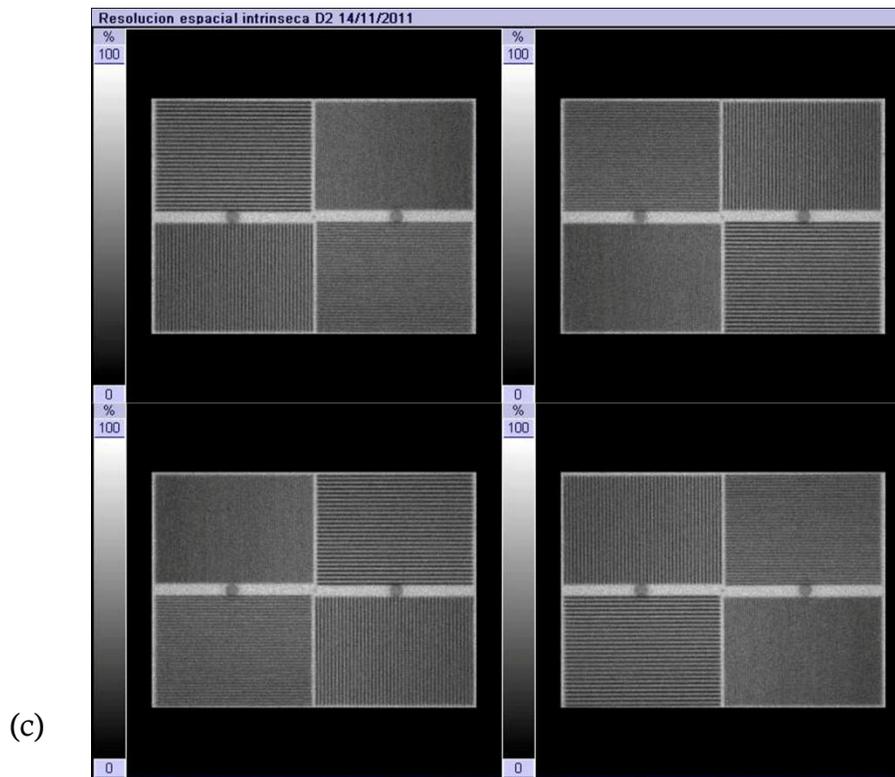


Figura 3.3.- Imágenes adquiridas en la prueba de control de calidad de resolución espacial intrínseca en gammacámara E.Cam (figura a), y los detectores 1 y 2 de gammacámara Symbia E (figura b y c). En cada una se observan cuatro imágenes, que son el resultado de rotar el fantoma de barras paralelas 90° por cada adquisición.

De los datos observados y que se presentan en la tabla 2.1, se calcula el ancho a mitad de altura, tomando para ello el dato que representa la menor separación. Por lo tanto se tiene lo siguiente:

E.Cam

CUADRANTE 1

$$FWHM = 1.75 * 2.10 \text{ mm}$$

$$FWHM = 3.68 \text{ mm}$$

CUADRANTE 2

$$FWHM = 1.75 * 2.40 \text{ mm}$$

$$FWHM = 4.20 \text{ mm}$$

CUADRANTE 3

$$FWHM = 1.75 * 3.00 \text{ mm}$$

$$FWHM = 5.25 \text{ mm}$$

CUADRANTE 4

$$FWHM = 1.75 * 1.60 \text{ mm}$$

$$FWHM = 2.80 \text{ mm}$$

A continuación se promedian los resultados obtenidos de los cuatro cuadrantes para determinar el valor de la resolución espacial intrínseca, utilizando para ello la ecuación de la media aritmética

$$\bar{x} = \frac{x_1 + x_2 + x_3 + \dots + x_n}{n} \quad \text{Ec. 3.4}$$

donde x_1, x_2, \dots, x_n es el valor de cada lectura y n es el número de lecturas [33].
Sustituyendo se tiene lo siguiente:

$$\overline{FWHM}_{E.Cam} = \frac{(3.68 + 4.20 + 5.25 + 2.80) \text{ mm}}{4}$$

$$\overline{FWHM}_{E.Cam} = 3.98 \text{ mm}$$

Evaluando el resultado en la ecuación 3.2 se calcula el error porcentual de la medida, tal como se muestra a continuación:

$$E(\%) = \left| \frac{3.98 - 3.80}{3.80} \right| \times 100$$

$$E(\%) = 4.74 \%$$

Symbia E

	DETECTOR 1	DETECTOR 2
CUADRANTE 1	<i>FWHM = 1.75 * 2.20 mm</i>	<i>FWHM = 1.75 * 2.20 mm</i>
	<i>FWHM = 3.85 mm</i>	<i>FWHM = 3.85 mm</i>
CUADRANTE 2	<i>FWHM = 1.75 * 1.90 mm</i>	<i>FWHM = 1.75 * 1.90 mm</i>
	<i>FWHM = 3.33 mm</i>	<i>FWHM = 3.33 mm</i>
CUADRANTE 3	<i>FWHM = 1.75 * 3.40 mm</i>	<i>FWHM = 1.75 * 3.40 mm</i>
	<i>FWHM = 5.95 mm</i>	<i>FWHM = 5.95 mm</i>
CUADRANTE 4	<i>FWHM = 1.75 * 1.20 mm</i>	<i>FWHM = 1.75 * 1.20 mm</i>
	<i>FWHM = 2.10 mm</i>	<i>FWHM = 2.10 mm</i>

Promediando los resultados calculados para el detector 1 y 2, se obtiene la resolución espacial intrínseca para ambos detectores tal como se muestra a continuación,

$$\overline{FWHM}_{D1yD2} = \frac{(3.85+3.33+5.95+2.10) \text{ mm}}{4}$$

$$\overline{FWHM}_{D1yD2} = 3.81 \text{ mm}$$

El valor de referencia proporcionado por el fabricante, corresponde a 3.80 mm, por lo que sustituyendo el resultado obtenido en la ecuación 3.2 se obtiene el error porcentual de la medida

$$E(\%) = \left| \frac{3.81 - 3.80}{3.80} \right| \times 100$$

$$E(\%) = 0.26 \%$$

3.4 Resolución espacial extrínseca

De manera similar a la resolución espacial intrínseca, la resolución espacial extrínseca o del colimador, se calculó a través de la determinación del ancho a mitad de altura (Ec. 3.3), utilizando la menor separación observada.

E.Cam

CUADRANTE 1

$$FWHM = 1.75 * 4.40 \text{ mm}$$

$$FWHM = 7.70 \text{ mm}$$

CUADRANTE 2

$$FWHM = 1.75 * 4.10 \text{ mm}$$

$$FWHM = 7.18 \text{ mm}$$

CUADRANTE 3

$$FWHM = 1.75 * 3.70 \text{ mm}$$

$$FWHM = 6.48 \text{ mm}$$

De los valores obtenidos se saca el promedio, para poder determinar la resolución espacial del colimador,

$$\overline{FWHM}_{E.Cam} = \frac{(7.70 + 7.18 + 6.48) \text{ mm}}{3}$$

$$\overline{FWHM}_{E.Cam} = 7.12 \text{ mm}$$

A partir del valor de referencia proporcionado por el fabricante, 7.50 mm, y con el dato obtenido experimentalmente, 7.12 mm, se determina el error porcentual de la medición efectuada, por medio de la ecuación 3.2.

$$E(\%) = \left| \frac{7.12 - 7.50}{7.50} \right| \times 100$$

$$E(\%) = 5.07 \%$$

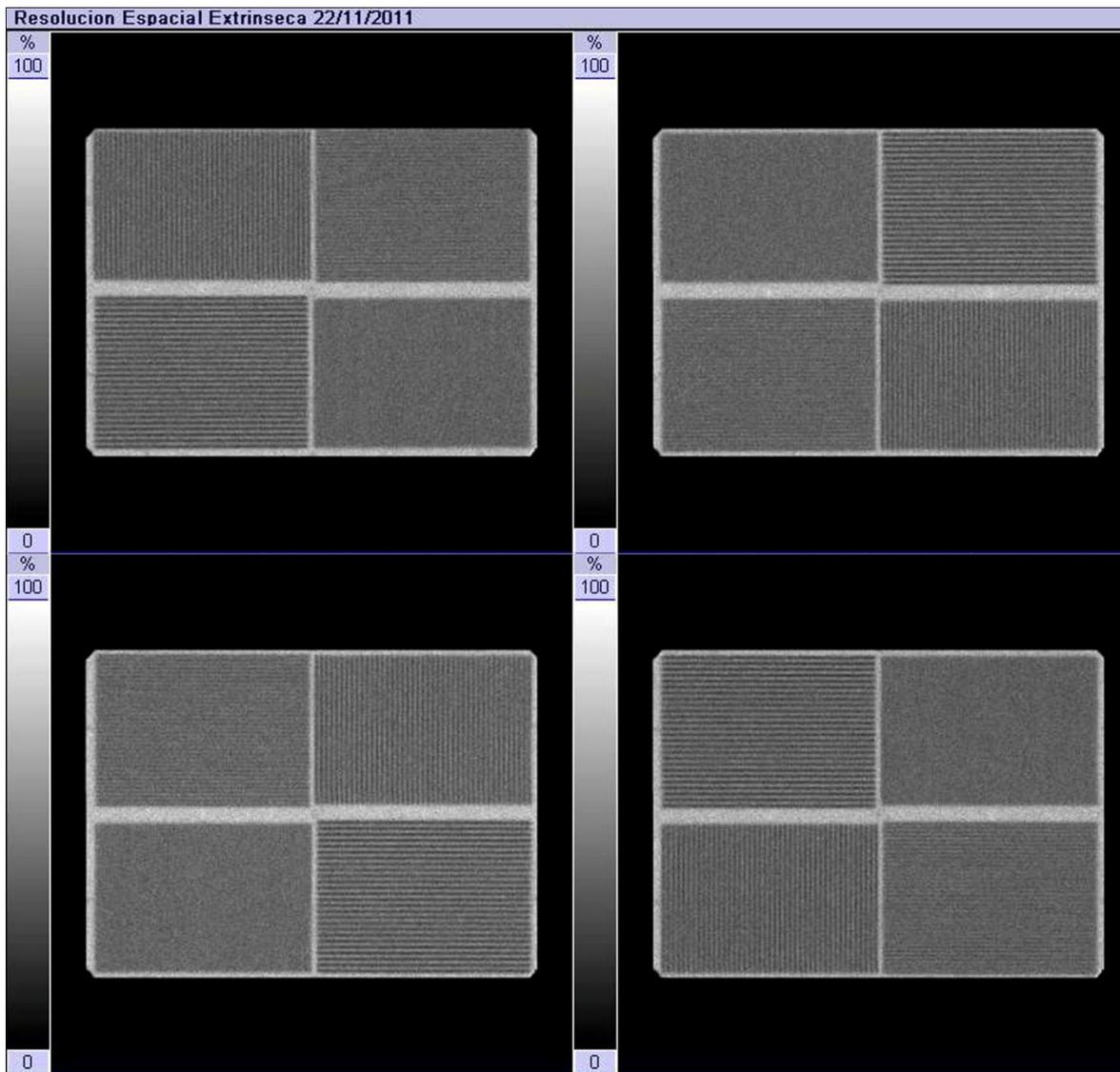


Figura 3.4.- Imágenes adquiridas en la prueba de control de calidad de resolución espacial extrínseca en gammacámara E.Cam.

Symbia E

	DETECTOR 1	DETECTOR 2
CUADRANTE 1	$FWHM = 1.75 * 4.50 \text{ mm}$ $FWHM = 7.88 \text{ mm}$	$FWHM = 1.75 * 4.20 \text{ mm}$ $FWHM = 7.35 \text{ mm}$
CUADRANTE 2	$FWHM = 1.75 * 4.20 \text{ mm}$ $FWHM = 7.35 \text{ mm}$	$FWHM = 1.75 * 4.50 \text{ mm}$ $FWHM = 7.88 \text{ mm}$
CUADRANTE 3	$FWHM = 1.75 * 3.70 \text{ mm}$ $FWHM = 6.48 \text{ mm}$	$FWHM = 1.75 * 3.90 \text{ mm}$ $FWHM = 6.83 \text{ mm}$
CUADRANTE 4	$FWHM = 1.75 * 3.90 \text{ mm}$ $FWHM = 6.83 \text{ mm}$	$FWHM = 1.75 * 3.80 \text{ mm}$ $FWHM = 6.65 \text{ mm}$

Se promedian los resultados, de manera que se tenga el valor del ancho a mitad de altura para cada detector.

$$\overline{FWHM}_{D1} = \frac{(7.88 + 7.35 + 6.48 + 6.83) \text{ mm}}{4}$$

$$\overline{FWHM}_{D1} = 7.14 \text{ mm}$$

$$\overline{FWHM}_{D2} = \frac{(7.35+7.88+6.83+6.65) \text{ mm}}{4}$$

$$\overline{FWHM}_{D2} = 7.18 \text{ mm}$$

Utilizando la ecuación 3.2, el error porcentual queda de la siguiente manera;

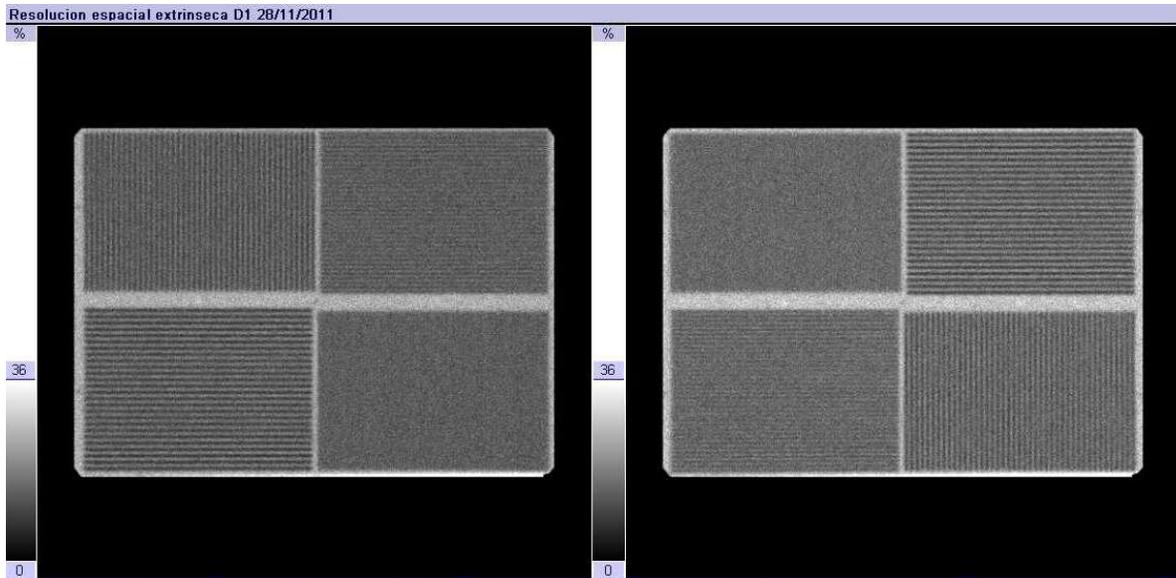
$$E(\%)_{D1} = \left| \frac{7.14 - 7.50}{7.50} \right| \times 100$$

$$E(\%)_{D1} = 4.80 \%$$

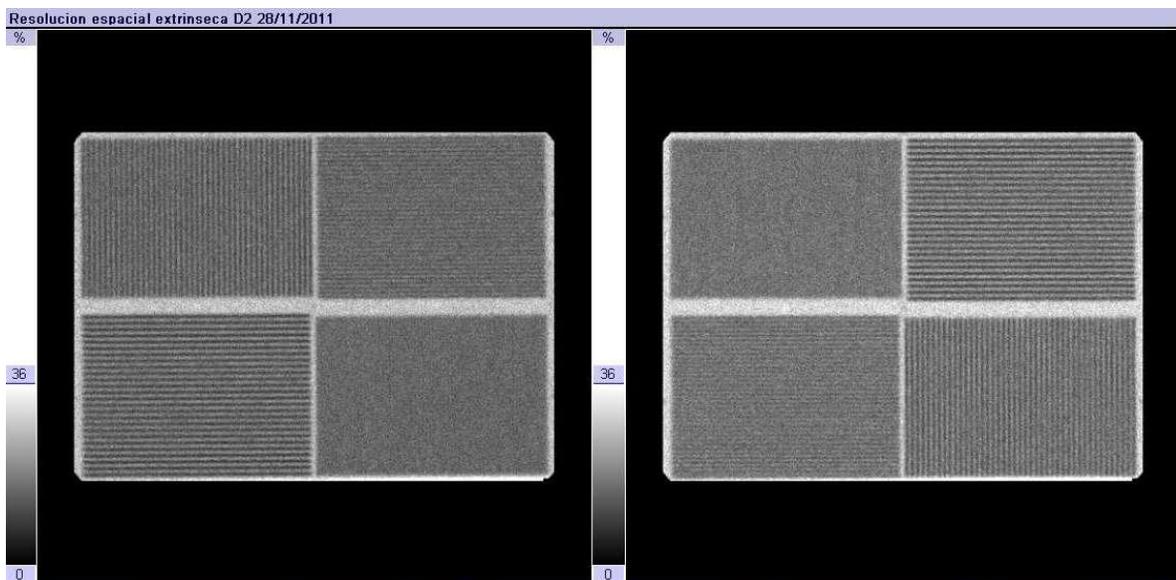
y;

$$E(\%)_{D2} = \left| \frac{7.18 - 7.50}{7.50} \right| \times 100$$

$$E(\%)_{D2} = 4.27 \%$$



(a)



(b)

Figura 3.5.- Imágenes adquiridas durante la evaluación de la resolución espacial extrínseca en gammacámara Symbia E. En (a) se muestra la imagen adquirida en el detector 1 mientras que en (b) la del detector 2.

3.5 Linealidad

Para la evaluación de la linealidad se siguió el procedimiento que se efectuó para la resolución espacial intrínseca, puesto que se retiró el colimador de alta definición y baja energía, se utilizó el fantoma de barras y se adquirió una imagen estática, por medio de la cual se tomaron datos, correspondientes a la menor separación entre barras observadas.

De los datos presentados en la tabla 3, se calcula la variación de estos utilizando para ello la desviación estándar para un conjunto finito de lecturas [33], dicha variación corresponde al valor que representa la linealidad espacial del sistema y la cual debe tener un valor menor o igual a 0.20 mm.

$$s = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n-1}} \quad \text{Ec. 3.5}$$

donde s es la desviación estándar de un conjunto finito de lecturas.

E.Cam

El promedio de las lecturas presentadas en la tabla 3 se calcula utilizando la ecuación 3.4, tal como sigue,

$$\bar{x} = \frac{(4.00 + 4.10 + 4.20 + 3.70 + 4.40 + 4.10)mm}{6}$$

$$\bar{x} = 4.1 \text{ mm}$$

Sustituyendo el valor del promedio en la ecuación 3.5 se obtiene el valor de la linealidad espacial.

$$s = \sqrt{\frac{[(4.00 - 4.10)^2 + (4.10 - 4.10)^2 + (4.20 - 4.10)^2 + (3.70 - 4.10)^2 + (4.40 - 4.10)^2 + (4.10 - 4.10)^2]mm}{6 - 1}}$$

$$s = 0.21 \text{ mm}$$

Evaluando este resultado en la ecuación 3.2 se determina el error porcentual del dato medido experimentalmente,

$$E(\%)_{E.Cam} = \left| \frac{0.21 - 0.20}{0.20} \right| \times 100$$

$$E(\%)_{E.Cam} = 5\%$$

Symbia E

Siguiendo el mismo procedimiento que para la gammacámara E.Cam se determina la linealidad espacial del sistema, en primer lugar calculando el promedio de los datos medidos,

$$\bar{x} = \frac{(4.10 + 4.50 + 3.90 + 4.20 + 4.10 + 4.00)mm}{6}$$

$$\bar{x} = 4.13 \text{ mm}$$

Luego con la ecuación 3.5 calculamos la desviación estándar, con la cual obtendremos el valor de la linealidad espacial.

$$s = \sqrt{\frac{[(4.10 - 4.13)^2 + (4.50 - 4.13)^2 + (3.90 - 4.13)^2 + (4.20 - 4.13)^2 + (4.10 - 4.13)^2 + (4.00 - 4.13)^2]mm}{6 - 1}}$$

$$s = 0.21 \text{ mm}$$

Por lo que tomando el valor de referencia se obtiene el error porcentual,

$$E(\%)_{Symbia E} = \left| \frac{0.21 - 0.20}{0.20} \right| \times 100$$

$$E(\%)_{Symbia E} = 5\%$$

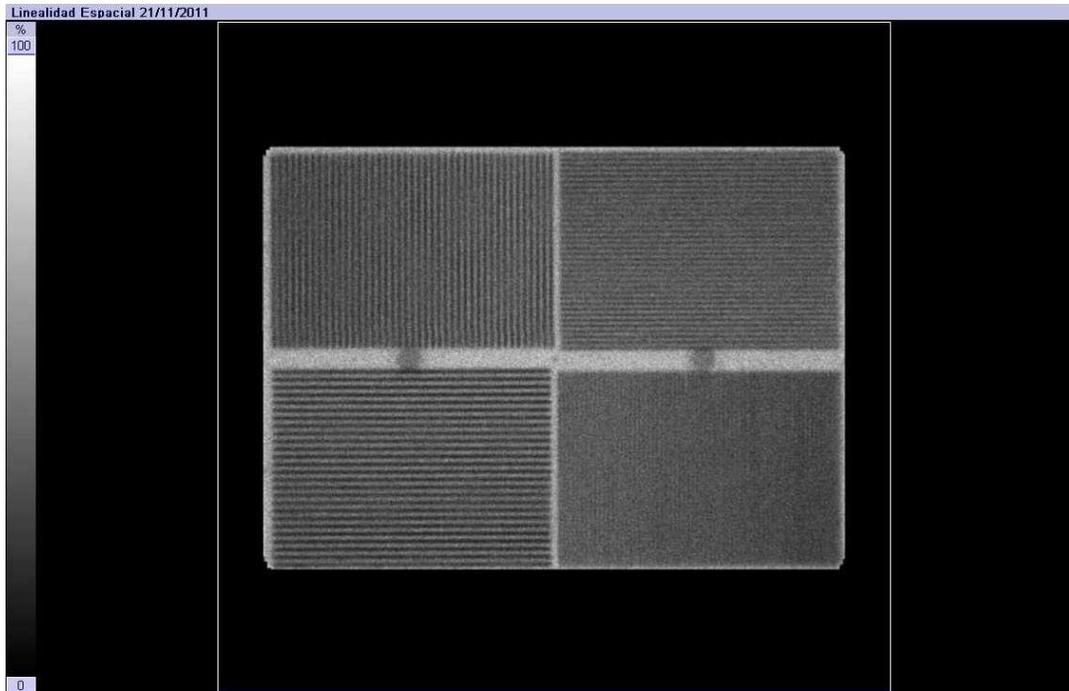


Figura 3.6.- Imagen adquirida para la evaluación de linealidad del sistema en gammacámara E.Cam.

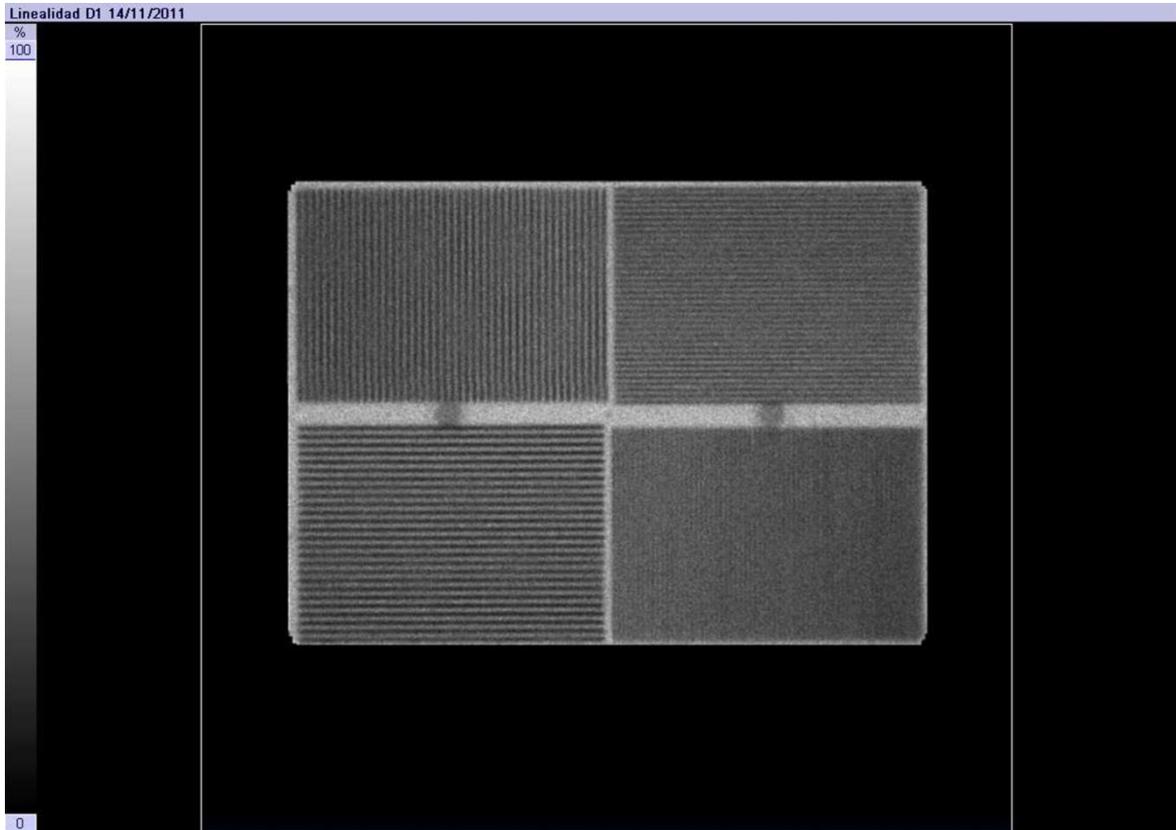


Figura 3.7.- Imagen adquirida para la evaluación de la linealidad del sistema en gammacámara Symbia E.

3.6 Uniformidad tomográfica

La imagen adquirida durante la evaluación de la uniformidad tomográfica, fue reconstruida posteriormente a su adquisición, mediante la retroproyección filtrada. De dicho procedimiento se obtuvieron los datos que se presentan en la tabla 3.1.

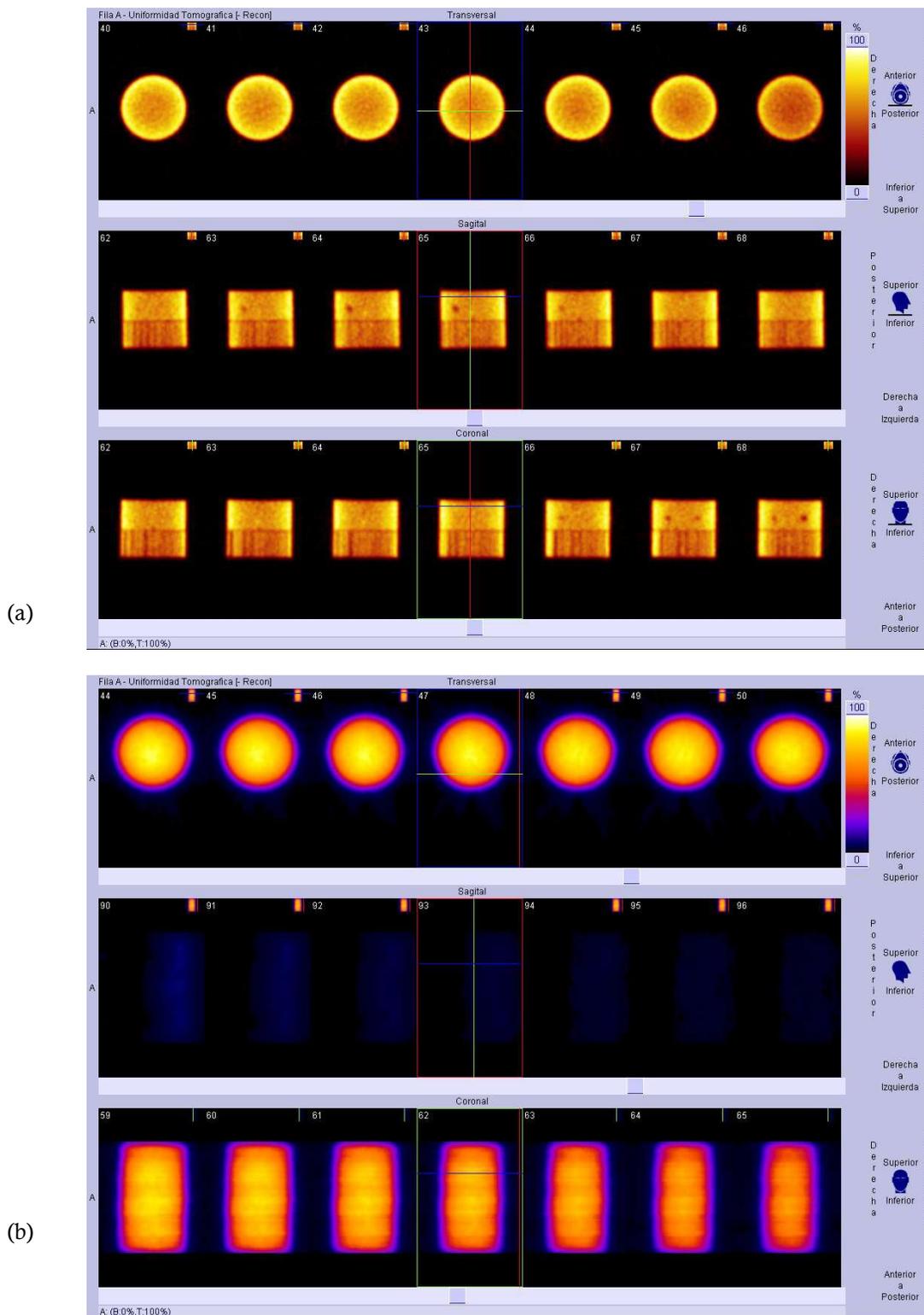


Figura 3.8.- Imágenes adquiridas durante la prueba de control de calidad de uniformidad tomográfica, la cual fue reconstruida aplicando un filtro Metz. En (a) se observa la imagen de gammacámara E.Cam, mientras que en (b) de gammacámara Symbia E.

Tabla 3.1.- Valores de cuentas por pixel (cpp) obtenidas para el análisis de la uniformidad tomográfica de los sistemas gammacámara.

Cuadrante	E.Cam (cpp)		Symbia E (cpp)	
	Min	Max	Min	Max
I	49	61	50	64
II	48	61	50	63
III	62	78	49	62
IV	52	65	49	61

La uniformidad tomográfica se calcula mediante la siguiente ecuación:

$$U(\%) = \frac{(\text{maximum pixel ct} - \text{minimum pixel ct})}{(\text{maximum pixel ct} + \text{minimum pixel ct})} \times 100 \quad \text{Ec. 3.6}$$

donde *maximum pixel ct* es el máximo conteo por pixel mientras que *minimum pixel ct* es el mínimo conteo por pixel registrado [20].

Sustituyendo los datos de la tabla 3.1 en la ecuación 3.6 se obtienen los siguientes resultados:

Tabla 3.2.- Valores calculados para el control de calidad de uniformidad tomográfica.

Cuadrante	E.Cam (%)	Symbia E (%)
I	10.91	12.28
II	11.93	11.50
III	11.43	11.71
IV	11.11	10.91
Promedio	11.35	11.60

Por lo tanto, la uniformidad tomográfica toma un valor de 11.35% para gammacámara E.Cam, mientras que 11.60% para gammacámara Symbia E. Los valores normales en de uniformidad tomográfica oscilan entre 11% y 18% [20].

3.7 Resolución tomográfica con dispersión

La resolución tomográfica con dispersión es usada a menudo para determinar la respuesta del sistema SPECT cuando se adquiere una imagen de una fuente lineal colocada en un fantoma “lleno de aire”. Esto se efectúa por medio de la siguiente ecuación:

$$FWHM(mm) = k.FWHM(pixeles) \quad \text{Ec. 3.7}$$

donde k es el tamaño de pixel [31].

Se evaluó un área de dos pixeles de 4.8 mm, de los cuales se obtuvieron los siguientes datos:

Tabla 3.3.- Datos para análisis de resolución tomográfica. Y son las cuentas por pixel.

Y(cpp)	E.Cam	Symbia E
Y(max-2)	1228	1702
Y(max-1)	5578	4007
Y(max)	9078	7870
Y(max+1)	5396	4189
Y(max+2)	2019	3427

Para determinar el ancho a mitad de altura (FWHM) en pixeles se recurre a la siguiente ecuación [31]:

$$FWHM(pixeles) = N^{\circ} \text{ de pixeles} + \frac{Y_{\max-1} - 0.5Y_{\max}}{Y_{\max-1} - Y_{\max-2}} + \frac{Y_{\max+1} - 0.5Y_{\max}}{Y_{\max+1} - Y_{\max+2}} \quad \text{Ec. 3.8}$$

Sustituyendo los datos de la tabla 3.3 en la ecuación 3.8 se obtiene que la resolución tomográfica del sistema para cada gammacámara es:

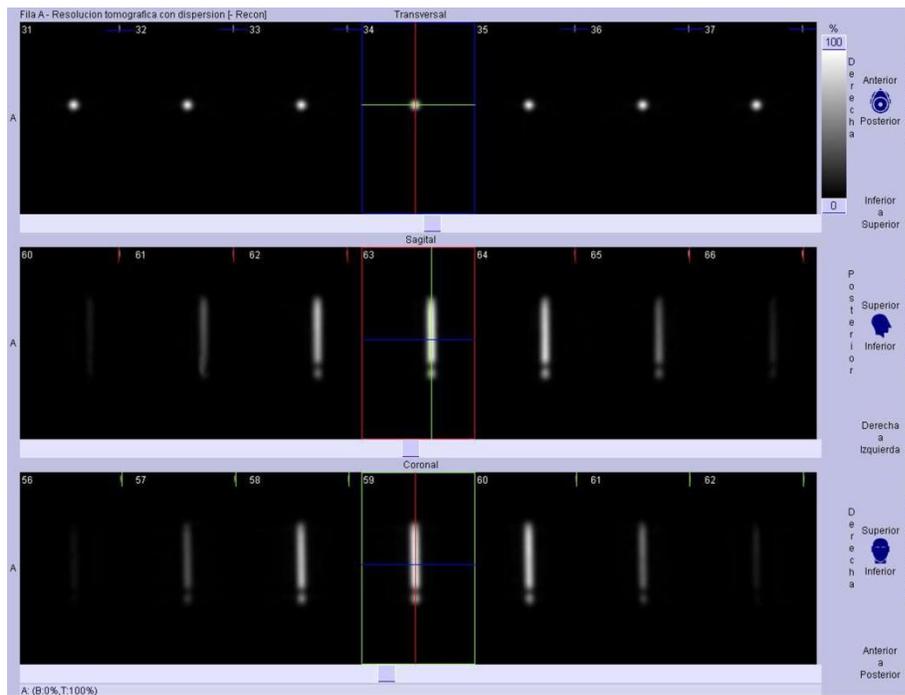
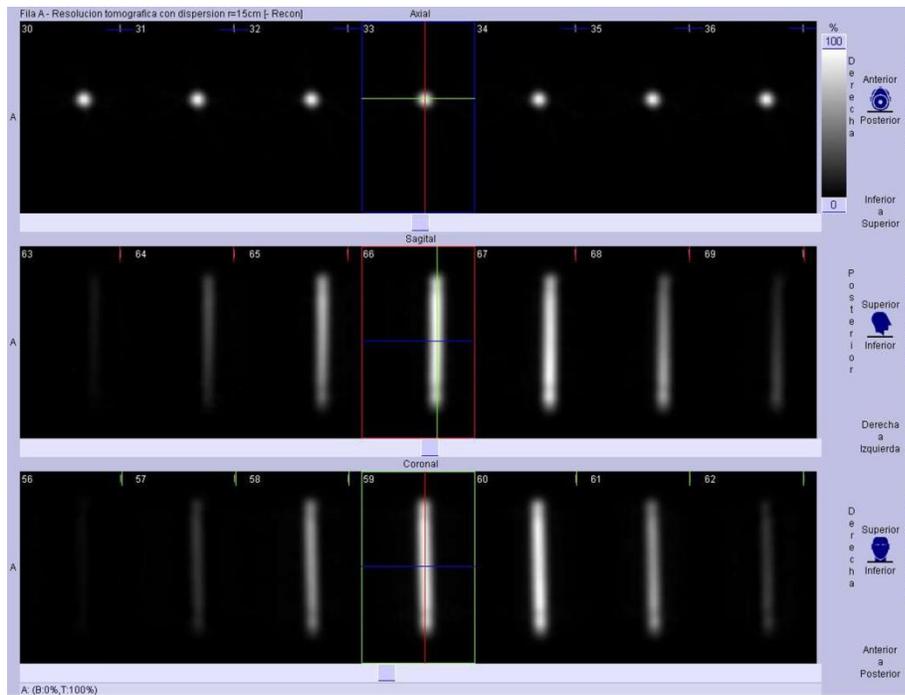


Figura 3.9.- Imágenes adquiridas en el estudio SPECT para determinar la resolución tomográfica de los sistemas gammacámara E.Cam (Imagen de arriba) y Symbia E (Imagen de abajo).

Tabla 3.4.- Resolución tomográfica del sistema gammacámara.

E.Cam(mm)	Symbia E(mm)
11.95	11.33

Comparando los resultados con el valor dado por el fabricante, 10.90 mm [32, 35], se determina el error porcentual de la prueba por medio de la ecuación 3.2, dando como resultado:

Tabla 3.5.- Error porcentual de la medida experimental respecto al dato de referencia.

E.Cam(%)	Symbia E(%)
9.63	3.94

3.8 Variación de la uniformidad y la sensibilidad

Calcular la variación de la uniformidad y la sensibilidad en un estudio SPECT permite conocer cómo se comportan dichos parámetros con la rotación del cabezal de la gammacámara.

Tabla 3.6.- Cuentas por imagen registradas en la adquisición tomográfica de la prueba de control de calidad de variación de la uniformidad y sensibilidad en gammacámara E.Cam.

E.Cam							
Nº imagen	cps						
1	469	17	458	33	447	49	450
2	468	18	458	34	447	50	450
3	467	19	458	35	448	51	450
4	467	20	458	36	446	52	450
5	466	21	457	37	447	53	451
6	465	22	455	38	447	54	451
7	464	23	454	39	447	55	451
8	464	24	453	40	448	56	450
9	461	25	451	41	448	57	451
10	462	26	451	42	447	58	450
11	462	27	450	43	447	59	450
12	460	28	448	44	446	60	450
13	460	29	449	45	447	61	449
14	460	30	448	46	448	62	449
15	458	31	447	47	449	63	449
16	457	32	447	48	450	64	447

Tabla 3.7.- Conteo registrado en cada una de las imágenes en la adquisición tomográfica realizada para evaluar la variación de la uniformidad y sensibilidad del sistema gammacámara Symbia E.

Symbia E							
Nº imagen	cps						
1	402	17	397	33	391	49	387
2	402	18	397	34	391	50	388
3	401	19	397	35	391	51	389
4	401	20	396	36	391	52	389
5	401	21	395	37	390	53	389
6	400	22	395	38	389	54	389
7	400	23	394	39	389	55	389
8	399	24	394	40	388	56	389
9	398	25	394	41	388	57	389
10	399	26	393	42	387	58	389
11	399	27	393	43	386	59	389
12	399	28	392	44	386	60	388
13	398	29	393	45	387	61	389
14	398	30	393	46	386	62	388
15	398	31	392	47	386	63	388
16	398	32	392	48	387	64	387

La evaluación de la variación de la uniformidad y sensibilidad se realiza por medio de la ecuación 3.9 [34].

$$Var(\%) = \pm \frac{Max\ tot\ cts - Min\ tot\ cts}{Max\ tot\ cts + Min\ tot\ cts} \times 100 \quad Ec. 3.9$$

Tomando el conteo máximo y mínimo de las tablas 3.6 y 3.7 se determina la variación de la sensibilidad en los sistemas gammacámara.

$$Var(\%)_{E.Cam} = \pm \frac{469\ cts - 447\ cts}{469\ cts + 447\ cts} \times 100$$

$$Var(\%)_{E.Cam} = 2.40 \%$$

y,

$$Var(\%)_{Symbia\ E} = \pm \frac{402\ cts - 386\ cts}{402\ cts + 386\ cts} \times 100$$

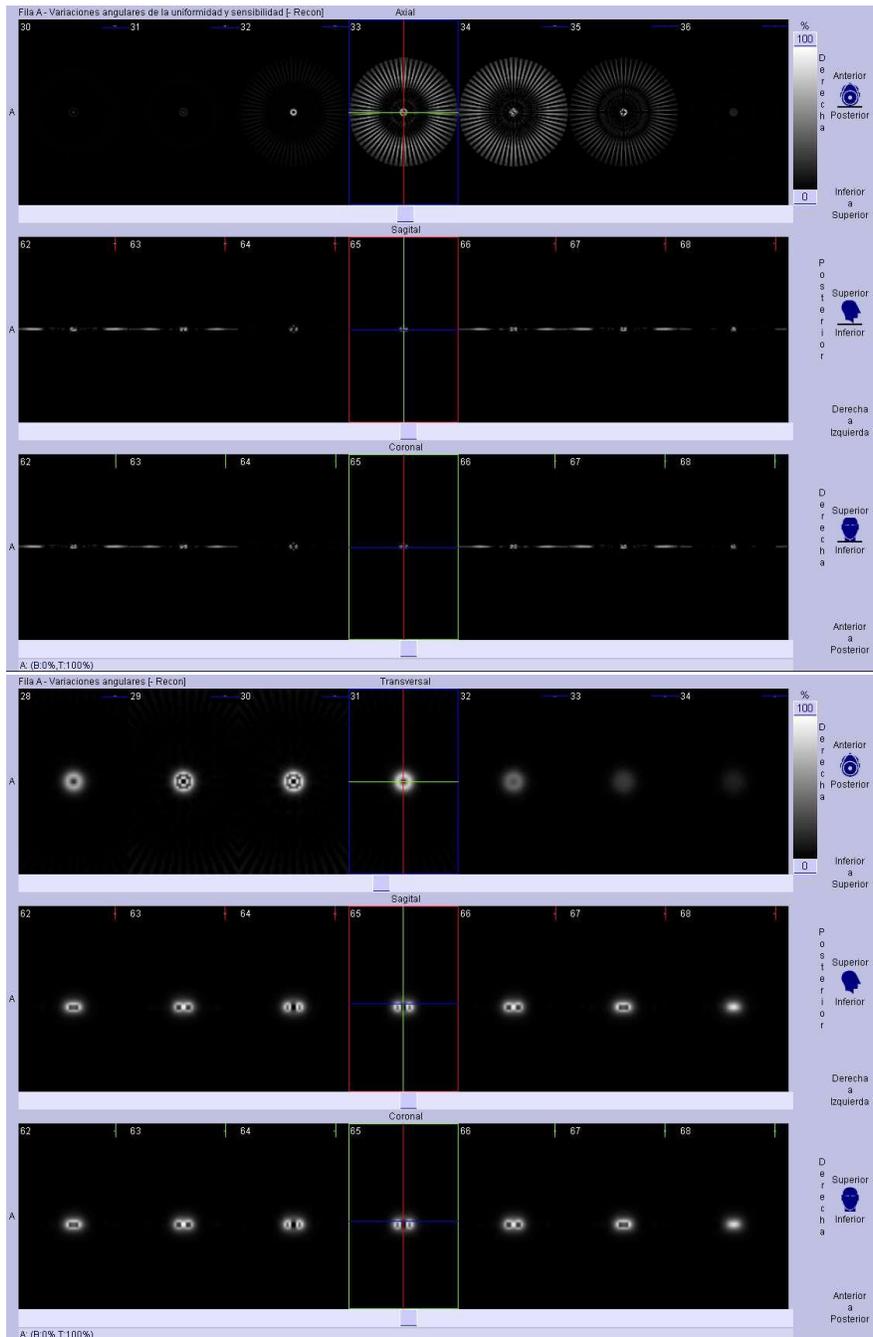


Figura 3.10.- Imágenes adquiridas para determinar la variación de la uniformidad y sensibilidad. En la imagen de arriba se muestra la adquisición en gammacámara E.Cam, mientras que en la de debajo de gammacámara Symbia E.

$$Var(\%)_{Symbia E} = 2.03 \%$$

La variación de la uniformidad y sensibilidad de acuerdo al fabricante no debe exceder el 5% [32, 35].

3.9 Sensibilidad volumétrica y axial

Posteriormente a la ejecución de la prueba de control de calidad para evaluar la sensibilidad volumétrica y axial, se procedió a tratar la imagen. Se dibujó una región rectangular de interés (ROI) centrada en la imagen, con una anchura de 20 pixeles, en la dirección del eje de rotación, registrando así el número de cuentas en dicha región.

Luego se obtuvo de la imagen, la longitud axial de la región, siendo ésta de 0.31 cm para ambas gammacámaras. Con éste dato se procedió a determinar la sensibilidad axial del sistema, a través de la siguiente ecuación [7]:

$$SA[cps/(MBq/cm^2)] = \frac{C_{ROI}[cuentas]}{A[MBq/cm^3].T_{adq}[seg].LA_{ROI}[cm]} \quad \text{Ec. 3.10}$$

La sensibilidad volumétrica se determina a partir de la ecuación 3.11

$$SV[cps/(MBq/cm^3)] = SA[cps/(MBq/cm^2)] . LA_{ROI}[cm] \quad \text{Ec. 3.11}$$

donde LA_{ROI} es la amplitud axial del la región de interés [7].

La actividad utilizada fue de 5mCi equivalentes a 180 MBq en un volumen de 1 cm³; el tiempo de adquisición fue de 155 y 132 segundos para gammacámara E.Cam y Symbia E respectivamente, en el mismo orden el conteo en la región de interés fue de y 722,857 y 855,689 cuentas.

Sustituyendo estos datos en la ecuación 3.10 se obtiene la sensibilidad axial del sistema E.Cam en primer lugar:

$$SA[cps/(MBq/cm^2)] = \frac{722,857 \text{ cuentas}}{[185 \text{ MBq}/1 \text{ cm}^3].155 \text{ seg}.0.31 \text{ cm}}$$

$$SA = 95.49 [cps/(MBq/cm^2)]$$

Para Symbia E:

$$SA[\text{cps}/(\text{MBq}/\text{cm}^2)] = \frac{855,689 \text{ cuentas}}{[185 \text{ MBq}/1 \text{ cm}^3] \cdot 132 \text{ seg} \cdot 0.31 \text{ cm}}$$
$$SA = 96.26 [\text{cps}/(\text{MBq}/\text{cm}^2)]$$

Con el valor resultante de la sensibilidad axial se procede a calcular la sensibilidad volumétrica, utilizando para ello la amplitud axial de la región de interés, que corresponde al valor del 132.20 y 126.61 cm para E.Cam y Symbia E respectivamente. Quedando de la siguiente manera:

E.Cam

$$SV = 95.49 [\text{cps}/(\text{MBq}/\text{cm}^2)] \cdot 132.20 \text{ cm}$$
$$SV = 11,712.80 [\text{cps}/(\text{MBq}/\text{cm}^3)]$$

Symbia E

$$SV = 96.26 [\text{cps}/(\text{MBq}/\text{cm}^2)] \cdot 126.61 \text{ cm}$$
$$SV = 11,878.62 [\text{cps}/(\text{MBq}/\text{cm}^3)]$$

El valor de aceptación proporcionado por el fabricante corresponde a 12,000 [cps/(MBq/cm³) [32, 35], por lo tanto se determina el error porcentual para los valores obtenidos durante la prueba de control de calidad, sustituyendo los resultados y el dato de referencia en la ecuación 3.2:

$$E(\%)_{E.Cam} = \left| \frac{11,712.80 - 12,000}{12,000} \right| \times 100$$

$$E(\%)_{E.Cam} = 2.39\%$$

$$E(\%)_{Symbia E} = \left| \frac{11,878.39 - 12,000}{12,000} \right| \times 100$$

$$E(\%)_{Symbia E} = 1.00\%$$

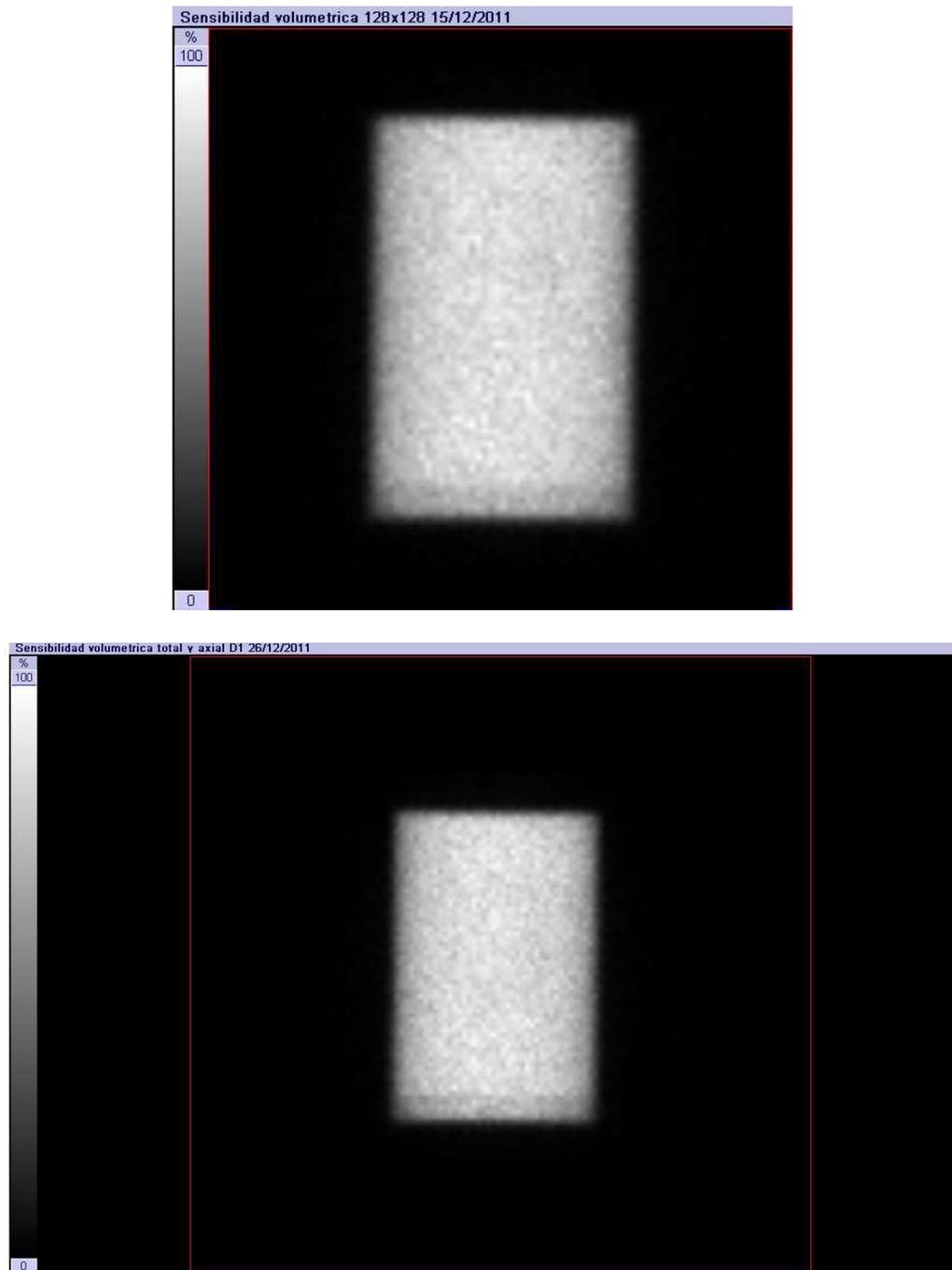


Figura 3.11.- Adquisición de imagen para evaluar la sensibilidad axial y volumétrica del sistema. En la parte superior se puede apreciar la correspondiente a gammacámara E.Cam y en la inferior la de Symbia E.

3.10 Contraste

Conocer el contraste de la imagen puede proporcionar información valiosa relacionada con la capacidad que tiene el sistema SPECT de detectar lesiones reales. Esto se logra por medio de pruebas de control de calidad analizadas a través de la siguiente ecuación [31]:

$$C_{imagen} = \left| \frac{(Cuentas.Pixel^{-1})_{esfera} - (Cuentas.Pixel^{-1})_{fondo}}{(Cuentas.Pixel^{-1})_{fondo}} \right| \quad \text{Ec. 3.12}$$

De la adquisición tomográfica realizada para evaluar el contraste, se extrajeron los datos que se muestran en la tabla 3.8. Corresponden a las cuentas por pixel medidas en una esfera de interés, además de las medidas en un área adyacente a dicha esfera con la finalidad de medir las cuentas por pixel del fondo.

Tabla 3.8.- Cuentas por pixel (cpp) obtenidas para la evaluación del contraste de la imagen.

E.Cam		Symbia E	
Esfera	Fondo	Esfera	Fondo
947	1996	832	1623
756	1956	830	1504
740	1691	733	1699
849	1804	855	1514
857	1796	949	1582
732	1968	851	1722
Prom = 813.50	Prom = 1868.50	Prom = 841.67	Prom = 1607.33

Sustituyendo el promedio de los datos de la tabla 3.8 en la ecuación 3.12 se determina el contraste de la imagen para los sistemas gammacámara, tal como sigue:

E.Cam

$$C_{E.Cam} = \left| \frac{813.50cpp - 1868.50cpp}{1868.50cpp} \right|$$

$$C_{E.Cam} = 0.56$$

Symbia E

$$C_{Symbia E} = \left| \frac{841.67cpp - 1607.33cpp}{1607.33cpp} \right|$$

$$C_{Symbia E} = 0.48$$

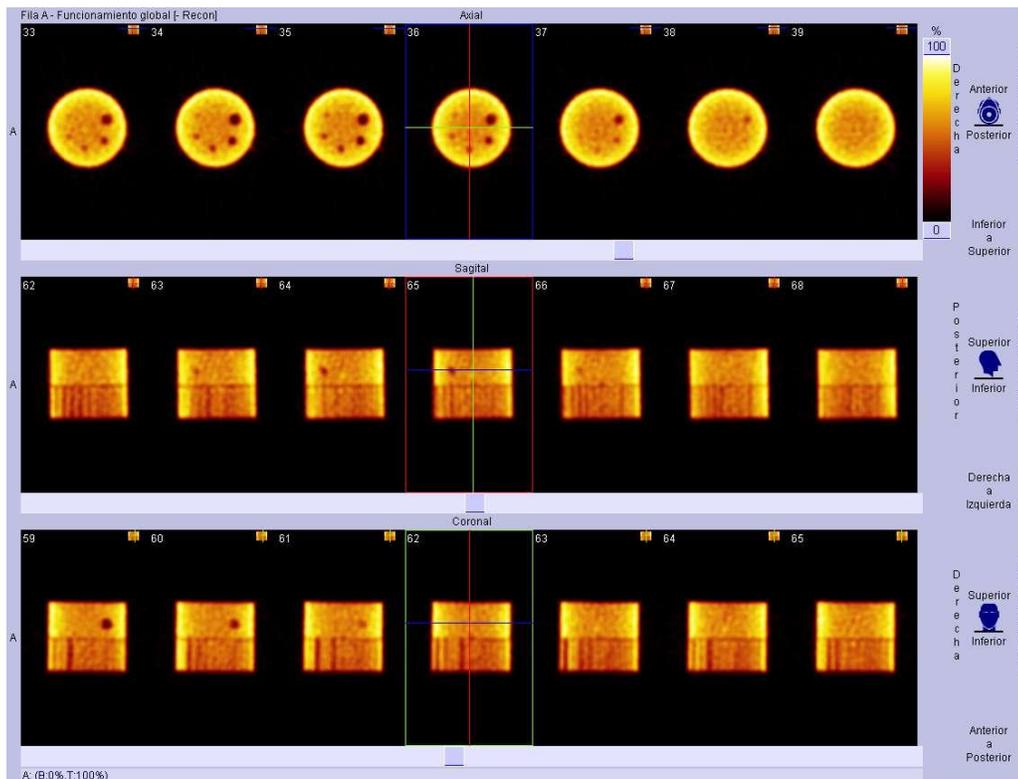


Figura 3.12.- Control de calidad del contraste de la imagen en gammacámara E.Cam utilizando el fantoma Jaszczak en la sección de esferas frías.

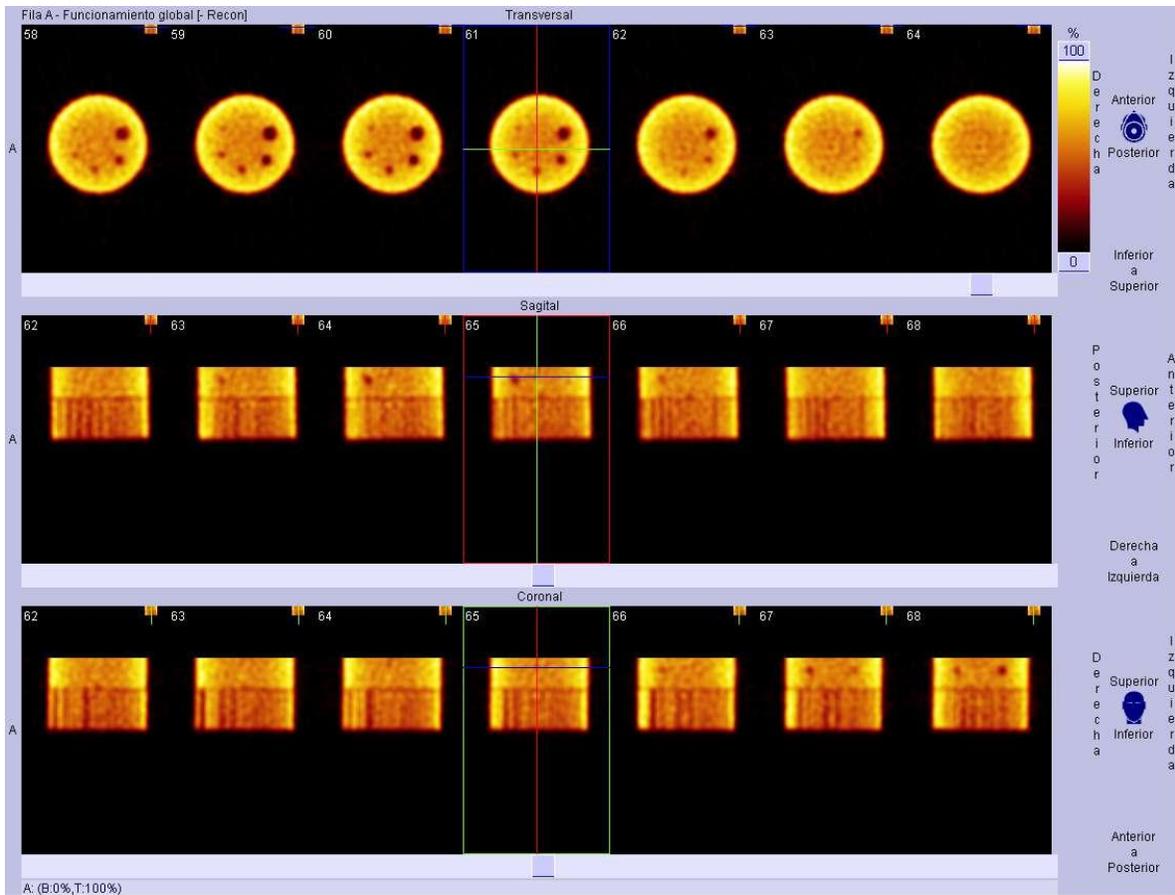


Figura 3.13.- Evaluación del contraste de la imagen en gammacámara Symbia E.

3.11 Funcionamiento global del sistema

Para llevar a cabo este análisis se midió la relación de cuentas entre el borde y el centro de la imagen, de manera que se hiciera una estimación del coeficiente de atenuación por medio de la siguiente ecuación [7]:

$$\mu = \frac{\ln \frac{\text{cuentas en borde}}{\text{cuentas en centro}}}{\text{radio}} [cm^{-1}] \quad \text{Ec. 3.13}$$

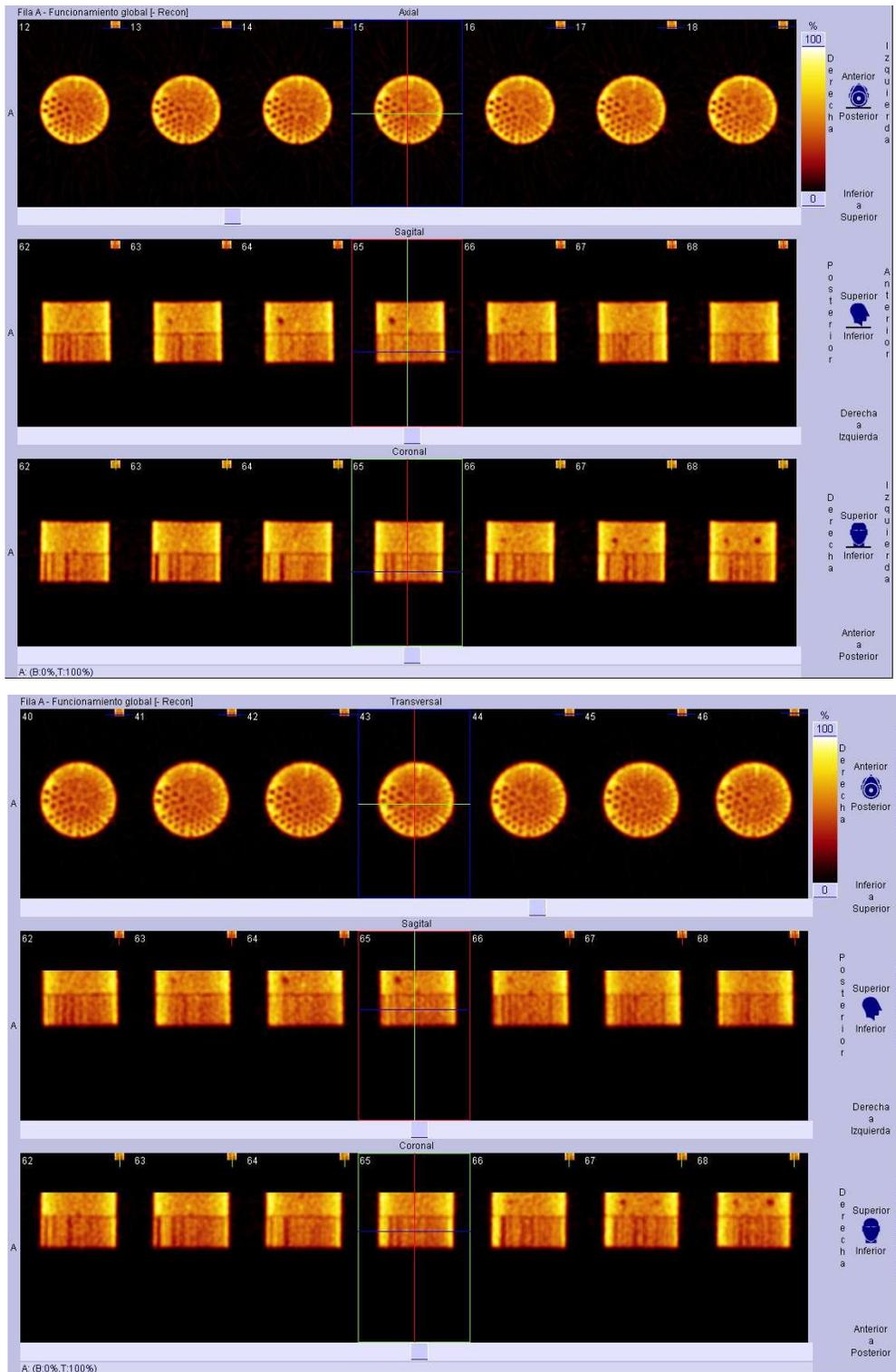


Figura 3.14.- En la imagen superior se aprecian los cortes SPECT del funcionamiento global de gammacámara E.Cam, mientras que en la parte inferior, el resultado del mismo estudio en gammacámara Symbia E.

Tabla 3.9.- Cuentas obtenidas para evaluación de funcionamiento global del sistema.

E.Cam		Symbia	
cts borde	cts centro	cts borde	cts centro
5143.4	1148	5877.76	1312

Se seleccionó un corte tomográfico del cual se extrajeron los datos que se muestran promediados en la tabla 3.12, los cuales al ser sustituidos en la ecuación 3.13 nos da como resultado el coeficiente de atenuación

E.Cam

$$\mu = \frac{\ln \frac{5143.40 \text{ cts}}{1148 \text{ cts}}}{10 \text{ cm}}$$

$$\mu = 0.15 \text{ cm}^{-1}$$

Symbia E

$$\mu = \frac{\ln \frac{5877.76 \text{ cts}}{1312 \text{ cts}}}{10 \text{ cm}}$$

$$\mu = 0.15 \text{ cm}^{-1}$$

Posterior a determinar el coeficiente de atenuación se midió el tamaño de las lesiones esféricas que fueran visibles, quedando de la siguiente manera:

Tabla 3.10.- Comparación realizada de los diámetros de las esferas del fantoma Jaszczak con los medidos en uno de los cortes tomográfico del estudio SPECT.

Fantoma Jaszczak	E.Cam		Symbia	
	D esfera (mm)	Error (%)	D esfera (mm)	Error (%)
31.8	31.2	1.9	31.6	0.6
25.4	24.9	2.0	25.3	0.4
19.1	18.8	1.6	19.0	0.5
15.9	15.5	2.5	15.8	1.3
12.7	12.4	2.3	12.6	0.8
9.5	9.3	2.1	9.4	1.1

4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Las verificaciones de sensibilidad tanto intrínseca como extrínseca, de los sistemas gammacámara E.Cam y Symbia E, arrojaron resultados consistentes con los datos de referencia proporcionados por el fabricante, correspondientes a 100cps/MBq para ambos equipos. Los valores de sensibilidad intrínseca y extrínseca para gammacámara E.Cam fueron 109.94 cps/MBq y 109.90 cps/MBq, en ese orden, equivalentes a un error porcentual del 9.04% y 9.90%. En el caso de gammacámara Symbia E los resultados obtenidos de sensibilidad intrínseca para el detector 1 y 2 fue de 99.02 cps/MBq y 99.69 cps/MBq, presentando un error del 0.98% y 0.31%; en cuanto a la sensibilidad extrínseca para detector 1 y 2 se obtuvieron valores de 113.86 cps/MBq y 110.92 cps/MBq, con una diferencia del valor de referencia correspondiente a 13.90 % y 10.90 % respectivamente.

La resolución espacial intrínseca y extrínseca en gammacámara E.Cam comprendió valores de 3.98 mm y 7.12 mm, correspondientes al 4.74% y 5.07% de error respecto al valor de aceptación establecido por el fabricante, es decir, 3.80 mm para resolución espacial intrínseca y 7.50 mm para resolución espacial extrínseca. En gammacámara Symbia E, la resolución espacial intrínseca tanto para el detector 1 como para el detector 2 proporcionó el mismo valor, el cual fue de 3.81 mm, cuyo error fue de 0.26 %; mientras que la resolución espacial extrínseca tuvo valores de 7.14 mm y 7.18 mm respectivamente, con errores de 4.80 % y 4.27 %. Por tanto, el resultado obtenido de las pruebas de control de calidad de resolución espacial intrínseca y extrínseca está dentro del valor recomendado por el fabricante como aceptable para el buen desempeño de los sistemas gammacámara.

La prueba de control de calidad efectuada en gammacámaras E.Cam y Symbia E proporcionó valores de 0.21 mm, un 5% de error respecto al valor de referencia 0.20 mm.

Los resultados del control de calidad para la uniformidad tomográfica se encontraron dentro del límite permitido, éste no debe exceder del 20 %, y cuyos valores normales

oscilan entre el 11% y 18 %. Para gammacámara E.Cam se registro un valor del 11.35 % y para Symbia E 11.60 %.

Los resultados obtenidos en la prueba de control de calidad de resolución tomográfica fue de 11.95 mm y 11.33 mm en gammacámara E.Cam y Symbia E respectivamente, con un error del 9.63 % y 3.94 % comparado con el dato de referencia establecido por el fabricante para dicho parámetro que es de 10.90 mm.

De acuerdo al documento Symbia E and S Specifications, la variación de la uniformidad y la sensibilidad tomográfica no debe ser mayor al 5%. Del análisis de datos se obtuvo un valor de 2.40 % para sistema E.Cam y 2.03 % para sistema Symbia E, por lo que las gammacámaras se encuentran dentro del valor esperado para este parámetro.

De la ejecución del control de calidad para conocer volumétrica de los sistemas gammacámara se determinó que ésta cumple el criterio de aceptación del fabricante, siendo de 11,712.80 cps/(MBq/cm³) en gammacámara E.Cam y 11,878.62 cps/(MBq/cm³) en gammacámara Symbia E, presentando de manera correspondiente una diferencia respecto al valor de aceptación establecido como 12,000 cps/(MBq/cm³) del 2.33 % y 1.00 %.

El contraste determinado para gammacámara E.Cam fue de 0.56, mientras que para 0.48 para gammacámara Symbia E.

En la evaluación del funcionamiento global del sistema no se observaron en las imágenes adquiridas artefactos circulares que indicasen alguna anomalía o problemas de uniformidad. Se obtuvo un coeficiente de atenuación de 0.15 cm⁻¹ el cual se aplicó a las imágenes obtenidas y las cuales no presentaron variación significativa en la uniformidad. Se midieron las esferas del fantoma Jaszczak visualizadas en los cortes del estudio tomográfico, variando respecto a valor real en un rango del 1.6-2.5% para gammacámara E.Cam y 0.4-1.3% en sistema Symbia E.

Como recomendación general, se considera la necesidad de llevar a cabo un programa de control de calidad de rutina, el cual tiene como propósito principal detectar cambios

en el desempeño de las gammacámaras respecto a las condiciones de referencia o las especificación proporcionadas por el fabricante, de modo que esto permita obtener imágenes diagnósticas de calidad, optimización de las dosis impartidas a los pacientes, disminución la exposición del personal ocupacionalmente expuesto y la utilización efectiva de los recursos.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Núñez Margarita. *Control de Calidad de los Sistemas de Detección Usados en Medicina Nuclear*. Escuela Universitaria de Tecnología Médica UdelaR, Montevideo, Uruguay Comité de Tecnólogos de ALASBIMN. 2008.
- [2] Faiz M. Khan. *Physics of Radiation Therapy*. Third Edition. 2003.
- [3] Harold Elford Johns, John Robert Cunningham. *The Physics og Radiology*. Fourth edition.
- [4] Rachel A. Powsner and Edward R. Powsner. *Essential Nuclear Medicine Physics*. Second edition. 2006.
- [5] Peter F. Sharp, Howard G. Gemmell, Alison D. Murray. *Practical Nuclear Medicine*. Third Edition. 2005.
- [6] Kieran Maher. *Basics Physics of Nuclear Medicine*. 2006.
- [7] Barquero, Raquel; Blanes, Ana; Delgado, José Miguel; Ferrer, Natividad; Martí, José María; Puchal, Rafael; Ramírez, María Luisa; Simón, Javier Luis. *Protocolo Nacional del Control de Calidad en la Instrumentación en Medicina Nuclear*. España 1999.
- [8] Gómez González, David. *Técnicas Instrumentales en Química, Contadores de Centelleo*. 2008.
- [9] Mónica Galán López. *Puesta a punto de un espectrómetro de centelleo líquido para la determinación de radón en muestras de agua*. 2003.

- [10] Zimmermann, Richard. *Nuclear Medicine, Radioactivity for Diagnosis and Therapy*. EDP Science 2007.
- [11] González Arias, Arnoldo. *¿Qué es el Electromagnetismo?* Universidad de Salamanca, 2001.
- [12] Eisberg, Robert; Resnick Robert. *Física Cuántica. Átomos, Moléculas, Sólidos, Núcleos y Partículas*. Editorial Limusa. México. 1978.
- [13] Douglas A. Skoog *Principios de análisis instrumental*.
- [14] Nuñez, Margarita. *Fundamentos de SPECT*. Escuela Universitaria de Tecnología Médica UdelaR, Montevideo, Uruguay. Comité de Tecnólogos de ALASBIMN 2008.
- [15] International Atomic Energy. *Quality assurance for SPECT systems*. Human Health Series ; ISSN 2075–3772. Vienna Agency, 2009.
- [16] *Simposio Sobre los Efectos Químicos de las Transformaciones Nucleares*. PRAGA, 1960.
- [17] Verdera, E. Silvia; Gómez Silvia. *Radiofármacos Terapéuticos*. Comité de Radiofarmacia. Asociación Latinoamericana de Sociedades de Biología y Medicina Nuclear. DICIEMBRE 2007.
- [18] Ballester, Facundo; Udías, José Manuel. *Física Nuclear y Medicina*. 2008.
- [19] Sánchez Galiano, Pedro. *Introducción a la Física de la Radioterapia*. Unidad de Radiofísica. Hospital Central de Asturias.

- [20] Graham, Stephen; Fahey, Frederic; Madsen, Mark; van Aswergen, Andries; Yester, Michael. *Quantitation of SPECT Performance*. Report AAPM No. 52. American Association of Physicists in Medicine. 1995.
- [21] Dra.Consuelo Arteaga De Murphy. “*Radionucleidos para Diagnóstico y para Terapia*”. Instituto Nacional de Ciencias Médicas y Nutrición Salvador Zubirán. México. 2007.
- [22] Montero, Gloria. “*Control de Calidad de Generadores de Molibdeno-99/Tecnecio-99 de Columna Seca*”. Madrid. 1993.
- [23] Montoya, Arnulfo; Rodríguez, Alejandro; Trujillo, Flavio. *Diseño e implementación de un programa de aseguramiento de calidad para cámaras gamma*. Mexico, 2009.
- [24] Siemens Medical Solutions, Inc. Molecular Imaging. *E.Cam Signature Series. All About Quality, Speed and Comfort*. USA. 2006.
- [25] *The Siemens Medical Solutions Symbia E Series SPECT Imager Brings New Workflow and Imaging Benefits to Users in a Cost-Conscious Package*. Copenhagen, Denmark, Oct. 14, 2007.
- [26] *Instrucciones sobre funcionamiento Sistema Symbia Serie E*. Siemens Medical Solutions USA, Inc. 2009.
- [27] Table of Radioactive Isotopes, 7th edition, 1986.
- [28] Eckert&Ziegler Isotope Products. *Flood Source Evaluation Report*. Berlin, Germany.

- [29] <http://www.flukebiomedical.com>. *Catalogo de Productos Fluke Biomedical*. USA. 2005.
- [30] Siemens. *Fantomas para Calibración y Control de Calidad para Gammacámara*. 2010.
- [31] User's Manual. *SPECT PHANTOM*. Data Spectrum Corporation. 2008.
- [32] Siemens AG. *Symbia E and S. System Specifications*. Munich, Germany. 2012. www.siemens.com/mi.
- [33] Gutiérrez Aranzeta. *Introducción a la Metodología Experimental*. Segunda Edición. LIMUSA Noriega Editores. México. 2000.
- [34] Muehllehner, Gerd; H. Wake, Robert; Sano Richard. *Standards for Performance Measurements in Scintillation Cameras*. The Journal of Nuclear Medicine, Adjunctive Medical Knowledge. Volume 22, N° 1. 1981.
- [35] Siemens Medical Solutions. *e.cam Signature Series. All About Quality, Speed and Comfort*. USA. 2006.